

การประยุกต์ใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านท่อ Antenna เพื่อการบำบัดเนื้อเยื่อมะเร็ง

An Application of Electromagnetic Wave Antenna for Cancer Therapy

สมศักดิ์ วงศ์ประดับไชย สุชัย พงษ์พากรเพียร และจิตรภาณุ คุลทอง

Somsak Vongpradubchai, Suchai Pongpakpien and Jitpanu Kunthong

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ จังหวัดปทุมธานี 12121

บทคัดย่อ

พัฒนาจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยเฉพาะอย่างยิ่งในยานไมโครเวฟมีประสิทธิภาพและประโยชน์เป็นอย่างมากในการบำบัดเนื้อเยื่อร้ายชั้น มะเร็ง เมื่อเทียบกับวิธีการรักษาในรูปแบบอื่นๆ ในอดีตที่ผ่านมา ทางการแพทย์มีการประยุกต์ใช้ พัฒนาจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไมโครเวฟ ในหลายรูปแบบการรักษา หนึ่งในนั้นคือการสอดท่อสายอากาศ นำคลื่นเข้าไปบริเวณที่ต้องการบำบัด และปล่อยคลื่นเพื่อทำลายเนื้อเยื่อเป้าหมาย

บทความนี้ได้รวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในการบำบัดรักษาเนื้อเยื่อร้าย การกระจายตัวของความร้อน ในรูปแบบ สมการไบโอล็อกซิซึ่งมีผลงานที่สำคัญหลายฉบับถูกพิพากษาและนำเสนอในบทความนี้ อีกทั้งมีการรวบรวมแนวคิดในการสร้างอุปกรณ์ ที่มีการกล่าวถึงโดยหลัก แบ่งออกเป็น สองส่วน คือ ส่วนของแหล่งกำเนิดและเส้าอากาศท่อนำคลื่น มีการ รวบรวมแนวคิดของอุปกรณ์จากเอกสารวิจัยต่าง รวมถึงงานวิจัย การสร้างสายอากาศท่อนำคลื่นด้วย การประยุกต์ใช้ ในหลากหลายรูปแบบ ได้ถูกบรรยาย และอ้างถึงทฤษฎี ที่ถูกอ้างอิง ได้ถูกบรรยายไว้ในบทความนี้

บทสรุปของบทความในเรื่องการประยุกต์ใช้เครื่องบำบัดเนื้อเยื่อพันว่า การใช้แบบจำลองไม่สมดุลเชิงความร้อน (Local thermal non-equilibrium : LTNE) กับต้นลักษณะพื้นที่ผลิตพลังงาน ใกล้เคียงที่น่าสนใจในการทำการศึกษาต่อรวมถึงการทดลองจริงเพื่อเปรียบเทียบผลต่อไป กรณีของสายอากาศที่เหมาะสมที่สุดนั้น ที่นี่ที่แล้วการป้อนเข้าพัฒนาไมโครเวฟ ซึ่งมีนัยสำคัญ กับอุณหภูมินี้อย่างมาก สำหรับการรักษาจริง

Abstract

Compared to other method of treatment in the past, energy from electromagnetic (EM) radiation, especially in the microwave is a very powerful and useful in the treatment of malignant tissues, such as cancer. There are many medical application of EM microwave. Among these ablative technologies, the application of microwave power to the liver tissue through the microwave antenna to destroy the target tumors, have been used.

This article was compiled related research in the treatment of malignant tissue. The distribution of heat In the form of bio-heat equation. The effect of several important issues were reviewed and presented in this article. Including with the equipment design concept which separate into two parts, the power source and antenna wave guide. The various application concept and refers to many theory reference has been concluded in this article.

A summary of the article in the application of tissue treatment found that the thermal model (Local thermal non-equilibrium: LTNE) with porous liver show the good result. The experimental should carry on comparing the simulation result. In case of suitable antenna type, depend on volume of tumors, input power of microwave, temperature of tissue and blood when the operation conducts.

1. บทนำ

การบำบัดเนื้อร้ายด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโครเรฟ หรือชื่อภาษาอังกฤษ คือ Microwave Ablation (MWA) เป็นทางเลือกที่กว้างขวางมากขึ้นในการรักษามะเร็ง รวมถึง บริเวณที่ทำการผ่าตัดได้ยาก เช่น ที่บริเวณ ตับ ซึ่งคนไข้ไม่สามารถรับการผ่าตัดได้มาก เนื่องด้วยข้อจำกัด เช่น จำนวนที่เกิดขึ้นหลายจุด ขนาดของเนื้อร้าย ตำแหน่งของเนื้อร้าย จากสถิติที่ผ่านมา ร้อยละ 25-38% สามารถชีวิตต่อไปได้อีก 5 ปีหลังเข้ารับการผ่าตัดเนื้อร้าย เทียบกับผู้ที่ไม่สามารถเข้ารับการผ่าตัดจะมีเปอร์เซ็นต์รอดชีวิตเป็น 0% ใน 5 ปีต่อมาแต่คนไข้ที่สุขภาพแข็งแรงสามารถเข้ารับการผ่าตัดกรณีนี้ มีแค่ 10-20% เท่านั้น การผ่าตัดด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโครเรฟผ่านท่อน้ำคลื่นจึงเป็นวิทยาการที่ได้รับความสนใจ เพราะ MWA สามารถพัฒนาผลการบำบัดโดยมีผลข้างเคียงน้อย [1] และจะมีประสิทธิภาพมากเมื่อเนื้อร้ายอยู่ในพื้นที่ที่ไม่สามารถผ่าตัดนำออกมานำไปได้โดยง่าย ซึ่งจะสามารถรักษาอีกด้วยผู้ป่วยในป่อร์เช็นท์สูงขึ้น

เมื่อเปรียบเทียบกับเทคโนโลยีที่มีอยู่ในการผ่าตัดด้วยการใช้ความร้อนเช่นคลื่นวิทยุ (Radio Frequency) เป็นต้น MWA เทคโนโลยีมีข้อเด่นกว่า เช่น ความสามารถในการบำบัดก้อนเนื้อร้ายที่โดยทั่วไป ประมาณการผ่าตัดและความรวดเร็วในการผ่าตัดที่สูงกว่า [2] ในการรักษาแบบ MWA เนื้อร้ายที่ต้องการบำบัดจะได้รับการให้ความร้อน ถึงจุดที่ทำการบำบัด โดยปกติอยู่ที่ 50°C เพลตนื้อร้ายจะถูกทำลาย [3] ประสิทธิผลของ MWA จะเกี่ยวข้องกับการควบคุมอุณหภูมิ ขณะดำเนินการเพื่อที่จะบำบัดเนื้อร้าย โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อปกติ ความสามารถในการพยากรณ์อุณหภูมิของก้อนเนื้อ และรอบๆ เนื้อเยื่อเป็นเรื่องที่สำคัญใน MWA อย่างไรก็ตาม ก่อนการรักษาจริง ควรจะมีการคำนวณแบบจำลอง ดังนั้น แบบจำลองของ MWA ในเนื้อเยื่อที่มีความต้องการ แบบจำลองทางคลินิกศาสตร์มีบทบาทสำคัญในงานการพยากรณ์ การปฏิบัติ เพื่อที่จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานในโครเรฟถ่ายทอดให้กับเนื้อเยื่อและผลลัพธ์หลังจากการบำบัดค่อนข้างชัดเจนมาก โดยเฉพาะในเนื้อเยื่อที่มีเลือดอยู่มาก เช่น ตับ นอกจากนี้แล้วแบบจำลองภายใต้เงื่อนไขมากมายสามารถศึกษาเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการใช้ และในการนับช่องค์ประกอบพื้นฐานพร้อมกับให้แนวทาง

