



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า
และการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพูนหลายชั้น
(บนพื้นฐานของแบบจำลองที่ไม่สมดุลทางความร้อน)
(Numerical Analysis of Electromagnetic Field Distribution and
Heat Transport in Multi-Layered Porous Skin Tissue
(Based on Local Thermal Non-Equilibrium Model))

โดย ดร. พรทิพย์ แก่งอินทร์

พฤษภาคม 2561

สัญญาเลขที่ TRG5780208

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า
และการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพอร์นหลายชั้น
(บนพื้นฐานของแบบจำลองที่ไม่สมดุลทางความร้อน)
(Numerical Analysis of Electromagnetic Field Distribution and
Heat Transport in Multi-Layered Porous Skin Tissue
(Based on Local Thermal Non-Equilibrium Model))

ดร. พรทิพย์ แก่งอินทร์
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

สนับสนุนโดยสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

บทคัดย่อ

รหัสโครงการ: TRG5780208

ชื่อโครงการ: การวิเคราะห์เชิงตัวเลขของการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพูนหลายชั้น (บนพื้นฐานของแบบจำลองที่ไม่สมดุลทางความร้อน)

ชื่อนักวิจัย และสถาบัน: ดร. พรทิพย์ แก่งอินทร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

อีเมล: pornthip.kea@mahidol.ac.th

ระยะเวลาโครงการ: 4 ปี

บทคัดย่อ:

ในช่วงหลายปีที่ผ่านมาสังคมได้ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการใช้งานด้านต่างๆ เช่น การใช้งานในด้านอุตสาหกรรมและในครัวเรือน อย่างไรก็ตามอันตรายที่เกี่ยวเนื่องกับรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับร่างกายมนุษย์อาจส่งผลกระทบต่อสุขภาพของมนุษย์โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเนื้อเยื่อชีวภาพ (Biological Tissues) การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อชีวภาพอาจส่งผลกระทบต่อการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อน (Thermal Physiologic Response) เช่น การเกิดอาการคัน การขับเหงื่อ และการเปลี่ยนแปลงขนาดหลอดเลือด อย่างไรก็ตามผลการตอบสนองทางสรีรวิทยาของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับอิทธิพลจากการรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ายังไม่เป็นที่เข้าใจกันดี เนื่องจากความซับซ้อนของโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ ดังนั้นวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คือเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนบนเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยมีเนื้อเยื่อชีวภาพตัวอย่างที่ทำการศึกษาคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น (Multi-Layered Skin Tissue) ในรูปทรงแบบต่าง ๆ และประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อชีวภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น และการประยุกต์ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น การรักษาโรคมะเร็งผิวหนังหรือโรคมะเร็งในอวัยวะส่วนต่าง ๆ จะถูกศึกษา อิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพูน ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลกระทบต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นจะถูกศึกษาอย่างเป็นระบบ นอกจากนี้อิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนซึ่งประกอบด้วยแบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) แบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) แบบจำลองวัสดุพูนแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE) Porous Media Model) และแบบจำลองวัสดุพูนแบบ

ไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE) Porous Media Model) จะถูกพิจารณาเพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าพารามิเตอร์ทั้งหมดที่ทำการศึกษามีผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง การศึกษานี้มีส่วนสำคัญในการทำความเข้าใจพื้นฐานของการตอบสนองทางสรีรวิทยาของร่างกายในเนื้อเยื่อผิวหนังประเภทต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน เช่น การใช้งานที่เกี่ยวข้องกับการทำลายเซลล์มะเร็งผิวหนังส่วนต่าง ๆ ด้วยความร้อน

คำหลัก : คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า, การถ่ายเทความร้อน, เนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น, วัสดุพูน

Abstract

Project Code: TRG5780208

Project Code : Numerical Analysis of Electromagnetic Field Distribution and Heat Transport in Multi-Layered Porous Skin Tissue (Based on Local Thermal Non-Equilibrium Model)

Investigator: Dr. Pornthip Keangin, Faculty of Engineering, Mahidol University

E-mail Address: pornthip.kea@mahidol.ac.th

Project Period: 2 years

Abstract:

In recent years, society has increased utilization of electromagnetic radiation in various applications such as industrial and household applications. This radiation interacts with the human body and may lead to detrimental effects on human health, especially on biological tissues. The temperature increases in biological tissues maybe significantly influences the thermal physiologic response such as shivering, regulatory sweating and vasomotion. However, the resulting thermo-physiologic response of the biological tissues subjected to an electromagnetic radiation is not well understood due to the complexity of the configurations in biological tissues. Therefore, the aim of this research is to learn more about thermal physiologic response on the biological tissues exposed to electromagnetic radiation. In this work, biological tissues are studied including multi-layered skin tissue in various shapes. Applications of electromagnetic radiation such as therapeutic skin cancer or cancer in the organs are analyzed. The effects of electromagnetic wave power, electromagnetic wave frequency, blood velocity, porosity, heating time and ambient temperature on distributions of electromagnetic field and temperature within each part of the multi-layered skin tissue are systematically investigated. In addition, the effects of heat transfer model includes bioheat model, Klinger model, local thermal equilibrium (LTE) porous media model and local thermal non-equilibrium (LTNE) porous media model are considered to find a model that is most appropriate. The obtained results showed that all parameters have a significant effect on

the electromagnetic field and temperature distributions within skin tissue. This investigation provides the essential aspects for a fundamental understanding of thermophysiological response within several types of biological tissues subjected to an electromagnetic radiation while experiencing an applied electromagnetic radiation such as applications related to the skin cancer thermal ablation.

Keywords: Electromagnetic Wave, Heat transfer, Multi-layered Skin tissue, Porous media

Executive Summary

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

พลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Energy) เป็นหนึ่งในแหล่งพลังงานความร้อนที่มีความทันสมัยและนิยมนำมาใช้เป็นแหล่งให้ความร้อนมากกว่าการทำความร้อนแบบดั้งเดิม (Conventional Heating Method) เนื่องจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในบริเวณด้านในของผิวหนังที่ต้องการให้ความร้อน จึงทำให้เกิดความร้อนได้อย่างรวดเร็ว จัดเป็นพลังงานสะอาด สามารถควบคุมในการใช้งานได้ง่าย มีประสิทธิภาพด้านพลังงานที่สูง และผลผลิตยังคงมีคุณภาพที่สูง ดังนั้นตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันในช่วงหลายปีที่ผ่านมา สังคมจึงได้ใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการใช้งานด้านต่าง ๆ ทั้งการใช้งานในด้านอุตสาหกรรมและในด้านครัวเรือน รวมทั้งใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็ง (Thermal Ablation) อย่างไรก็ตามอันตรกิริยาระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับร่างกายมนุษย์หรือในเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ซึ่งจัดเป็นวัสดุชีวภาพ (Biomaterials) ในระหว่างการใช้งานอาจส่งผลกระทบต่อสุขภาพของมนุษย์ได้ โดยเฉพาะการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิแม้เพียงเล็กน้อยภายในเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย อาจส่งผลกระทบต่อการทำงานของสรีรวิทยาทางความร้อน (Thermal Physiologic Response) ได้ เช่น การเกิดอาการคัน การขับของเหงื่อ และการเปลี่ยนแปลงขนาดหลอดเลือด อย่างไรก็ตามผลการตอบสนองทางสรีรวิทยาของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับอิทธิพลจากการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ายังไม่เป็นที่เข้าใจกันดี โดยในอดีตที่ผ่านมาการวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อนและอันตรกิริยาระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับร่างกายมนุษย์ในเนื้อเยื่อชีวภาพยังมีอยู่จำกัดน้อยมาก โดยเฉพาะในภาคทฤษฎี ด้วยเหตุผลของความซับซ้อนในปรากฏการณ์ อันเนื่องมาจากศาสตร์ดังกล่าวนี้ต้องอาศัยองค์ความรู้ในหลายสาขาเข้าด้วยกัน กล่าวคือ ความรู้ทางด้านการแผ่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การไหลของเลือดและการถ่ายเทความร้อน ตลอดจนถึงความซับซ้อนของโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ ทั้งนี้เพราะเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ โดยส่วนใหญ่จะสามารถจัดเป็นวัสดุพรุน (Porous Media) กล่าวคือ ประกอบด้วย 2 สถานะ คือ สถานะของแข็งหรือสถานะเนื้อเยื่อ หรือ Solid/Tissue Phases / Matrix และสถานะของเหลวหรือสถานะเลือด หรือ Liquid/Blood Phases ภายในช่องว่างหรือรูพรุน นอกจากนั้นจำเป็นต้องใช้ระเบียบวิธีเชิงคำนวณทางตัวเลขขั้นสูง เพื่อหาคำตอบของปัญหาที่มีความเป็นไม่เชิงเส้นสูง (Strongly Non-Linear Problem) และการประดิษฐ์โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่มีความแม่นยำและมีสมรรถนะสูงในการแก้ปัญหา

ในงานวิจัยนี้ได้เน้นศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน โดยมีเนื้อเยื่อชีวภาพกรณีศึกษาตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น (Multi-Layered Skin Tissue) ในรูปทรงแบบต่าง ๆ และประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อชีวภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ ที่สำคัญต่อกระบวนการทำความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น อิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพรุน ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของ

อุณหภูมิภายในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นจะถูกศึกษาอย่างเป็นระบบ นอกจากนั้นอิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนซึ่งประกอบด้วยแบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model แบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) แบบจำลองวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE) Porous Media Model) และแบบจำลองวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE) Porous Media Model) จะถูกพิจารณาเพื่อหาแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนที่มีความเหมาะสมที่สุด โดยทำการเปรียบเทียบผลความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนากับผลจากงานวิจัยอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้อง เพื่อการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพตัวอย่าง ทั้งในกรณีวัสดุชีวภาพแบบของแข็งเนื้อเดียว (Solid Biomaterials) และในกรณีวัสดุชีวภาพแบบวัสดุพอร์น (Porous Biomaterials) ซึ่งงานวิจัยนี้ได้มุ่งเน้นสำหรับการสร้างแบบจำลองของปัญหาที่มีความเหมาะสมและมีประสิทธิภาพ สำหรับกรณีการศึกษาต่างๆ เพื่อลดข้อจำกัดด้านการทดลองจริงภายในร่างกายมนุษย์ และต่อยอดเชิงประยุกต์ในเชิงวิศวกรรมทางการแพทย์

โดยการดำเนินการวิจัยจะแบ่งการศึกษาและการวิเคราะห์ออกเป็นสองส่วนหลัก ๆ คือ การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น ในรูปทรงแบบต่าง ๆ เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน และประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ โดยการดำเนินการวิจัยในทั้งสองส่วนนี้จะเริ่มจากศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับงานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับทฤษฎีการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทฤษฎีการถ่ายเทความร้อน และทฤษฎีของวัสดุพอร์น ศึกษากลไกการถ่ายเทความร้อนอันเกิดจากอันตรกิริยากับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า วิเคราะห์พารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งผลกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อน ที่ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ ทำการสร้างแบบจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทางทฤษฎี พัฒนาและใช้สมการที่เกี่ยวข้องกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อนในการแก้ปัญหา ทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของแบบจำลองที่ได้รับการพัฒนา ศึกษาอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทำการวิเคราะห์ผลการวิจัย สรุปผลการวิจัย และจัดทำเอกสารรายงานวิจัย

ผลจากการวิจัยนี้มีประโยชน์ในหลายด้าน หากพิจารณาประโยชน์ด้านงานวิจัยและองค์ความรู้ ผลจากการศึกษาในโครงการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์พื้นฐานในการแสดงให้เห็นลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและลักษณะการถ่ายโอนความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีศึกษาต่าง ๆ ในระหว่างเมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า สามารถใช้เป็นพื้นฐานในการประยุกต์และต่อยอดด้านการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้ประโยชน์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในงานทางด้านวิศวกรรมทางการแพทย์ จะทำให้ทราบกลไกจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สามารถอธิบายลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อน รวมทั้งได้รับความรู้ในเรื่องที่เกี่ยวข้องกับความก้าวหน้าและเทคโนโลยีในงานวิจัยทางด้านพลังงานประยุกต์ การถ่ายเทความร้อน การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และเชิงประยุกต์ด้านการแพทย์

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้สามารถสำเร็จได้ด้วยดี เนื่องจากได้รับความกรุณาอย่างสูงจาก ศาสตราจารย์ ดร.ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการวิจัย ที่กรุณาให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา ตลอดจนช่วยปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ของโครงการวิจัยด้วยความเอาใจใส่

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณทุนสนับสนุนด้านการวิจัยจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) และมหาวิทยาลัยมหิดล ซึ่งให้ความอนุเคราะห์สนับสนุนทั้งทางด้านการเงินและงบประมาณต่าง ๆ ในการทำวิจัย จนทำให้โครงการวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

อนึ่ง ผู้วิจัยหวังว่า โครงการวิจัยนี้จะมีประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจในการศึกษาด้านการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน เพื่อประยุกต์ต่อยอดสำหรับองค์ความรู้ด้านเทคโนโลยีในเชิงประยุกต์ด้านการแพทย์

พรทิพย์ แก่งอินทร์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	1
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	3
Executive summary	5
กิตติกรรมประกาศ	7
สารบัญ	8
บทที่ 1	บทนำและความสำคัญของปัญหา
	10
1.1	บทนำและความสำคัญของปัญหา
	10
1.2	วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย
	12
1.3	แผนการทำโครงการวิจัย
	12
1.4	ขอบเขตโครงการวิจัย
	13
1.5	ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ
	14
1.6	สถานที่ดำเนินงาน
	15
1.7	ระยะเวลาดำเนินงาน
	15
บทที่ 2	ทบทวนวรรณกรรม
	16
2.1	กลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้ แบบจำลองไบโอฮีท
	16
2.2	กลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้ แบบจำลองของวัสดุพูน
	27
บทที่ 3	ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง
	37
3.1	ทฤษฎีเกี่ยวกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
	37
3.1.1	ลักษณะทั่วไปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
	37
3.1.2	องค์ประกอบพื้นฐานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
	39
3.1.3	สมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations)
	40
3.1.4	การวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายใน เนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ ในกรณีศึกษาตัวอย่างเนื้อเยื่อส่วน ผิวหนัง
	42
3.1.5	การวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายใน เนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่น แม่เหล็กไฟฟ้า
	43
3.1.6	ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties)
	46
3.2	ทฤษฎีเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อน
	47
3.2.1	การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีท
	47

	3.2.2 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองวัสดุพูน	49
	3.2.3 อันตรกิริยาระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและเนื้อเยื่อชีวภาพ	54
	3.2.4 การคำนวณเชิงโปรแกรมคอมพิวเตอร์	55
บทที่ 4	การวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อผิวหนัง	57
	4.1 อุปกรณ์ในการทดสอบ	57
	4.2 วิธีในการทดสอบ	58
	4.3 ผลการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก	59
บทที่ 5	การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทาง สรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนสมองแบบ หลายชั้น ในรูปทรงครึ่งวงกลม เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าใน ระหว่างการใช้งาน	62
	5.1 บทนำ	62
	5.2 แบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์	63
	5.3 การวิเคราะห์เชิงทฤษฎี	64
	5.4 การจำลองเชิงตัวเลข	67
	5.5 ผลและการวิเคราะห์ผล	68
	5.6 สรุปผล	72
บทที่ 6	การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทาง สรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนผิวหนังแบบ หลายชั้นในรูปทรงสี่เหลี่ยม	74
	6.1 Introduction	74
	6.2 Skin Model	76
	6.3 Governing equations	78
	6.4 Calculation Procedure	81
	6.5 Results and Discussion	83
	6.6 Conclusions	90
บทที่ 7	การศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประยุกต์ใช้รังสีคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานคลื่นไมโครเวฟโดยใช้ แบบจำลองของวัสดุพูน	91
	7.1 Introduction	91
	7.2 Models	92
	7.3 Problem Formulation	95
	7.4 Results and Discussion	101
	7.5 Conclusions	114
บทที่ 8	สรุปผล	115
	เอกสารอ้างอิง	118
	ภาคผนวก	126

บทที่ 1

บทนำและความสำคัญของปัญหา

1.1 บทนำและความสำคัญของปัญหา

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) คือ คลื่นชนิดหนึ่งที่เกิดโดยไม่ต้องอาศัยตัวกลาง จึงสามารถเคลื่อนที่ในสุญญากาศได้ เกิดขึ้นโดยอาศัยการเหนี่ยวนำกันระหว่างสนามไฟฟ้า (Electric Field) และสนามแม่เหล็ก (Magnetic Field) โดยสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจะมีทิศทางตั้งฉากซึ่งกันและกัน และตั้งฉากกับทิศการเคลื่อนที่ โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีช่วงความถี่และช่วงความยาวที่แตกต่างกันโดยมีลักษณะเฉพาะตัว จึงมักแบ่งประเภทและการนำไปใช้ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามช่วงความถี่และช่วงความยาวที่แตกต่างกัน หรือที่เรียกว่า สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Spectrum) ซึ่งหากเรียงลำดับตามค่าช่วงความถี่จากค่าความถี่ต่ำไปยังค่าความถี่สูงจะได้ดังนี้ คลื่นวิทยุ ไมโครเวฟ รังสีอินฟราเรด แสงที่ตามองเห็น รังสีอัลตราไวโอเลต รังสีเอกซ์ และรังสีแกมมา โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีสมบัติคือไม่ต้องใช้ตัวกลางในการเคลื่อนที่ มีอัตราเร็วของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทุกชนิดในสุญญากาศเท่ากับ อัตราเร็วของแสง จัดเป็นคลื่นตามขวาง สามารถถ่ายเทพลังงานจากที่หนึ่งไปอีกที่หนึ่ง ไม่มีประจุไฟฟ้า คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกปล่อยออกมาจะถูกดูดกลืนโดยวัสดุได้ สามารถแทรกสอด สะท้อน หักเห และเลี้ยวเบนได้ ด้วยคุณสมบัติดังกล่าวและความแตกต่างของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในแต่ละประเภท คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจึงถูกนำมาใช้งานในด้านต่าง ๆ ตามความเหมาะสม

พลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Energy) เป็นหนึ่งในแหล่งพลังงานความร้อนที่มีความทันสมัยและนิยมนำมาใช้เป็นแหล่งให้ความร้อนมากกว่าการทำความร้อนแบบดั้งเดิม (Conventional Heating Method) เนื่องจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในบริเวณด้านในของผิววัสดุที่ต้องการให้ความร้อน จึงทำให้เกิดความร้อนได้อย่างรวดเร็ว จัดเป็นพลังงานสะอาดสามารถควบคุมในการใช้งานได้ง่าย มีประสิทธิภาพด้านพลังงานที่สูง และผลผลิตยังคงมีคุณภาพที่สูง ดังนั้นตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันในช่วงหลายปีที่ผ่านมาสังคมจึงได้ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการใช้งานด้านต่าง ๆ ทั้งการใช้งานในด้านอุตสาหกรรมและในด้านครัวเรือน (Klinbun, W. and Rattanadecho, P., 2012) รวมทั้งใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็ง (Thermal Ablation) (Katrina, F.C., and Damian, E.D., 2014) อย่างไรก็ตามอันตรกิริยาระหว่างรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับร่างกายมนุษย์หรือในเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ซึ่งจัดเป็นวัสดุชีวภาพ (Biological Material) ในระหว่างการใช้งานอาจส่งผลกระทบต่อสุขภาพของมนุษย์ การเพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย อาทิ การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียง 1 °C ภายในสมองของมนุษย์ อาจส่งผลกระทบต่อเซลล์ประสาทเดี่ยวและฟังก์ชันเครือข่ายประสาทได้ (Elwassif, et al., 2006) และหากร่างกายของมนุษย์มีอุณหภูมิเพิ่มขึ้นถึง 40 °C อาจก่อให้เกิดความเสียหายแก่เนื้อเยื่อได้ (Datta, A., et al., 2009) Guyton, A.C., และ Hall, J. E. (Guyton, A. C., and Hall, J. E. 1996) ได้ระบุว่าขีดจำกัดของการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิที่ไม่นำไปสู่ความเสียหายทางด้านสรีรวิทยาทางความร้อนคือ 3-5 °C เท่านั้น นอกจากนั้นการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิอาจส่งผลกระทบต่อการทำงานของสรีรวิทยาทางความร้อน

(Thermal Physiologic Response) เช่น การเกิดอาการคัน การขับเหงื่อ และการเปลี่ยนแปลงขนาดหลอดเลือดได้ ดังนั้นการศึกษากายภาพความร้อนและการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังเมื่อได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจึงเป็นหัวข้อที่กำลังได้รับความสนใจ และมีความจำเป็นเพื่อเป็นพื้นฐานในการหาทางป้องกันอันตรายจากการได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งานด้านต่าง ๆ

มีงานวิจัยบางส่วนที่ทำการรายงานผลกระทบต่อวัสดุชีวภาพจากการได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Spiegel, 1984, Ibrahim et al., 2005 และ Moore et al., 2017) อย่างไรก็ตามผลการตอบสนองทางสรีรวิทยาของเนื้อเยื่อผิวหนังเมื่อได้รับอิทธิพลจากการรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ายังไม่เป็นที่เข้าใจกันดี โดยในอดีตที่ผ่านมา รายงานการวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุชีวภาพยังมีอยู่จำกัดน้อยมาก โดยเฉพาะในภาคทฤษฎี ด้วยเหตุผลของความซับซ้อนในปรากฏการณ์ อันเนื่องมาจากศาสตร์ดังกล่าวนี้ต้องอาศัยองค์ความรู้ในหลายสาขาเข้าด้วยกัน ซึ่งต้องทำการวิเคราะห์ทั้งการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อน ตลอดถึงความซับซ้อนของโครงสร้างภายในวัสดุชีวภาพประเภทต่าง ๆ ทั้งนี้เพราะวัสดุชีวภาพโดยส่วนใหญ่จะสามารถจัดเป็นวัสดุพรุน (Porous Media) กล่าวคือ ประกอบด้วย 3 สถานะ คือ สถานะของแข็งหรือสถานะเนื้อเยื่อ หรือ Solid/Tissue Phases / Matrix และสถานะของเหลวหรือสถานะเลือดหรือ Liquid/Blood Phases ภายในช่องว่างหรือรูพรุน ดังนั้นที่ผ่านมางานวิจัยที่ทำการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุชีวภาพโดยส่วนมากมักใช้แบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) ผ่านสมการไบโอฮีท (Bioheat Equation) ซึ่งคิดค้นครั้งแรกโดย Pennes (Pennes, H. H., 1948) ในการวิเคราะห์ ซึ่งแบบจำลองดังกล่าวนี้เป็นแบบจำลองที่มีความง่ายจึงเป็นที่นิยมนำมาศึกษา แต่อย่างไรก็ตามแบบไบโอฮีทอยู่บนสมมติฐานที่สมมติให้อนุภาคน้ำในหลอดเลือดฝอย (Capillary) เท่ากับอนุภาคน้ำของแกนของร่างกาย ทำให้อนุภาคน้ำในหลอดเลือดฝอยเท่ากับอนุภาคน้ำของเลือดภายในเส้นเลือดหลัก (เส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่) พิจารณาโครงสร้างภายในเป็นแบบเดียว (Homogenous Material) และอยู่บนพื้นฐานการถ่ายเทความร้อนด้วยการนำความร้อน (Conduction heat transfer) เป็นกลไกหลัก ดังนั้นหากมีการศึกษาอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในวัสดุชีวภาพประเภทต่าง ๆ โดยใช้แบบจำลองของวัสดุ (Porous Media Model) จะส่งผลให้ได้ผลการศึกษาที่มีความใกล้เคียงกับปัญหาจริงมากยิ่งขึ้น

ในงานวิจัยนี้ได้เน้นศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพเมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน โดยมีวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น (Multi-Layered Skin Tissue) ในรูปทรงแบบต่าง ๆ และประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ ที่สำคัญต่อกระบวนการทำความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น อิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพรุน ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอนุภาคน้ำของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอนุภาคน้ำในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นจะถูกศึกษาอย่างเป็นระบบ นอกจากนั้นอิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนซึ่งประกอบด้วยแบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) แบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) แบบจำลองวัสดุพรุนแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE) Porous

Media Model) และแบบจำลองวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE) Porous Media Model) จะถูกพิจารณาเพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด โดยทำการเปรียบเทียบผลจากความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนากับผลจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง เพื่อทำการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น ทั้งในกรณีวัสดุชีวภาพแบบของแข็งเนื้อเดียว (Solid Biological Materials) และในกรณีวัสดุพอร์น (Porous Media Biological Materials) ผลจากการศึกษาจะเป็นประโยชน์พื้นฐานในการแสดงให้เห็นลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและลักษณะการถ่ายโอนความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีศึกษาต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และสามารถใช้เป็นพื้นฐานในการประยุกต์และต่อยอดด้านการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้ประโยชน์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในงานด้านการแพทย์

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย และการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อน โดยโครงการวิจัยจะเน้นไปที่การใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข โดยเปรียบเทียบผลที่ได้จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ซึ่งวัตถุประสงค์หลักของงานวิจัยมีรายละเอียดดังนี้

1. เพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเมื่อได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
2. เพื่อพัฒนาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ครอบคลุมทั้งการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การไหลเวียนของเลือด และการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อส่วนชีวภาพต่าง ๆ ของร่างกาย ทั้งในกรณีวัสดุชีวภาพแบบของแข็งเนื้อเดียว (Solid Biological Materials) และในกรณีวัสดุพอร์น (Porous Media Biological Materials)
3. เพื่อศึกษาผลกระทบของตัวแปรต่าง ๆ อันได้แก่ อิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพอร์น ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย
4. เพื่อให้เกิดความเข้าใจพื้นฐานเกี่ยวกับการตอบสนองทางสรีรวิทยาของร่างกายในเนื้อเยื่อชีวภาพที่ได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งจะช่วยในการประยุกต์ใช้ในด้านการรักษาโรคและผลกระทบด้านสุขภาพ

1.3 แผนการทำโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้จะแบ่งการศึกษาและการวิเคราะห์ออกเป็นสองส่วนหลัก ๆ คือ การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น ในรูปทรงแบบต่าง ๆ เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าใน

ระหว่างการใช้งาน และการประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ ซึ่งแผนการดำเนินงานในโครงการวิจัยนี้มีดังนี้

1. ศึกษางานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับทฤษฎีการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทฤษฎีการถ่ายเทความร้อน และทฤษฎีของวัสดุพูน
2. ศึกษากลไกการถ่ายเทความร้อนอันเกิดจากอันตรกิริยากับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และทำการวิเคราะห์พารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งผลกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อน ที่ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ
3. ทำการสร้างแบบจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทางทฤษฎี พัฒนา และใช้สมการที่เกี่ยวข้องกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อนในการแก้ปัญหา
4. ทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของแบบจำลองที่ได้รับการพัฒนา
5. ศึกษาอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ
6. ทำการวิเคราะห์ผลการวิจัย
7. สรุปผลการวิจัย
8. ทำการเขียนบทความทางวิชาการเพื่อตีพิมพ์เผยแพร่ และจัดทำเอกสารรายงานวิจัย