สำหรับการพิจารณาการทดลองที่ใกล้เคียงความเป็นจริงมากขึ้น

2. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อ

ในอดีต การศึกษา MWA ทุยกวีที่นำมาวิเคราะห์จะเกี่ยวข้องกับการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุชนิดเดียวกัน มักจะประยุกต์ใช้สมการ ใบโอีทของ Pennes [4] แบบจำลอง เหล่านี้ปกติต้องการสมมติฐานหลายอย่าง ซึ่งมีข้อจำกัดในการปฏิบัติจริง

$$(\rho C_p) \frac{\partial T_t}{\partial T_i} = \nabla \cdot (K_t \nabla T_t) + (\rho C_p)_b \omega_b (T_b - T_t) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

สมการใบโอีทของเพนเนส นำเสนอโดย Pennes [4] บนพื้นฐานของสมการการกระจายความร้อนรวมกับการถ่ายความร้อนในเนื้อเยื่อและระบบหลอดเลือด, น้ำเลือด (ผ่านหลอดเลือดภายในเนื้อเยื่อ) และความร้อนจากการเผาผลาญอาหาร สมการใบโอีทของเพนเนส มีการใช้อายุ กว้างขวางในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อ ปกติ ในแบบจำลองทางความร้อน [6-8] เนื่องจากความจ่าย และต้นของสมการใบโอีทของ Pennes จึงตั้งสมมติฐานว่า อุณหภูมิของเลือดกับเส้นเลือดฝอยเท่ากับอุณหภูมิหลักของร่างกาย ซึ่งหมายความว่า ความร้อนที่เพิ่มขึ้น คล่องที่เกิดในเส้นเลือดฝอยไม่เกิดขึ้น และไม่มีการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของพลังงานความร้อนของเลือด

ในองค์ประกอบของระบบการวิเคราะห์ที่ชั้บชั้นขึ้น เช่น หลอดเลือดที่มีขนาดใหญ่ขึ้น [9] งานวิจัยได้มีการสังเกต โมเดลใหม่ ซึ่งปรับปรุงแบบจำลอง Pennes หรือแบบจำลองที่ Pennes ที่ขยายแบบจำลองอื่นๆ ตัวอย่างเช่น Klinger [10] พัฒนาขึ้นตอนทางคณิตศาสตร์ ซึ่งเพื่อเพิ่มความแม่นยำของสมการ ใบโอีทด้วย สมการพากวนร้อน Yang และทีมงาน [11] นำเสนอแบบจำลองใหม่ เพื่อศึกษาการบำบัดเนื้อร้ายด้วยอุณหภูมิสูง โดยใช้การปรับปรุงสมการใบโอีท โดยเพิ่มการระเหยของน้ำภายในเนื้อเยื่อ ระหว่างการให้ความร้อน ผลการจำลองของการปรับปรุง สมการใบโอีท พบว่า ได้ผลตรงกับการทดลองจริงเป็นอย่างดี หลังจากนั้น แกร่งอินทร์และทีมงาน [12] นำเสนอ

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของคุณลักษณะการนำบัดเนื้อร้ายมะเร็งดับ โดยใช้แบบจำลองคณิตศาสตร์ที่สมบูรณ์พิจารณาทั้งแบบจำลองของใบโอีทกับการกระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการเปลี่ยนรูปทางกลในเนื้อยื่อตับระหว่างการทำ MWA

ในความเป็นจริงเนื้อยื่อจะประกอบด้วย เชลล์และหลอดเลือดเล็ก และการไหหลองเลือดในท่อนามานายประมาณได้ว่าเนื้อยื่อเปรียบเหมือนกับฟองน้ำที่มีเลือดอยู่ภายในคล้ายกับโครงสร้างวัสดุพรุน [13-14] ดังนั้นการศึกษาการถ่ายเทความร้อน ในเนื้อยื่อชี้ว่าภาพควรรวมทฤษฎีวัสดุพรุนเข้าด้วย ประโภชน์ของการใช้ทฤษฎีวัสดุพรุนในแบบจำลองของการถ่ายเทความร้อนคือ ทำให้มีการประมาณน้อยลง เมื่อเปรียบเทียบกับสมการในแบบจำลองในโอีทอื่นๆ การอธิบายของการเคลื่อนความร้อนผ่านวัสดุพรุน ได้รับความสนใจมาหลายสิบปี มีสองโมเดลที่แตกต่างกันที่ใช้ในวิเคราะห์ การถ่ายเทความร้อนในวัสดุพรุน LOCAL THERMAL EQUILIBRIUM (LTE) และ LOCAL THERMAL NON-EQUILIBRIUM (LTNE) โดยส่วนใหญ่ของงานวิจัยที่ผ่านมาจะอ้างถึงแบบจำลอง LTE บนสมมติฐานที่ว่า อุณหภูมิของเฟสเนื้อยื่อ เท่ากับอุณหภูมิของเฟสของเหลวทุกๆ ที่ในโครงสร้างพรุน สมมติฐานนี้ ก็ได้ขึ้นเมื่อการแตกเปลี่ยนความร้อนระหว่างเนื้อยื่อและเลือดมีประสิทธิภาพ สมมติฐานนี้จะเป็นจริงในกรณีที่มีหลอดเลือดขนาดเล็กเป็นจำนวนมาก และพื้นที่ในการถ่ายเทความร้อนสูง [15] การอธิบายแบบจำลอง LTE สามารถหาได้จากการวิจัย [16-19] Alazmi และ Vafai [16] สรุงเกตเห็นผลของตัวเลขหารซึ่งพารามิเตอร์อินโนเวชันที่ ตัวเลขเรียกว่า k' ความพรุนขนาดของอนุภาค และอัตราความเร็วของการกระจายตัวของอุณหภูมิจากของเหลวสู่ของแข็ง กับแบบจำลองของวัสดุพรุน ทั้งนี้ KOU และทีมงาน [18] นำเสนอผลการทดลองของทิศทางการไหหลองเลือด และความร้อนบนการกระจายตัวของอุณหภูมิ และความร้อนระหว่างการนำบัดเนื้อยื่อ ด้วยความร้อน สมการการถ่ายเทความร้อนในโอีทที่พัฒนาขึ้นบนพื้นฐานของวัสดุพรุน บนหลักการ LTE โดยใช้ วิธีความสัมพันธ์ของ Green ได้ถูกนำเสนอขึ้นมาเพื่อครอบคลุมการกระจายตัวของอุณหภูมิ และความร้อน ผลได้แสดงให้เห็นโดยเมนของแพดจากความร้อนอาจจะเพิ่มขึ้นในบริเวณเนื้อยื่อที่เป็นปกติ

เมื่อความพรุนและค่าเฉลี่ยความเร็วของเลือดมีค่ามาก

Rattanadecho และ Keangin [19] ได้นำเสนอ การวิเคราะห์ การถ่ายเทความร้อนและการไหหลองเลือด บนสมมติฐานของ LTE ในเนื้อยื่อตับ สมมติฐานบัน្តูปร่างพรุน 2 ชั้น (2 layers) ระหว่างการทำ MWA โดยใช้สาอากาศซ่องเดียว และสองช่อง ผลแสดงให้เห็นว่าอัตราดูดซับจำเพาะ (SAR) สูงสุด อุณหภูมิ และความเร็วเลือดที่เกิดขึ้นในตับสมมติฐานให้เป็นลักษณะพรุน มีค่ามากกว่าเมื่อใช้สาอากาศเปิดช่องเดียว เทียบกับสาอากาศเปิดสองช่องอย่างไรก็ตาม สมมติฐานสมการ LTE ไม่นับเกิดผลสำหรับตัวเลขทางฟิสิกส์ ในกรณีเมื่อของเหลวไหลด้วยความเร็วสูงผ่านวัสดุพรุน [20] ยิ่งไปกว่านั้น สมมติฐานนี้ไม่ได้พิจารณาความแตกต่างของอุณหภูมิ ระหว่างเนื้อยื่อและเฟสของเลือดภายในวัสดุพรุน ซึ่งอุณหภูมิที่แตกต่างมีนัยสำคัญต่อการถ่ายเทความร้อน โดยเฉพาะในการผ่าตัดจริง ดังนั้น เนื่องในของสมการแบบจำลอง LTE ระหว่างการดำเนินการนำบัดรักษาอาจจะแตกต่างจากสถานการณ์ปกติ ซึ่งมีองค์ประกอบอื่นอีกหลายประการ เช่น ความร้อนจาก การเผาผลาญอาหาร หรือความร้อนภายนอกที่เกิดขึ้น ดังนั้น การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนบนสมมติฐานสมการแบบจำลอง LTNE จึงถูกนำมาประยุกต์ใช้ สมมติฐานนี้อยู่บนพื้นฐานของการไหหลองความร้อนระหว่างสองเฟส โดยใช้สองสมการคู่ สมการแบบจำลอง LTNE ในโครงสร้างพรุน ได้รับความสนใจมาก เช่น Fan และ Wang [21] พัฒนาแบบจำลองการเคลื่อนที่ในโอีท ที่ระดับมหาวิทยาลัย เนื้อยื่อชี้ว่าภาพ บนพื้นฐานของแบบจำลองวัสดุพรุน ผลของแบบจำลองแสดงให้เห็นว่า ห้องอุณหภูมิของเนื้อยื่อและเลือดระดับมหาวิทยาลัยเป็นที่น่าพอใจ สำหรับสมการพลังงาน Dual-Phase-lag (DPL), Afrin และทีมงาน [22] นำเสนอเรื่อง Thermal lagging ในเนื้อยื่อ ชี้ว่าภาพ หลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำ โดยอาศัยแบบจำลองของ LTNE พบร่วมกับ Heat Flux และอุณหภูมิของเนื้อยื่อ และเลือด มีคุณลักษณะเหมือนกัน ยิ่งไปกว่านั้น โมเดล LTNE ได้รับการใช้อย่างกว้างขวาง [1],[15],[23-25] Mahjoob และ Vafai [23] ป้องกันภาวะการเกิดการเผาผลาญพลังงานภายในเซลล์มากเกิน (hyperthermia) โดยใช้ทฤษฎี LTNE แบบจำลองของวัสดุพรุน Yuan [24] ก็ได้ทำการวิจัยโดยใช้แบบจำลอง LTNE สำหรับการ

ถ่ายเทความร้อนระหว่างเนื้อเยื่อกับเลือดในวัสดุพรุนด้วย เช่นกัน ผลของการวิจัยยืนยันว่า ค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อน ไม่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับจำนวนเลือดที่ติดอยู่ ความเร็วของเลือด และเงื่อนไขการให้ความร้อน แต่ กลับให้ผลตรงกันข้ามไปเกี่ยวข้องกับขนาดของหลอดเลือด Belmiloudi [25] วิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิในการถ่ายเทความร้อนของเนื้อเยื่อวัสดุพรุน Nonhomogeneous บนพื้นฐานแบบจำลองของ LTNE อ้างว่าค่าความคงที่ของวัสดุพรุนในสสาร แม่เหล็กไฟฟ้า ในการรักษาด้วยความร้อนภายใต้แบบจำลอง LTNE ดังนั้นเพื่อให้การเข้าใกล้ความเป็นจริง แบบจำลองของการถ่ายเทความร้อน ในเนื้อเยื่อรูปร่างพรุน ควรจะคำนวณร่วมกับโมเดลของสสารแม่เหล็กเพื่อที่จะให้การวิเคราะห์ที่สมบูรณ์แบบ นอกจากนี้มีผลกระทบหลายอย่าง ที่เกี่ยวข้องกับอุณหภูมิของเลือดและเนื้อเยื่อ เช่น ความเร็วของเลือด ความพุ่น และพลังงานไมโครเวฟที่จำเป็น ไปในโครงสร้างวัสดุพรุน ซึ่งยังไม่เป็นที่เข้าใจอย่างถ่องแท้ และยังมีหัวข้อหลายประดิษฐ์ที่ยังไม่ได้รับการแก้ไข แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สมบูรณ์จะมีประโยชน์ สำหรับการพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านการแพทย์เป็นอย่างมาก

3. แนวคิดในการสร้างอุปกรณ์

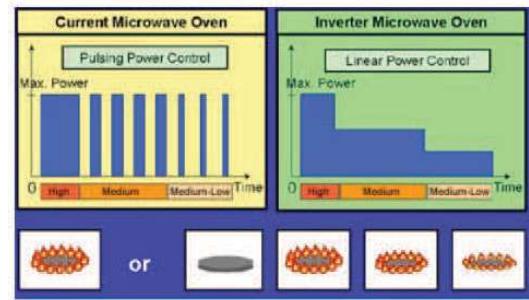
ขั้นตอน MWA ใช้ความร้อนจากพลังงานไมโครเวฟเพื่อบำบัดเซลล์เนื้อร้าย เช่น มะเร็ง เป็นต้น พลังงานจากคลื่นความถี่ไมโครเวฟปล่อยโดยเส้าอากาศไมโครเวฟให้กำเนิดความร้อนในพื้นที่เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งโดยไม่ส่งผลกับเนื้อเยื่อโดยรอบ องค์ประกอบสำคัญในการบำบัดเนื้อเยื่อมีส่วนส่วนคือ