1.4 ขอบเขตโครงการวิจัย

โครงการวิจัยนี้จะทำการศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพเมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน โดยแบ่งการศึกษาออกเป็นสองส่วนใหญ่ ๆ โดยแต่ละส่วนมีขอบเขตการศึกษาดังนี้

1. การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น ในรูปทรงแบบต่าง ๆ เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน ซึ่งขอบเขตการศึกษาในส่วนนี้มีดังนี้

1.1 การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น ในรูปทรงสี่เหลี่ยม โดยทำการศึกษาอิทธิพลของ

- อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate)
- ฟลักซ์ความร้อน (Heat Flux)
- อัตราการไหลของเลือด
- สิ่งแวดล้อมภายนอก (อิทธิพลเนื่องจากการพาความร้อน)
- แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนประเภทต่าง ๆ

1.2 การประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ โดยทำการศึกษาอิทธิพลของ

- อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate)

- ฟลักซ์ความร้อน (Heat Flux)
- อัตราการไหลของเลือด
- สิ่งแวดล้อมภายนอก (อิทธิพลเนื่องจากการพาความร้อน)
- แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนประเภทต่าง ๆ

2. การประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ โดยทำการศึกษาอิทธิพลของ

- แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนประเภทต่าง ๆ
- ขนาดของเนื้องอก
- ค่าความพรุน
- ค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

โดยการศึกษาในแต่ละส่วนนี้จะก่อสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ใช้สมการในการวิเคราะห์ และใช้ระเบียบวิธีในการศึกษาที่แตกต่างกัน โดยจะกล่าวถึงผลการศึกษาในแต่ละส่วนโดยแยกออกจากกัน และทำการวิเคราะห์ผลการวิจัยในแต่ละส่วน ซึ่งจะแสดงผลการศึกษาในแต่ละบทถัดไป

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการทำโครงการวิจัยนี้ มีดังนี้

1. สามารถศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเมื่อได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
2. สามารถพัฒนาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ครอบคลุมทั้งการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การไหลเวียนของเลือด และการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อส่วนชีวภาพต่าง ๆ ของร่างกาย ทั้งในกรณีวัสดุชีวภาพแบบของแข็งเนื้อเดียว (Solid Biological Materials) และในกรณีวัสดุพรุน (Porous Media Biological Materials)
3. สามารถศึกษาผลกระทบของตัวแปรต่าง ๆ อันได้แก่ อิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพรุน ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย
4. สามารถเข้าใจพื้นฐานเกี่ยวกับการตอบสนองทางสรีรวิทยาของร่างกายในเนื้อเยื่อชีวภาพที่ได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งจะช่วยในการประยุกต์ใช้ในด้านการรักษาโรคและผลกระทบด้านสุขภาพ
5. สามารถสร้างองค์ความรู้ใหม่ที่สามารถเป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนางานวิจัยใหม่ ๆ ในอนาคต และสามารถถ่ายทอดและเผยแพร่องค์ความรู้เพื่อประยุกต์ใช้งานทางด้านวิศวกรรมและทางการแพทย์

6. สามารถเป็นพื้นฐานในการพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ โดยใช้ศาสตร์ประยุกต์ทางด้านวิศวกรรมและทางด้านการแพทย์
7. สามารถเป็นประโยชน์ในการตอบสนองด้านยุทธศาสตร์ของหน่วยงานที่สังกัด
8. สามารถเป็นการเชื่อมความสัมพันธ์และแลกเปลี่ยนองค์ความรู้ระหว่างนักวิจัยและศูนย์วิจัยในระหว่างสถาบันและหน่วยงานต่าง ๆ
9. สามารถผลิตนักศึกษาจากองค์ความรู้ที่ได้รับจากการวิจัย

1.6 สถานที่ดำเนินงาน

โครงการวิจัยนี้มีสถานที่ดำเนินการวิจัยหลักในสองสถานที่ โดยสถานที่ดำเนินการวิจัยในส่วนแรก คือ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ศาลายา โดยเป็นสถานที่ในการดำเนินการวิจัยหลัก เป็นสถานที่ในการเก็บข้อมูลและผลการวิจัย วิเคราะห์ผลการวิจัย และสรุปทำการวิจัย และสถานที่ดำเนินการวิจัยในส่วนที่สองคือ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต โดยเป็นสถานที่ในการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ประสิทธิภาพสูงในการวิเคราะห์และแก้ปัญหาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ทำการพัฒนาที่มีความซับซ้อนสูง ซึ่งจำเป็นต้องใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ประสิทธิภาพสูงในการวิเคราะห์ เป็นสถานที่ในการตรวจวัดค่าคุณสมบัติเบื้องต้นของวัสดุที่ทำการศึกษา และเป็นสถานที่ในการปรึกษาและรายงานผลความคืบหน้าของการดำเนินการวิจัยแก่อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการวิจัย

1.7 ระยะเวลาดำเนินงาน

โครงการวิจัยนี้มีการดำเนินโครงการตั้งแต่เดือนมิถุนายน พ.ศ. 2557 ถึง เดือนเมษายน พ.ศ. 2561

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

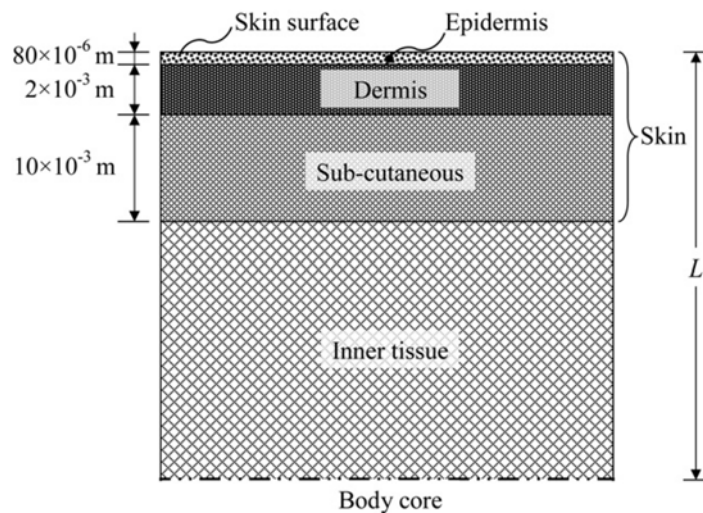
จากที่ได้กล่าวข้างต้นพลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นหนึ่งในแหล่งพลังงานความร้อนอีกทางเลือกหนึ่งในปัจจุบัน เนื่องจากมีข้อดีและข้อได้เปรียบมากกว่าวิธีการทำความร้อนแบบดั้งเดิม (Conventional Heating Method) ข้อได้เปรียบจากการใช้พลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประโยชน์ อาทิ สามารถควบคุมและเริ่มต้นกระบวนการทำความร้อนได้อย่างรวดเร็ว จัดเป็นพลังงานสะอาดไม่ก่อให้เกิดมลพิษ มีประสิทธิภาพด้านพลังงานที่สูง และผลผลิตที่ผ่านกระบวนการทำความร้อนยังคงมีคุณภาพที่สูง (Keangin, P. et al., 2011) ดังนั้นการนำเทคโนโลยีด้านพลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจึงถูกนำมาใช้ในงานด้านต่าง ๆ มากมาย อาทิ การอบแห้งอาหารโดยใช้พลังงานจากไมโครเวฟด้วยระบบสายพานลำเลียง (Nagel, A. et al., 2017 และ Orsat, V. et al., 2017) ใช้ในกระบวนการพาสเจอร์ไรส์ (Pasteurization) (Marszalek, K. et al., 2016) หรือการบ่มคอนกรีต (Mangat, P.S. et al., 2016) รวมทั้งเมื่อเร็ว ๆ นี้ พลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าถูกใช้ในการสร้างอุณหภูมิที่สูงเพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง (Keangin, P. et al., 2011) อย่างไรก็ตามเนื่องจากเกิดข้อกังวลเกี่ยวกับด้านสุขภาพจากการใช้ประโยชน์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Ziegelberger, G. 2009) ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อร่างกายมนุษย์ได้ ซึ่งการศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพ (Biological Tissue) ชนิดต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะทำให้สามารถเข้าใจอิทธิพลระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและเนื้อเยื่อชีวภาพ อันจะนำไปสู่การหาทางป้องกันผลกระทบจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการใช้งานด้านต่าง ๆ ได้

ในโครงการวิจัยนี้ได้เริ่มต้นการศึกษาจากการทำการศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับงานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับทฤษฎีการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทฤษฎีการถ่ายเทความร้อน และทฤษฎีของวัสดุพูน ศึกษากลไกการถ่ายเทความร้อนอันเกิดจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า วิเคราะห์พารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งผลกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อน โดยงานวิจัยและเอกสารทางวิชาการที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัยนี้จะสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ กลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีท และกลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพูน ซึ่งสามารถสรุปเป็นประเด็นสำคัญ ๆ จากการทำการศึกษาดังนี้