(1) เครื่องกำเนิดพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไมโครเวฟและชุดควบคุม

(2) สายอากาศพร้อมช่องปิดเพื่อจ่ายพลังงาน

3.1 เครื่องกำเนิดพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไมโครเวฟและชุดควบคุม

เครื่องกำเนิดพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไมโครเวฟ และชุดควบคุมในยุคปัจจุบันมีขนาดที่เล็กลงอย่างเห็นได้ชัด ทั้งนี้เพื่อมีการออกแบบวงจรไฟฟ้าความถี่สูงโดยลดขนาดหน้าจอแปลงของส่วนแมกนีตอรอนลงโดยปกติมักจะใช้



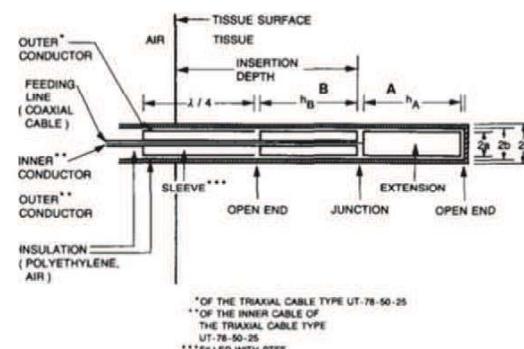
รูปที่ 1 หลักการการควบคุมพลังงานเอาท์พุตให้มีความต่อเนื่องมากขึ้น [5]

ไมโครเวฟเจนเนอเรเตอร์ที่ความถี่ 2450 MHz ป้อนพลังงานเอาท์พุตตั้งแต่ 10-120 วัตต์ โดยใช้หลักการสวิตช์ง่อน เวอร์เตอร์ทำให้การควบคุมมีความต่อเนื่องได้มากขึ้น

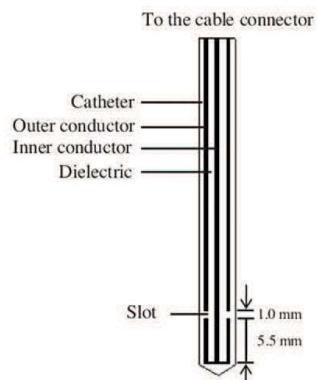
3.2 สายอากาศที่ใช้ในงานการบำบัดเนื้อเยื่อด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไมโครเวฟ

สายอากาศไมโครเวฟหมายถึง ท่อน้ำคัลล์ในย่านความถี่ไมโครเวฟปล่อยยังพื้นที่กำหนด เพื่อให้เกิดความร้อน ซึ่งเป็นส่วนสำคัญของระบบ MWA สายอากาศที่เด็กต่างกันจะมีรูปแบบของความร้อนที่ได้มาแตกต่างกันซึ่งได้มีงานวิจัยที่นำเสนอสายอากาศในรูปแบบต่างๆ John Bertram นำเสนอทบทวนวิจัย “A Review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation” ในปี 2006 ได้นำเสนอสายอากาศแบบโคลแอกซิล [34]

Hurter และคณะ [26-37] ทำการศึกษา และปรับปรุงท่อน้ำคัลล์ไมโครเวฟชนิดไดโพลแบบใหม่ โดยทำการ



รูปที่ 2 ลักษณะของท่อน้ำคัลล์ไมโครเวฟชนิดไดโพลแบบใหม่ ในงานวิจัย [26-37]



รูป 3 รูปร่างของเสาอากาศ MCA ช่องเดียว

ศึกษาเปรียบเทียบท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดไดโอล 3 แบบคือ แบบดั้งเดิม (Conventional antenna) แบบปรับปรุง (Modified conventional antenna) และแบบใหม่ (New dipole antenna) ซึ่งท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดไดโอลแบบใหม่มีลักษณะดังรูปที่ 2 เพื่อใช้ในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟและเพื่อปรับปรุงรูปแบบการกระจายตัวของอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟให้ดียิ่งขึ้น นอกจากนั้นจากการศึกษาข้างพบร่วมกับลักษณะการกระจายตัวของอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟที่ 3 บนด้วยตัววัดความถี่ในการสอดท่อนำคลื่นไมโครเวฟที่ 3 แบบด้วย

ในการศึกษารังนี้ใช้ MCA ช่องเดียวมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.79 มม. เสาอากาศแบบบางเป็นที่ต้องการเพื่อการเจาะแพคเกจ และจ่ายพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้มาก Slot รูปวงแหวนกว้างขนาด 1 มม. ลูกตัดออก ด้านนำด้านนอกยาว 5.5 มม. จากจุดเชื่อมวงจรที่หัว เพื่อประดิษฐ์ภาพความร้อนรอบหัวเสาอากาศมีความสำคัญมากในการให้ความร้อน และเพื่อว่าสามารถไฟฟ้ามีความเข้มข้นในจุดใกล้ๆ ของเปิด [38]

MCA ช่องเปิดเดียวประกอบด้วยตัวนำภายใน, ไดอิเล็กตริก และตัวนำภายนอก MCA ช่องเดียวถูกหุ้มในสายส่วน(ทำมาจาก PTFE) สำหรับสูงอนามัยและเป็นท่อนำรูป I แสดงรูปร่างของ MCA ช่องเดียว MCA ช่องเดียวทำงานที่ความถี่ 2.45 GHz เป็นความถี่ที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในการทำ MWA และพลังงานไมโครเวฟที่ป้อนเข้าหากายค่า

เป้าหมายของ MWA คือ ทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นในเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ(มะเร็ง) ให้ถึง 50°C ที่ซึ่งเซลล์มะเร็งจะถูกทำลาย

ในความเป็นจริงรูปร่างของเนื้อร้ายจะพบในรูปแบบที่แตกต่างจากเนื้อเยื่อปกติ [39] รูปร่างของเนื้อร้ายค่อนข้างซับซ้อน ดังนั้น รูปร่างของเนื้อร้ายกับเนื้อเยื่อปกติ ถูกกำหนดให้เหมือนกันเพื่อจ่ายต่อแบบจำลองทางกายภาพสำหรับโครงสร้างลักษณะพຽนในการศึกษานี้ เนื้อตับถูกพิจารณาเป็นรูปทรงกระบอก มีขนาดรัศมี 30 มม. และสูง 80 มม. และ MCA ช่องเดียวถูกใส่เข้าไปในตับลึก 70.5 มม. [12] แกนตั้งเป็นแกนเดียวกับเสาอากาศ MCA แกนนอนเป็นแนวทิศทางการเผยแพร่ของคลื่น สายอากาศคู่สัมคูณ กับแนวตั้งดังนั้นความสมดุลเกณฑ์พิจารณาในการวิจัยนี้ด้วยชั้งคลื่นเวลาการคำนวณ ขณะที่รักษาระดับความละเอียดได้ดีและแทนผลได้ทั้งสามมิติ รูป 2 แสดงรูปร่างลักษณะแกนสมดุล ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ตำแหน่งสามตำแหน่งกลาง ช่องเปิดถูกพิจารณาที่ P1 (2.5 มม., 16 มม.) , P2 (4.5 มม., 16 มม.) และ P3 (8.5 มม., 16 มม.) เพื่อพิจารณาอุณหภูมิของเนื้อเยื่อและเลือด

ในมุมมองทางกายวิภาค เนื้อเยื่อจะประกอบด้วย 3 ส่วน คือ ท่อเลือด เซลล์ และช่องว่าง [14,23] ช่องว่างสามารถแยกออกได้เป็น 2 ส่วน คือ พื้นที่หลอดเลือด (เส้นเลือด) และพื้นที่นอกหลอดเลือด (เซลล์และช่องว่าง) และรวมเป็นโครงสร้างทางกายวิภาค เนื้อเยื่ออื่นๆ ลักษณะที่สำคัญที่สุดคือ เทอร์กซิมอยู่ บริเวณหลอดเลือดกำหนดให้เป็นไฟฟ้าของเลือด และนอกเหนือจากนั้นให้เป็นไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (เมทริกซ์ของเยื่อ) ไฟฟ้าและไฟฟ้าเลือดภายในสัมคูณ ได้ถูกนำเสนอด้วยงานวิจัย [15,23,28]

Yuan [15] สังเกตเห็นว่า การตอบสนองของเนื้อเยื่อต่ออุณหภูมิและความร้อนระหว่างการรักษาด้วยความร้อนโดยใช้ขนาดของความพຽนจาก 0.05 ถึง 0.05 ช่วงของความพຽนจะตรงกับเส้นเลือดฝอย หลอดเลือด ท่อของหลอดเลือด ท่อรอยต่อ และข้อต่อช่วงอื่นๆ ขณะที่ช่วงขนาดของความพຽนคือ 0.05 ถึง 0.3 ซึ่งเลือกมาเพื่อการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของความร้อนผ่านวัสดุทางชีวภาพในการรักษาด้วยความร้อนในงานของ Mahjoob และ Vafai [23] ดังนั้นช่วงความพຽนจาก 0.025 ถึง 0.1 จึงถูกเลือกความพຽน และปริมาณการเคลื่อนย้ายของพื้นที่ระหว่าง เลือดและเนื้อเยื่อ

ถูกกำหนดตามบทความ [15,30] ความเร็วเลือด และปริมาตรการเคลื่อนย้ายถูกกำหนดให้คงที่ และเกี่ยวข้องกับความแตกต่างของหลอดเลือดหัวใจนำ้งานวิจัย [1,30]

4. การประยุกต์ใช้งานเครื่องบำบัดเนื้อเยื่อด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโครเรฟ

ประโยชน์จากการใช้งานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีมากมายรวมถึงในการรักษาเนื้อร้ายโครที่เกิดกับการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อ และที่ส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี นั่นคือโรคมะเร็ง โดยเฉพาะมะเร็งตับเป็นโรคที่รักษาให้หายได้ยาก ส่วนมากผู้ป่วยจะเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็ว การบำบัดเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้อร้ายนี้มีหลายวิธี ซึ่ง หน่วยงานวิจัยเพื่อการใช้ประโยชน์จากโครเรฟในงานวิศวกรรม ภาควิชาชีวกรรมและเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (ศูนย์รังสิต) เล็งเห็นถึงความสำคัญ ของการวิจัยและพัฒนาการใช้ประโยชน์จาก คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยเฉพาะในย่านความถี่ในโครเรฟ ซึ่งมีผลงานวิจัยและพัฒนาเป็นลำดับ จนกระทั่งสามารถวางแผนแบบจำลองได้อย่างมีประสิทธิผล อาทิ

Rattanadecho และคณะ [40] ได้ใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในการวิจัย การทำความร้อนสำหรับวัสดุหลายชั้น ด้วยคลื่นไมโครเรฟผ่านท่อน้ำคลื่นสีเหลือง ซึ่งแบบจำลองที่ใช้อุบัติพินัยฐานสมการแม่กษ์แล้ว และสมการการถ่ายเทความร้อน ผลจากการวิจัยพบว่าเมื่อวัสดุไครอเล็กติกชนิด Lower แบบอยู่ในเวลานานน้ำของชั้นทดลอง (Sample) ส่งผลให้พลังงานไมโครเรฟคุดคลื่นและการกระจายตัวของอุณหภูมิ ภายในชั้นทดลองเพิ่มขึ้น และสามารถทำนายผลจากการวิจัยด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข เพิ่มกับการทดลอง การทำความร้อนให้วัสดุหลายชั้นโดยใช้ท่อน้ำคลื่นสีเหลืองให้ผลตรงกัน

Wessapan และคณะ [41] ได้ทำการศึกษาวิจัยเรื่อง อิทธิพลของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อปรากฏการณ์ถ่ายโอนในเนื้อเยื่อ โดยได้ทำการศึกษาอย่างเป็นระบบถึงผลของพารามิเตอร์ทางกายภาพหลายตัว ได้แก่ ความถี่ที่ใช้งาน ความหนาแน่นเชิงกำลัง อายุของผู้ใช้งาน และกำลังการ放รังสี ที่ส่งผลต่ออัตราการคุดคลื่นพลังงานจำเพาะ และการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิภายในส่วนต่าง ๆ ของ

ร่างกาย ใน การศึกษานี้ยังได้ศึกษาถึงประสิทธิผลในการป้องกันร่างกายมนุษย์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ไม่พึงประสงค์โดยใช้กระชานดีดอิเล็กตริก โดยนำเสนอบนplat ฐานรูปของอัตราการคุดคลื่นพลังงานจำเพาะและการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อต่าง ๆ ขณะสัมผัสกับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งผลได้มาจากการคำนวณเชิงตัวเลขของ การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ารวมถึงการถ่ายโอนความร้อนจากการศึกษาสามารถอธิบายถึงปรากฏการณ์ของอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นภายในเนื้อเยื่อมนุษย์จากการคุดคลื่น พลังงานเนื่องจากการสัมผัสสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้อย่างถูกต้อง รวมถึงให้ข้อมูลที่จำเป็นต่อการพิจารณาในด้านปัจจัยตัดของ การคุดคลื่นพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เนื่องจากที่จะเป็นผลทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อเพิ่มขึ้น และผลที่ได้นำมาสู่ความเสี่ยงในสถานการณ์จริงของอันตราย ระยะห่างส่วนแม่เหล็กไฟฟ้าและเนื้อเยื่อมนุษย์ให้เพิ่มมากขึ้น

Keangin P และคณะ [41-42] ได้ทำการศึกษาสรุปผล สมการของแบบจำลองเดียวกันที่ใช้บนพื้นฐานสมการในโอดี รีทแบบพื้นฐานในการศึกษาการบำบัดเซลล์มะเร็งตับ ซึ่งการรักษามะเร็งตับมีวิวัฒนาการมาเป็นลำดับต่อไป [43-44]