2.1 กลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีท

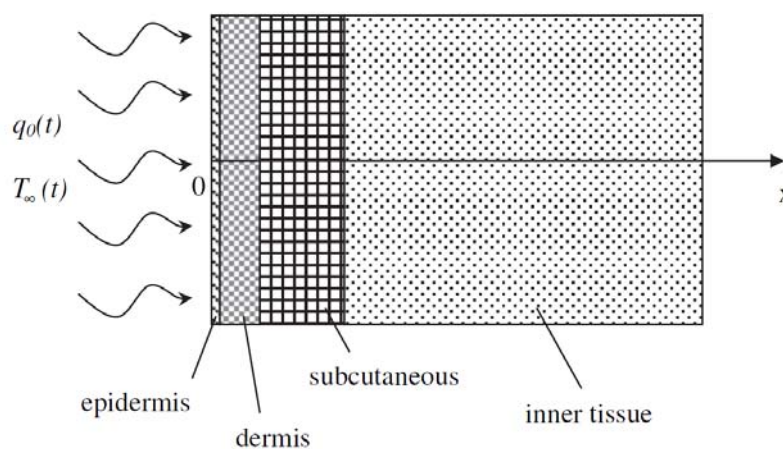
ที่ผ่านมามีงานวิจัยที่ทำการศึกษากลไกการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ มักจะใช้แบบจำลองไบโอฮีทในการวิเคราะห์ โดยแบบจำลองไบโอฮีทถูกพัฒนาขึ้นครั้งแรกโดย Pennes (Pennes, H. H., 1948) ยกตัวอย่างงานวิจัยที่ใช้แบบจำลองไบโอฮีทในการศึกษาเฉพาะการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง อาทิ งานวิจัยของ Zolfaghari, A. และ Maerefat, M., 2010 ได้ทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิที่ขึ้นกับเวลาของเนื้อเยื่อผิวหนังในการรักษาอุณหภูมิของร่างกายในระหว่างได้รับอิทธิพลจากสิ่งแวดล้อมภายนอก โดยใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนแบบไบโอฮีทในการ

วิเคราะห์และใช้แบบจำลองของเนื้อเยื่อผิวหนังจำนวน 3 ชั้นคือ ชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นหนังแท้ (Dermis) และชั้นไขมัน (Subcutaneous) โดยชั้นผิวหนังชั้นใน (Inner Tissue) ไม่ได้ทำการพิจารณา ทางแนวตั้ง (ตามแนวแกน y) ในการศึกษา ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ด้านล่าง



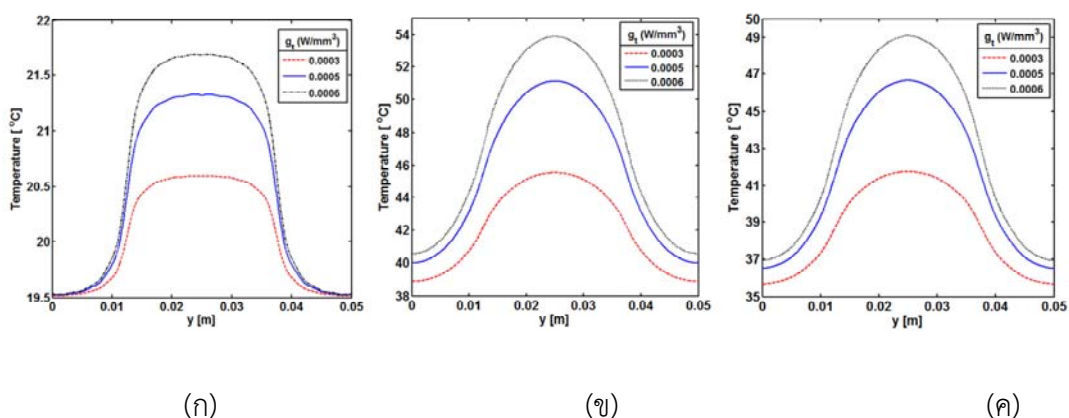
รูปที่ 2.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Zolfaghari, A. และ Maerefat, M., 2010 (Zolfaghari, A. และ Maerefat, M., 2010)

ส่วนการวิเคราะห์การดัดแปลงอินทิกรัลแบบผสม (Hybrid Integral Transforms) ของสมการไปโอฮีทเพื่อศึกษาการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงตามระยะความลึกและตามเวลาภายในชั้นของเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 ชั้น คือชั้นหนังแท้ (Dermis) ชั้นไขมัน (Subcutaneous) และชั้นผิวหนังชั้นใน (Inner Tissue) ถูกนำเสนอโดย Renato, M. et al., 2010 โดยแบบจำลองในการวิเคราะห์ในงานวิจัยนี้จะแสดงในรูปที่ 2.2 โดยจะพบว่าการกระจายตัวของอุณหภูมิที่ช่วงเวลาต่าง ๆ จะเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัดเฉพาะในชั้นหนังแท้ (Dermis) และชั้นไขมัน (Subcutaneous) เท่านั้น



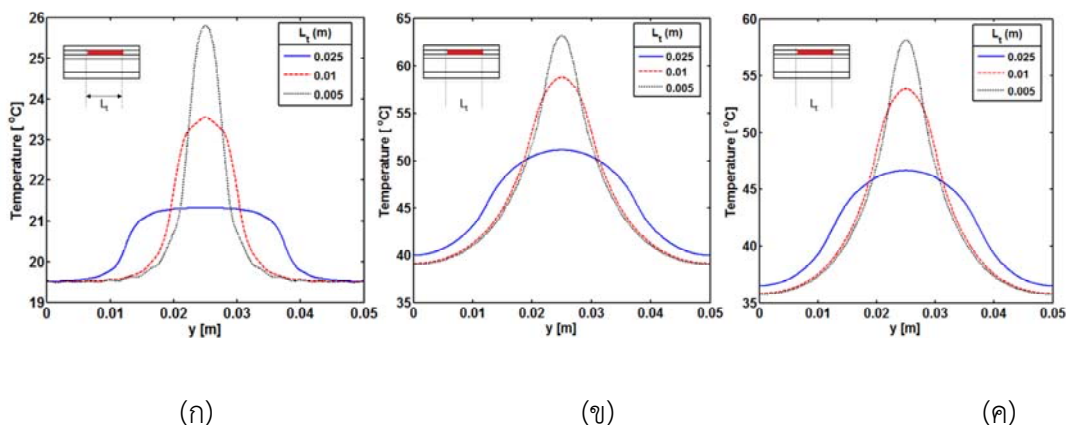
รูปที่ 2.2 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Renato, M. et al., 2010 (Renato, M. et al., 2010)

ในขณะที่ Dehghan, M. และ Sabouri, M., 2012 ใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในการอธิบายพฤติกรรมทางความร้อนของเนื้อเยื่อผิวหนังหลายชั้นที่ประกอบไปด้วยชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นหนังแท้ (Dermis) และชั้นไขมัน (Subcutaneous) ในกรณีหนึ่งมิติและสองมิติ เพื่อแสดงความสัมพันธ์ของการกระจายตัวของอุณหภูมิกับเวลาที่เปลี่ยนแปลงในเนื้อเยื่อผิวหนังหลายชั้น เนื้อเยื่อผิวหนังปกติ และเนื้อเยื่อผิวหนังที่มีเนื้องอกอยู่ภายใน โดยใช้เอลิเมนต์รูปสามเหลี่ยมและเอลิเมนต์รูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน Sarkar, D. et al., 2015 ได้ทำการศึกษาลักษณะการกระจายอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนังจำนวน 5 ชั้น ซึ่งประกอบด้วยชั้นที่ 1 ชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นที่ 2 ชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพร้า (Papillary Dermis) ซึ่งประกอบด้วยคอลลาเจน (Collagen) ที่มีขนาดเล็ก ชั้นที่ 3 ชั้นที่อยู่ต่อจากชั้น Papillary Dermis (Reticular Dermis) ซึ่งประกอบด้วยคอลลาเจน (Collagen) ที่มีขนาดใหญ่ ชั้นที่ 4 ชั้นไขมัน (Fat) และชั้นที่ 5 ชั้นของกล้ามเนื้อ (Muscle) โดยทำการศึกษาอิทธิพลของเงื่อนไขขอบเขตแบบต่าง ๆ คือ เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าอุณหภูมิมีค่าคงที่ เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าฟลักซ์ความร้อน (Heat Flux) มีค่าคงที่ เงื่อนไขขอบเขตที่มีการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน จากผลการศึกษาพบว่า การกระจายอุณหภูมิที่รอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพร้า (Papillary Dermis) ที่ค่าอัตราความร้อนเชิงปริมาตรค่าต่าง ๆ โดยใช้ทั้ง 3 เงื่อนไขขอบเขตจะมีความใกล้เคียงกันดังแสดงในรูปที่ 2.3 ในขณะที่การกระจายอุณหภูมิที่ผิวรอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพร้า (Papillary Dermis) ที่ค่าขนาดของเนื้องอกค่าต่าง ๆ โดยใช้ทั้ง 3 เงื่อนไขขอบเขต จะพบว่าในกรณีใช้เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าอุณหภูมิมีค่าคงที่จะมีลักษณะแตกต่างเล็กน้อยกับในกรณีใช้เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าฟลักซ์ความร้อน (Heat Flux) มีค่าคงที่และในกรณีใช้เงื่อนไขขอบเขตที่มีการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน ดังแสดงในรูปที่ 2.4 อย่างไรก็ตามอิทธิพลของการใช้เงื่อนไขขอบเขตประเภทต่าง ๆ จะส่งผลต่อการกระจายอุณหภูมิที่รอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพร้า (Papillary Dermis) อย่างเห็นได้ชัดเจน ดังแสดงในรูปที่ 2.5 โดยตัวอย่างการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตประเภทต่าง ๆ ในการศึกษาในงานวิจัยนี้สามารถเป็นตัวอย่างในการวิจัยเพื่อต่อยอดเพื่อศึกษาลักษณะการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ ในงานการประยุกต์ใช้ด้านต่าง ๆ เช่น การรักษาโดยใช้ความเย็น (Cryotherapy) หรือการรักษาด้วยการใช้เลเซอร์ เป็นต้น