Alcohol Ablation เป็นการคิดและออกแบบ ร่วมกับ ความร้อนเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อที่ต้องการบำบัด แต่วิธีการนี้ มีผลกระทบที่ทำให้แพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งของเซลล์เนื้อเยื่อที่ต้องการบำบัดที่แน่นอน เพราะแอลกอฮอล์จะรวมตัวกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือดจนแพลงไม่สามารถแยกแยะได้ชัดเจนนัก

Chemo Therapy การฉีด Chemo เป็นเพียงการขยับยังเซลล์เนื้อเยื่อที่มีการเปลี่ยนแปลงแต่ไม่สามารถบำบัดหรือทำลายเซลล์เหล่านั้นได้

LiTT (Laser-induced thermo therapy) การใช้เลเซอร์ บำบัดเนื้อเยื่อ ต้องอาศัยความเข้มข้นเป็นอย่างยิ่ง และยังมีต้นทุนสูง

Cryo Surgery เป็นการใช้ความเย็นในการบำบัดรักษา ร่วมกับการผ่าตัด แต่วิธีนี้มีอัตราการติดเชื้อสูง

RFA (Radio Frequency Ablation) ปัจจุบันมีการพัฒนา นำคลื่นวิทยุ (Radio Frequency) มาใช้ในการบำบัดรักษาเนื้อเยื่อร้าย หรือเซลล์มะเร็ง โดยมีชื่อเรียกอีกชื่อว่า HiTT



รูปที่ 4 เนื้อเยื่อที่ตายหรือฟื้น

(High Frequency induced thermo therapy) เป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดความถี่สูงถึง $375 - 500\text{ kHz}$ ในกำลังวัตต์สูงสุด 60 วัตต์ การนำบัดกระทำผ่านทางผิวนัง และใช้เข็มเจาะเข้าไปยังเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ส่วนของปaley เชิง (Active zone) จะเกิดความร้อน โดยใช้น้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปaley เชิงเพื่อกระจายทำลายเซลล์เนื้อเยื่อได้ยิ่งขึ้น ขนาดพลงงานที่ใช้ขึ้นกับขนาดเนื้อเยื่อที่ทำการนำบัด รวมถึงคุณภาพของแพทช์ทำการรักษาวิธีนี้จะรักษานำบัดได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 เท่านั้น วิธีนี้มีข้อจำกัดที่ขนาดของเซลล์เนื้อเยื่อที่ต้องการนำบัด ถ้ามีขนาดใหญ่มากจะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องด้วยเนื้อเยื่อมีมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศา จะเกิดความด้านทานสูงขึ้น จนสามารถไฟฟ้าไม่สามารถแพร่กระจายในเนื้อเยื่อนั้นได้ ดังนั้นขนาดของเนื้อเยื่อ จึงเป็นองค์ประกอบที่สำคัญ ซึ่งส่งผลให้การนำบัดรักษาเนื้อเยื่อด้วยการใช้คลื่นวิทยุไม่สามารถกำหนดครูปแบบการกระจายความร้อนในเซลล์เนื้อเยื่อที่จะทำการนำบัดได้

MCT (Microwave coagulation therapy) การนำบัดรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นการแพร่องศีวมวลร้อนเป็นระบบการนำบัด ทำลายเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งแบบใหม่ วิธีนี้จะทำการนำบัดรักษา โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านห่อสายอากาศที่แทงอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อ เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านห่อสายอากาศ (Antenna) เข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อเป้าหมาย ตัวเนื้อเยื่อจะมีการดูดซับพลังงานและมีความร้อนกิดขึ้นในเนื้อเยื่อสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ที่จะทำให้เนื้อเยื่อดังกล่าว

ตายหรือฟื้นไป ดังรูปที่ 4 ซึ่งส่งผลดีต่อการรักษา เพราะผู้ป่วยจะได้รับผลกระทบน้อยเสียเลือดน้อยในการประยุกต์ใช้ผ่าตัดในจุดอันนับเป็นวิสัยของการที่ส่งผลดีกับการรักษาในวงการแพทย์แต่รูปแบบของการใช้งานจริงยังขาดความแม่นยำอยู่มากเนื่องจากยังมีพารามิเตอร์หลายตัวที่ยังเป็นอุปสรรคต่อการใช้งาน เช่น ความด้านทานที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ อัตราการไหลดของเลือด เป็นต้น

Keangin P และ Rattanadecho [4] ได้พัฒนาวิจัยและทำการสรุปงานเพื่อเดินทางได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ใน Journal of Heat Transfer [42] ซึ่งสามารถสรุปสมการของแบบจำลองสองเดียร์ด้วยการศึกษาเพิ่มเติมจากสมการในโอลีฟการถ่ายเทความร้อนที่ทำการทดลองเดิน ผนวกกับการศึกษาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการวิเคราะห์การไหลดของเลือดเข้าไปด้วย ล่วงมาให้เกิดประโยชน์กับแบบจำลองของการรักษาเนื้อเยื่อรายของวงการแพทย์เป็นอย่างมาก

5. ทฤษฎีและหลักการ

ในการนำบัดเซลล์เนื้อเยื่อด้วยความร้อนที่เกิดขึ้นจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านความถี่ไมโครเวฟ จำเป็นจะต้องอาศัยความรู้ในเรื่องของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และการส่งผ่านคลื่น โดยจำเป็นต้องใช้วิธีการแบบจำลอง วิเคราะห์ความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟ และการกระจายของปริมาณ SAR ซึ่งเป็นผลมาจากการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทุกภูมิและแบบจำลองสมการที่ใช้มีสมการของแบบจำลองสองเดียร์ด้วยการศึกษาเพิ่มเติมจากสมการในโอลีฟการถ่ายเทความร้อนที่ทำการทดลองเดิน ผนวกกับการศึกษาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการวิเคราะห์การไหลดของเลือดเข้าไปด้วยมีรายละเอียดดังนี้ดังนี้

สนามไฟฟ้า (\vec{E})

$$\vec{E} = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (2)$$

สนามแม่เหล็ก (\vec{H})

$$\vec{H} = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (3)$$

ซึ่ง

$$C = \sqrt{\frac{ZP}{\pi \cdot \ln(r_{outer}/r_{inner})}} \quad (4)$$

- Z = อัมพิเดนซ์ของคลื่น (Ω)
 P = พลังงานของไมโครเวฟที่ป้อนเข้า (W)
 r_{inner} = รัศมีภายในของไดโอดทริกส์ (m)
 r_{outer} = รัศมีภายนอกของไดโอดทริกส์ (m)
 ω = ค่าความถี่ของอนุม (rad/s) = $2\pi f$
 f = ความถี่ (Hz)
 k = ค่าคงที่ของการขยายตัว (m^{-1}) = $2\pi/\lambda$
 λ = ความยาวคลื่น (m)

สำหรับการแก้ไขปัญหานี้ ให้เรา假設 ว่าโครงสร้างภายในท่อส่งไมโครเวฟเป็นทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง r และสูง h ไม่มีการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพในแนวนอน ดังนั้น สมการที่ Desai ได้เสนอไว้ สามารถเขียนใหม่ได้ดังนี้