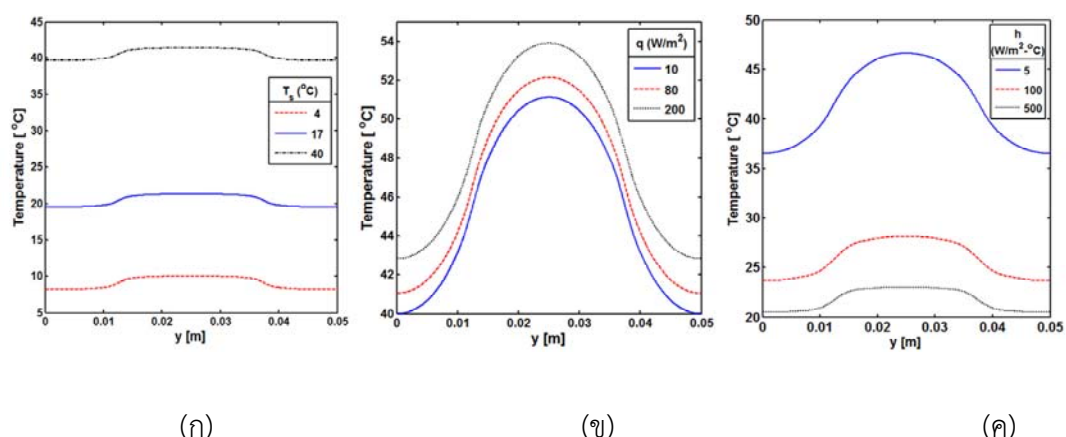


รูปที่ 2.3 การกระจายอุณหภูมิที่รอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพร้า (Papillary Dermis) ที่ค่าอัตราความร้อนเชิงปริมาตรค่าต่าง ๆ โดยเงื่อนไขขอบเขตประเภท (ก)

เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าอุณหภูมิมีค่าคงที่ (ข) เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าฟลักซ์ความร้อนมีค่าคงที่ และ (ค) เงื่อนไขขอบเขตที่มีการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน (Sarkar, D. et al., 2015)



รูปที่ 2.4 การกระจายอุณหภูมิที่รอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพวด (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพวด (Papillary Dermis) ค่าขนาดของเนื้องอกค่าต่าง ๆ โดยเงื่อนไขขอบเขตประเภท (ก) เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าอุณหภูมิมีค่าคงที่ (ข) เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าฟลักซ์ความร้อนมีค่าคงที่ และ (ค) เงื่อนไขขอบเขตที่มีการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน (Sarkar, D. et al., 2015)



รูปที่ 2.5 อิทธิพลของเงื่อนไขขอบเขตต่อลักษณะการกระจายอุณหภูมิที่รอยต่อระหว่างชั้นหนังกำพวด (Epidermis) และชั้นที่อยู่ติดกับชั้นหนังกำพวด (Papillary Dermis) โดยใช้เงื่อนไขขอบเขตประเภท (ก) เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าอุณหภูมิมีค่าคงที่ (ข) เงื่อนไขขอบเขตที่ค่าฟลักซ์ความร้อนมีค่าคงที่ และ (ค) เงื่อนไขขอบเขตที่มีการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน (Sarkar, D. et al., 2015)

เมื่อเร็ว ๆ นี้ Hobiny, A.D., และ Abbas, I.A., 2018 ใช้วิธีเชิงวิเคราะห์ (Analytical Solution) ในการแก้สมการไฮเพอร์โบลิกไปโออีท โดยใช้วิธีการแปลงลาปลาซ (Laplace Transform) เมื่อได้รับแหล่งพลังงานความร้อนภายนอกที่เคลื่อนที่ได้ (พิจารณาเป็นฟังก์ชันของความเร็ว) ซึ่งความเสียหายทางความร้อนกับเนื้อเยื่อผิวหนังจะถูกประเมินโดยใช้สมการ Arrhenius (Arrhenius Equation) โดยใช้แบบจำลองของเยื่อผิวหนังแบบ 1 ชั้น ที่พิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบฉนวนทางความร้อนทางด้านบนและ

ด้านล่าง ดังแสดงในรูปที่ 2.6 ผลการศึกษาพบว่าเมื่อความเร็วของแหล่งพลังงานความร้อนภายนอกมีค่าสูงขึ้นจะส่งผลให้อุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนังและความเสียหายทางความร้อนกับเนื้อเยื่อผิวหนังมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} = 0$$


$$-k \frac{\partial T}{\partial x} = 0$$

รูปที่ 2.6 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Hobiny, A.D., และ Abbas, I.A., 2018 (Hobiny, A.D., และ Abbas, I.A., 2018)

มีงานวิจัยบางส่วนที่ทำการศึกษการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังในระหว่างการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia หรือ Thermal Ablation) โดยใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีทในการวิเคราะห์ อาทิ

Shit, G.C. และ Bera, A., 2017 ศึกษาการตอบสนองทางอุณหภูมิในเนื้อเยื่อผิวหนังในระหว่างการบำบัดด้วยความร้อน (Thermal Ablation) ด้วยการใช้สมการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีทเมื่อได้รับแหล่งพลังงานความร้อนที่แตกต่างกัน คือ การใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนที่มีค่าคงที่ (Constant Heat Flux Boundary Condition) การใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนที่มีการกวัดแกว่ง (Oscillatory Heat Flux Boundary Condition) การใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนในรูปแบบฟังก์ชันของโคไซน์ (Cosine Heat Flux Boundary Condition) และ การใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนในรูปแบบฟังก์ชันของไซน์ (Sinusoidal Heat Flux Boundary Condition) โดยใช้แบบจำลองของเนื้อเยื่อผิวหนัง 1 มิติ และใช้เทคนิควิธีการแปลงลาปลาซ (Laplace Transform Technique) ในการแก้ปัญหา และทำการศึกษาอิทธิพลของฟลักซ์ความร้อน (Heat Flux) อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate) เวลาในการผ่อนคลายความร้อน (Thermal Relaxation Time) และค่าการนำความร้อน (Thermal Conductivity) ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง

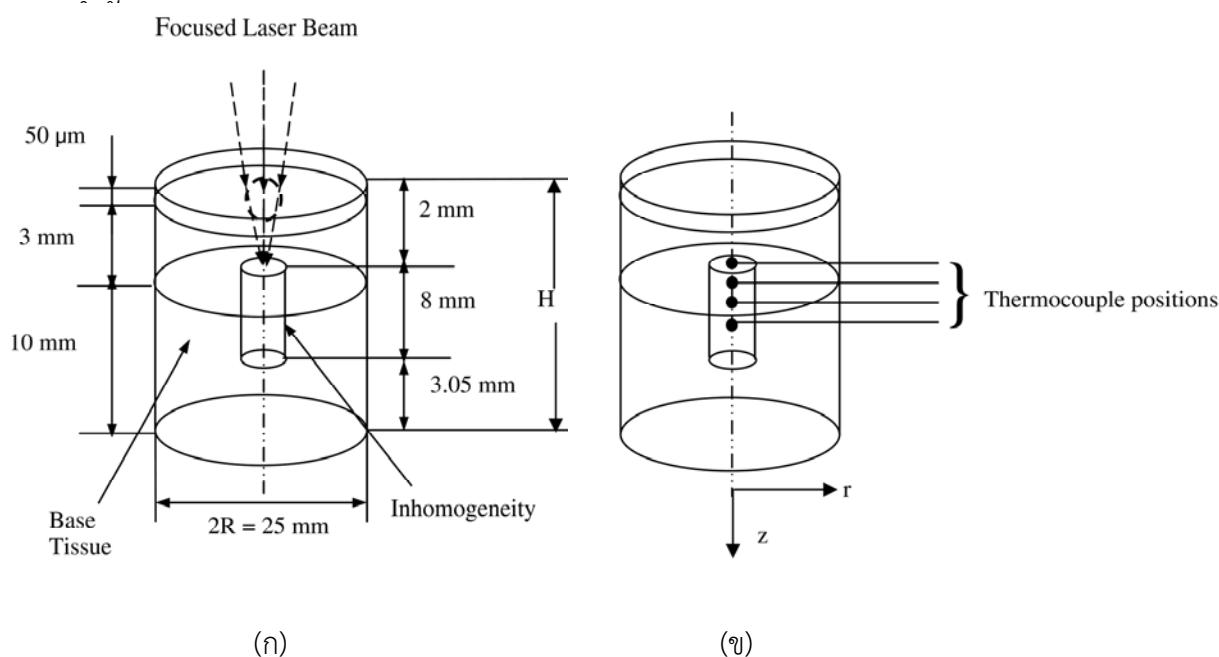
การศึกษาการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง 2 มิติ ชั้นเดียว ในระหว่างการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia Treatment) ด้วยวิธีแบบแม่นยำ (Exact Method) โดยใช้สมการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีทแบบฟูเรียร์ (Fourier) และไม่ใช่ฟูเรียร์ (Non-Fourier) และทำการศึกษาอิทธิพลของอัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate) และระยะเวลาต่อการกระจายตัวอุณหภูมิ