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega \epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\varphi \right) - \mu_r k_0^2 \vec{H}_\varphi = 0 \quad (5)$$

การถ่ายเทพลังงานความร้อนและการไหลดของเลือด วิเคราะห์เฉพาะในต้นเท่านั้น โดยขออภัยในความไม่ถูกต้องของข้อมูลที่ได้มา

แกนสมมาตรให้เริ่มที่ $r=0$ สำหรับการพิจารณาการไหลดของเลือดและการถ่ายเทความร้อน

$$\hat{n} \cdot \vec{u} = 0 \quad (6)$$

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + (1/\phi) \eta (\nabla \cdot \vec{u} + (\nabla \cdot \vec{u})^T) \right) = 0 \quad (7)$$

$$\hat{n} \cdot \left(K_{eff} \nabla T - (\rho C_p)_b \vec{u} T \right) = 0 \quad (8)$$

อุณหภูมิร้อนเนื้อเยื่อตับถูกกำหนดไว้ที่ 37°C และ ข้อมูลของ การไหลดของเลือดถูกกำหนดให้เป็นแบบปิด:

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + (1/\phi) \eta (\nabla \cdot \vec{u} + (\nabla \cdot \vec{u})^T) \right) = -F_0 \cdot \hat{n} \quad (9)$$

ซึ่ง F_0 หมายถึงความหนืดของการเคลื่อนที่ (Pa.s) และ F_0 หมายถึงความเค้นปิด (N/m^2)

ที่พิวนอกระหว่างท่อสายอากาศกับตับถูกพิจารณาเป็น

ข้อมูลแบบเดียบแต่ตัว

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T) = 0 \quad (10)$$

นอกจากนี้ที่ควรระวังห่อสายอากาศกับเนื้อเยื่อตับ กำหนดให้เป็นรูปร่างแข็ง ไม่มีการสกัดปะ ได้สมการ โน้ม-men ตั้งคือ

$$\bar{u} = 0 \quad (11)$$

สมมติฐานว่าไม่มีความต้านทานหน้าสัมผัสระหว่าง เนื้อเยื่อปกติและเนื้อเยื่อที่ผิดปกติ นอกจากนั้นของต้านใน สมมติว่าเป็นแบบต่อเนื่อง

$$\hat{n} \cdot \left(-p_t I + \eta_t (\nabla \cdot \bar{u}_t + (\nabla \cdot \bar{u}_t)^T) + p_n I - \eta_n (\nabla \cdot \bar{u}_n + (\nabla \cdot \bar{u}_n)^T) \right) = 0 \quad (12)$$

$$\hat{n} \cdot \left(K_{eff} \nabla T_t - (\rho C_p)_b \bar{u}_t T_t - K_{eff} \nabla T_n - (\rho C_p)_b \bar{u}_n T_n \right) = 0 \quad (13)$$

อุณหภูมิภายในตับเริ่มที่ฐาน:

$$T(t_0) = 37^\circ\text{C} \quad (14)$$

และเงื่อนไขเริ่มต้นความเร็วและแรงดันของเลือดคือ

$$u(t_0) = 0 \text{ m/s} \quad (15)$$

$$w(t_0) = 0 \text{ m/s} \quad (16)$$

$$p(t_0) = 0 \text{ Pa} \quad (17)$$

โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟฟ้าในตัวอิเล็กเม้นต์ (Finite elements) เพื่อศึกษาหารูปแบบของการกระจายตัวของอัตรา การดูดซับจำเพาะ SAR ของสายอากาศรูปแบบต่างๆ เพื่อคุ้มครองการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อ

6. บทสรุป

ในการศึกษาครั้งนี้ เป็นการศึกษาสภาวะการกระจายอุณหภูมิของเนื้อเยื่อและเลือดในตับถูกผลกระทบจากการทำ MWA บนสมมติฐานแบบจำลองต่างๆ แบบจำลอง LTNE มีผลใกล้เคียงที่น่าสนใจในการที่จะทำการศึกษาต่อ รวมถึงการทดลองจริงเพื่อเปรียบเทียบผล

กรณีของสายอากาศที่เหมาะสมที่สุดกับพื้นที่และ การป้อนเข้าพลังงานในไมโครเวฟซึ่งมีนัยสำคัญ กับอุณหภูมิ เนื้อเยื่อและเลือดในการปฏิบัติการรักษาจริง

ในขั้นตอนต่อไป นักวิจัยจะทำการพัฒนาระบบแบบ จำลอง 3 มิติ เพื่อศึกษาพฤติกรรมจริงของเนื้อเยื่อตับ เพื่อ

ให้เกิดความเป็นจริง สำหรับการศึกษาอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจาก คุณสมบัติการเกิดความร้อนของเนื้อเยื่อตับเพื่อลดผลกระทบการรักษาด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโครเวฟ

7. กิตติกรรมประภา

ขอขอบคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ สนับสนุนงบอุดหนุนการวิจัย (งบแผ่นดิน) ประจำปี 2556

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] G. Torzilli, A. Palmisano, F. Procopio, "A new systematic small for size resection for liver tumors invading the middle hepatic vein at its caval confluence: Minimesohepatectomy," *Annals of Surgery*, vol. 251, no. 1, pp. 33-39, 2010
- [2] MD Lu, JW Chen, XY Xie, "Hepatocellular carcinoma: US-guided percutaneous microwave coagulation therapy," *Radiology*, vol. 221, no. 1, pp. 167-172, 2001.
- [3] P. Zhou, P. Liang, X. Yu, "Percutaneous microwave ablation of liver cancer adjacent to the gastrointestinal tract," *Journal of Gastrointestinal Surgery*, vol. 13, no. 2, pp. 318-324, 2009.
- [4] J.P. McGahan, J.M. Brock, H. Tesluk, W.Z. Gu, P. Schneider, P.D. Browning, Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model, *J. Vasc. Intervent. Radiol.: JVIR* 3 (2) (1992) 291–297.
- [5] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. 85, no. 1, pp. 5-34, 1998.
- [6] J. Okajima, S. Maruyama, H. Takeda, A. Komiya, Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy, *J. Therm. Biol.* 34 (8) (2009) 377–384.
- [7] P. Phasukkit, S. Tungitkusolmun, M. Sangworsasil, Finite-element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 56 (11) (2009) 2564–2572.
- [8] M. Liangruksa, R. Ganguly, I.K. Puri, Parametric investigation of heating due to magnetic fluid hyperthermia in a tumor with blood perfusion, *J. Magn. Magn. Mater.* 323 (6) (2011) 708–716.
- [9] S. Weinbaum, L. M. Jiji, and D. E. Lemons, Theory and Experiment for the Effect of Vascular Microstructure on Surface Tissue Heat Transfer: Part II: Model Formulation and Solution, *ASME J. Biomech. Engin.* vol. 106, pp. 331–341, 1984.
- [10] H. Klinger, Heat transfer in perfused biological tissue I: general theory, *Bull. Math. Biol.* 36 (4) (1974) 403–415.
- [11] D. Yang, M. Converse, D. Mahvi, Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54 (8) (2007) 1382–1388.
- [12] Rattanadecho, P. and Keangin, P. "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*, Vol 58 (1), pp. 457-470, 2013
- [13] W. Roetzel, Y. Xuan, Transient response of the human limb to an external stimulust, *Int. J. Heat Mass Transf.* 41 (1) (1998) 229–239.
- [14] A. Nakayama, F. Kuwahara, A general bioheat transfer model based on the theory of porous media, *Int. J. Heat Mass Transf.* 51 (2008) 3190–3199.
- [15] P. Yuan, Numerical analysis of temperature and thermal dose response of biological tissues to thermal non-equilibrium during hyperthermia therapy, *Med. Eng. Phys.* 30 (2) (2008) 135–143.
- [16] B. Alazmi, K. Vafai, Analysis of variants within the porous media transport models, *ASME J. Heat Transfer* 122 (2000) 303–326.
- [17] A.-R.A. Khaled, K. Vafai, The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological

- tissues, Int. J. Heat Mass Transf. 46 (2003) 4989–5003.
- [18] H.S. Kou, T.C. Shih, W.L. Lin, Effect of the directional blood flow on thermal dose distribution during thermal therapy: an application of a Green's function based on the porous model, Phys. Med. Biol. 48 (11) (2003) 1577–1589.
- [19] P. Rattanadecho, 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, Int. J. Heat Mass Transf. 58 (1–2) (2013) 457–470.
- [20] W. Klinbun, K. Vafai, P. Rattanadecho, Electromagnetic field effects on transport through porous media, Int. J. Heat Mass Transf. 55 (1–3) (2012) 325–335.
- [21] J. Fan, L. Wang, A general bioheat model at macroscale, Int. J. Heat Mass Transf. 54 (1–3) (2011) 722–726.
- [22] N. Afrin, Y. Zhang, J.K. Chen, Thermal lagging in living biological tissue based on nonequilibrium heat transfer between tissue, arterial and venous bloods, Int. J. Heat Mass Transf. 54 (11–12) (2011) 2419–2426.
- [23] S. Mahjoob, K. Vafai, Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment, Int. J. Heat Mass Transf. 52 (5–6) (2009) 1608–1618.
- [24] P. Yuan, Numerical analysis of an equivalent heat transfer coefficient in a porous model for simulating a biological tissue in a hyperthermia therapy, Int. J. Heat Mass Transf. 52 (7–8) (2009) 1734–1740.
- [25] A. Belmiloudi, Parameter identification problems and analysis of the impact of porous media in biofluid heat transfer in biological tissues during thermal therapy, Nonlinear Anal.: Real World Appl. 11 (3) (2010) 1345–1363.
- [26] W. Hurter, F. Reinbold, and W. J. Lorenz, “A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 39, no. 6, pp. 1048–1054, 1991.
- [27] L. Hamada, K. Saito, H. Yoshimura, “Dielectric-loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: Longitudinal control of heating patterns,” International Journal of Hyperthermia, vol. 16, no. 3, pp. 219–229, 2000.
- [28] K. Saito, and K. Ito, “Study of the SAR distribution of a coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia by the FDTD method,” Electronics and Communications in Japan, Part I: Communications (English translation of Denshi Tsushin Gakkai Ronbunshi), vol. 84, no. 3, pp. 48–55, 2001.
- [29] P. Nantivatana, S. Tungjitsukolmun and P. Phasukkit “3D finite element analysis for non-asymmetry structure antenna for microwave ablation therapy “The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering, 2008.
- [30] M. Cepeda, A. Vera, L. Leija, “Coaxial double slot antenna design for interstitial hyperthermia in muscle using a finite element computer modeling,” IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, I2MTC, pp. 961–963, 2008.
- [31] K. Saito, H. Yoshimura, K. Ito, “Clinical trials of interstitial microwave hyperthermia by use of coaxial-slot antenna with two slots,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 52, no. 8 II, pp. 1987–1991, 2004.
- [32] M. Kuang, M. D. Lu, X. Y. Xie, “Liver cancer: Increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna - Experimental and clinical studies,” Radiology, vol. 242, no. 3, pp. 914–924, 2007.
- [33] D. Yang, J. M. Bertram, M. C. Converse, “A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 53, no. 3, pp. 533–537, 2006.

- [34] J. M. Bertram, D. Yang, M. C. Converse, "A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 34, no. 3, pp. 187-213, 2006.
- [35] C. L. Brace, D. W. Van Der Weide, F. T. Lee Jr, "Analysis and experimental validation of a triaxial antenna for microwave tumor ablation," *2004 IEEE MITT-S International Microwave Symposium Digest*, pp. 1437-1440.
- [36] I. Longo, G. B. Gentili, M. Cerretelli, "A coaxial antenna with miniaturized choke for minimally invasive interstitial heating," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 1, pp. 82-88, 2003.
- [37] Z. Yu, W. Liu, L. Fan, "The efficacy and safety of percutaneous microwave coagulation by a new microwave delivery system in large hepatocellular carcinomas: four case studies," *International journal of hyperthermia : the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, vol. 25, no. 5, pp. 392-398, 2009.
- [38] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* 48 (2000) 1800–1806 (1 PART 1).
- [39] C.W. Song, Role of blood flow in hyperthermia, in: M. Urano, E. Double (Eds.), *Hyperthermia and Oncology Interstitial Hyperthermia: Physics, Biology and Clinical Aspects*, Utrecht, VSP, 1992, pp. 275–315.
- [40] Rattanadecho, P., Suwannapum, N., and Cha-Um, W. 2009. "Interactions between electromagnetic and thermal fields in microwave heating of hardened type I cement paste using a rectangular waveguide (Influence of Frequency and Sample Size)." *Journal of Heat Transfer* 131: 1-12.
- [41] Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S., and Rattanadecho, P. 2011. "Numerical analysis of specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage electromagnetic field at 915 MHz and 2450 MHz." *ASME J. Heat Transfer* 133: 051101(1-13)
- [42] Keangin P., Wessapan, T. and Rattanadecho, P." An Analysis of Heat Transfer in Liver Tissue During Microwave Ablation Using Single and Double Slot Antenna ". *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 38, pp.757-766, 2011
- [43] Rattanadecho, P. and Keangin, P. "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*, Vol 58 (1), pp. 457-470, 2013
- [44] D. D. Seo, H. C. Lee, M. K. Jang, "Preoperative portal vein embolization and surgical resection in patients with hepatocellular carcinoma and small future liver remnant volume: Comparison with transarterial chemoembolization," *Annals of Surgical Oncology*, vol. 14, no. 12, pp. 3501-3509, 2007.
- [45] M. C. Fernandez, D. Bes, M. De Davila, "Post-transplant lymphoproliferative disorder after pediatric liver transplantation: Characteristics and outcome," *Pediatric Transplantation*, vol. 13, no. 3, pp. 307-310, 2009.