จากการศึกษาพบว่าอุณหภูมิสูงสุดที่ระยะเวลา 2 s มีค่าอุณหภูมิ 46.3 °C และเมื่อระยะเวลาเพิ่มขึ้นค่าอุณหภูมิสูงสุดจะค่อย ๆ ลดลง ถูกนำเสนอโดย Dutta, J. และ Kundu, B., 2018

นอกจากนั้นยังพบว่ามีการวิจัยบางส่วนที่ทำการศึกษากายภาพความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังในระหว่างการบำบัดหรือการรักษาโรคมะเร็งด้วยการใช้พลังงานความร้อนจากการใช้เลเซอร์ โดยใช้แบบจำลองไบโอฮีท อาทิต

Xu, F. et al., 2008 ทำการศึกษากายภาพความร้อน ความเสียหายเชิงความร้อน และความเสียหายเชิงกลของเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 ชั้น ซึ่งประกอบไปด้วย ชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นหนังแท้ (Dermis) และชั้นไขมัน (Subcutaneous) ในระหว่างการบำบัดด้วยการใช้พลังงานความร้อนจากการใช้เลเซอร์ โดยใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไบโอฮีทในการวิเคราะห์

ในปี 2008 Jaunich, M. et al., 2008 ได้ทำการวิเคราะห์ลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิและพื้นที่ที่ได้รับอิทธิพลทางความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังระหว่างการบำบัดด้วยการใช้เลเซอร์แบบช่วงพัลส์ (Pulse) แบบสั้น ๆ การทดลองและการจำลองเชิงตัวเลขของแบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นที่มีเนื้องอกอยู่ภายในของเนื้อเยื่อผิวหนังของหนูจะถูกศึกษา โดยใช้ช่วงความยาวคลื่นของเลเซอร์ 2 ช่วงความยาวคลื่น คือที่ช่วงความยาวคลื่น 1,064 nm และช่วงความยาวคลื่น 1,552 nm ในการทดลองจะใช้เทอร์โมคัปเปิล (Thermocouple) ในการวัดการกระจายตัวอุณหภูมิตามแนวกึ่งกลางเพื่อเปรียบเทียบค่าการกระจายตัวอุณหภูมิที่ได้จากการจำลองเชิงตัวเลข โดยแบบจำลองรูปทรงกระบอกของเนื้อเยื่อผิวหนังที่ใช้ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลขและตำแหน่งในการวัดค่าอุณหภูมิจะแสดงในรูปที่ 2.7(ก) และ 2.7(ข)

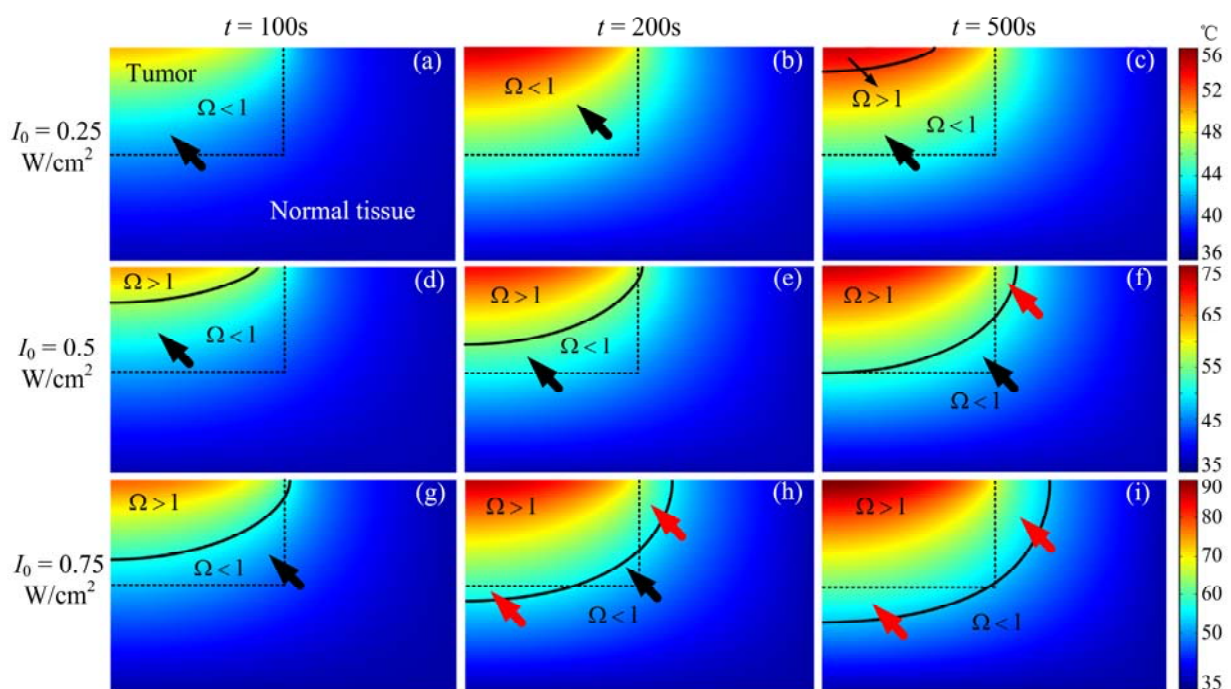


รูปที่ 2.7 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Jaunich, M. et al., 2008
(ก) แบบจำลองรูปทรงกระบอกของเนื้อเยื่อผิวหนังที่ใช้ในการวิเคราะห์ และ (ข) ตำแหน่งในการวัดค่าอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง (Jaunich, M. et al., 2008)

Ahmadikia, H. et al., 2012 ใช้วิธีเชิงวิเคราะห์ (Analytical Solution) ในการวิเคราะห์สมการถ่ายเทความร้อนไปไอฮ์ทแบบฟูเรียร์ (Fourier) และไม่ใช่ฟูเรียร์ (Non-Fourier) ระหว่างการบำบัดด้วยการใช้เลเซอร์ภายในเนื้อเยื่อผิวหนังโดยใช้วิธีแปลงลาปลาซ (Laplace Transform Method) และทำการเปรียบเทียบการกระจายตัวอุณหภูมิระหว่างการใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปไอฮ์ทของ Pennes และแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปไอฮ์ทที่ได้รับอิทธิพลจากพลังงานความร้อนจากภายนอก

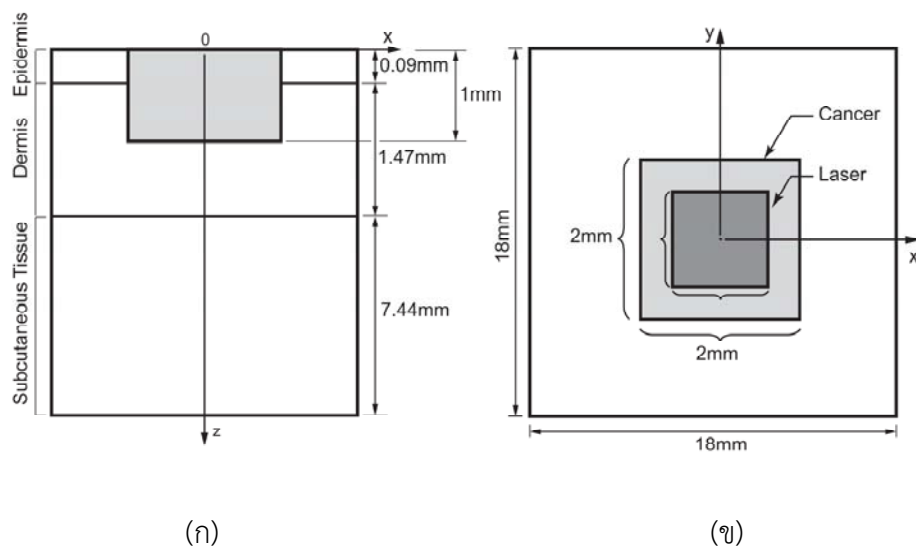
ในปีถัดมา Singh, I. et al., 2015 ได้ทำการจำลองเชิงตัวเลขของการระบายความร้อนของผิวหนังของเนื้อเยื่อผิวหนังหลายชั้นที่มีเส้นเลือดภายในระหว่างการบำบัดด้วยการใช้เลเซอร์ โดยใช้วิธีการระบายความร้อน 3 วิธีการ คือ วิธี Optical Window Contact Cooling วิธี Cryogenic Spray Cooling และวิธี Cryogen Cooled Optical Window Contact Cooling จากการศึกษาพบว่า วิธี Optical Window Contact Cooling ที่ทำจากอลูมิเนียมโกเมนซึ่งระบายความร้อนด้วยคาร์บอนไดออกไซด์เหลวทำให้กลไกระบายความร้อนบนผิวหนังของเนื้อเยื่อผิวหนังดีที่สุด

Ren, Y. et al., 2017 ได้ทำการศึกษาลักษณะการกระจายอุณหภูมิที่เหมาะสมในระหว่างกระบวนการบำบัดโดยใช้เลเซอร์ด้วยอนุภาคนาโนทองคำ (Gold Nanoparticle (GNP)) Monte Carlo Method (MC) และ Beer's Law ถูกใช้ในการคำนวณพลังงานความร้อนของเนื้อเยื่อและอนุภาคนาโนทองคำเมื่อได้รับการแผ่กระจายตัวของเลเซอร์โดยใช้สมการถ่ายเทความร้อนไปไอฮ์ท อิทธิพลของช่วงเวลาในการทำความร้อน ปริมาณอนุภาคนาโนทองคำ พื้นที่ที่ได้รับการฉายด้วยเลเซอร์ และอัตราส่วนของปริมาตรเนื้อเยื่อจะถูกศึกษา ผลจากการศึกษาพบว่าปริมาณอนุภาคนาโนทองคำที่มีค่าสูงจะทำให้ประสิทธิภาพในการดูดซับเลเซอร์มีประสิทธิภาพสูงขึ้น แต่ปริมาณอนุภาคนาโนทองคำที่มีค่าต่ำลงจะทำให้เกิดการกระจายความร้อนได้ดี นอกจากนั้นพื้นที่ที่ได้รับการฉายด้วยเลเซอร์ที่มีขนาดเล็กลงจะช่วยป้องกันความร้อนสูงของเนื้อเยื่อโดยรอบได้เมื่อพิจารณาเนื้อเยื่อที่มีขนาดใหญ่ และเมื่อค่า Incident Intensity สูงขึ้นค่าอุณหภูมิจะสูงขึ้น ดังแสดงรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 อิทธิพลของค่า Incident Intensity ที่ส่งผลต่อรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิ ในงานวิจัยของ Ren, Y. et al., 2017

Nóbrega, S., และ Coelho, P.J., 2017 ทำการศึกษาใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็ง (Thermal Ablation) โดยการใช้เลเซอร์สำหรับมะเร็งภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 ชั้น คือชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นหนังแท้ (Dermis) ชั้นไขมัน (Subcutaneous) ดังแสดงในรูปที่ 2.9 โดยพิจารณาของเนื้อเยื่อผิวหนังและมะเร็งเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยม และพิจารณาให้เนื้อเยื่อผิวหนังได้รับพลังงานความร้อนจากเลเซอร์จากทางด้านบนผิวเพื่อทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิและการกระจายตัวของความเสียหายทางความร้อน (Thermal Damage) โดยใช้สมการไบโอสถิตในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนและใช้ระเบียบวิธีแบบไฟไนต์โวลุ่ม (Finite Volume Method: FVM) ในการแก้สมการไบโอสถิต และทำการศึกษาอิทธิพลของค่าการนำความร้อน (Thermal Conductivity) อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate) ค่าความร้อนจำเพาะ (Specific Heat) และอัตราการสันดาปภายใน (Metabolic Rate) ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง

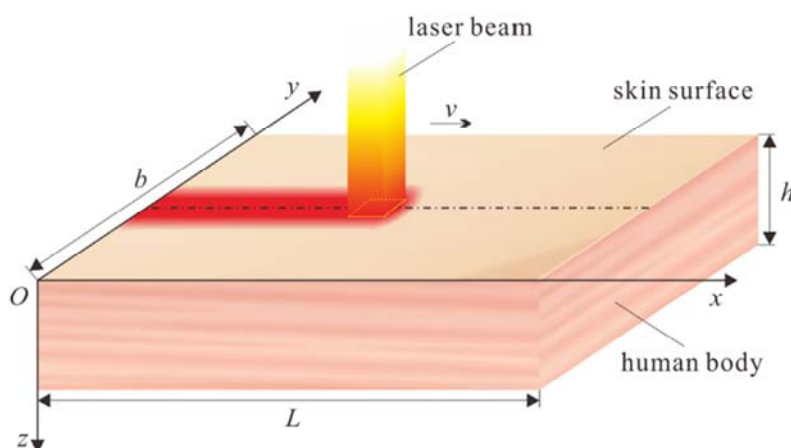


รูปที่ 2.9 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Nóbrega, S., และ Coelho, P.J., 2017 (Nóbrega, S., และ Coelho, P.J., 2017) โดย (ก) ชั้นเนื้อเยื่อผิวหนังและตำแหน่งของมะเร็ง และ (ข) พื้นที่ในการประยุกต์ใช้เลเซอร์ตามระนาบแกน x-y

ในปีเดียวกัน Verma, A.K. et al., 2017 ได้ทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิภายในแบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 ชั้น ที่มีเนื้องอกอยู่ภายในชั้นหนังแท้ (Dermis) ระหว่างกระบวนการบำบัดโดยใช้เลเซอร์ แบบจำลองการวิเคราะห์เชิงตัวเลขของเนื้อเยื่อผิวหนัง 2 มิติ ถูกใช้เพื่อทำนายความเสียหายของเนื้อเยื่อปกติผ่านแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไบโอสถิตที่พิจารณาทั้งแบบฟูเรียร์ (Fourier) (สมการพาราโบลิก (Parabolic Equation)) และไม่ใช้ฟูเรียร์ (Non-Fourier) (สมการไฮเพอร์โบลิก (Hyperbolic

Equation)) โดยใช้ระเบียบวิธีแบบไฟไนต์วอลุ่ม (Finite Volume Method: FVM) ในการแก้ปัญหาระเบียบวิธีผลต่างตรงกลาง (Central Difference Scheme) ถูกใช้สำหรับการแก้ไขเงื่อนไขเชิงอนุพันธ์ วิธีโดยปริยาย (Implicit Method) ถูกใช้เพื่อแก้ไขเทอมที่ขึ้นกับเวลา จากการศึกษาพบว่าความเสียหายเชิงความร้อนของเนื้อเยื่อปกติมีมากขึ้นตามเวลาที่เพิ่มขึ้น

และเมื่อเร็ว ๆ นี้ Ma, J. et al., 2018 ได้ใช้วิธีแม่นยำตรง (Exact Method) ในการวิเคราะห์การตอบสนองทางความร้อนในแบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 มิติ เมื่อได้รับอิทธิพลจากลำแสงเลเซอร์ระหว่างกระบวนการบำบัดโดยใช้สมการไปโอฮีทแบบ 1 มิติในการวิเคราะห์ อิทธิพลของระบบของหลอดเลือดฝอย (Capillary Vessel System) และแหล่งพลังงานความร้อนจากการสันดาปภายใน (Metabolic Heat Source) ความเร็วในการเคลื่อนที่เลเซอร์ และขนาดจุดของลำแสงเลเซอร์จะถูกพิจารณา ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิในรูปแบบไร้มิติในจุดและตามแนวเส้นที่พิจารณา จากผลการศึกษาพบว่า เมื่อความเร็วในการเคลื่อนที่เลเซอร์เพิ่มขึ้น การกระจายตัวอุณหภูมิจะมีค่าลดลง และเมื่อขนาดจุดของลำแสงเลเซอร์มีค่าเพิ่มขึ้นการกระจายตัวอุณหภูมิจะมีค่าลดลงเช่นกัน โดยรูปที่ 2.9 จะแสดงแบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 มิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ เมื่อได้รับอิทธิพลจากลำแสงเลเซอร์ในระหว่างกระบวนการบำบัด



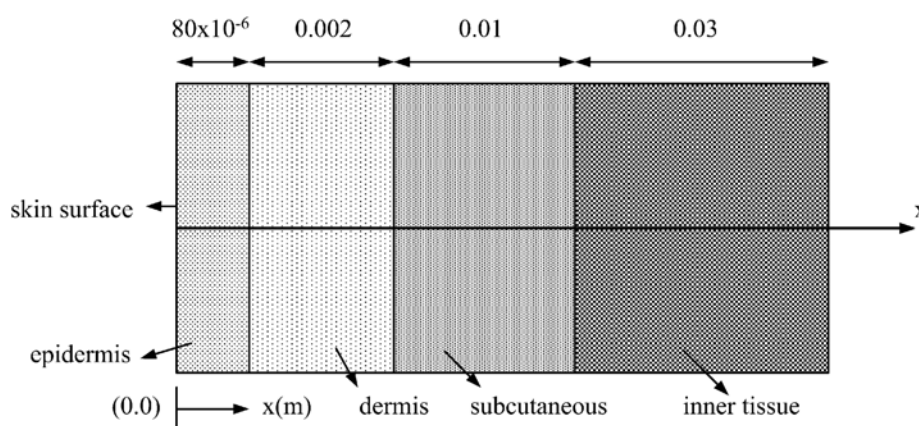
รูปที่ 2.9 แบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 มิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ ในงานวิจัยของ Ma, J. et al., 2018 (Ma, J. et al., 2018)

นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยบางส่วนที่การศึกษาการตอบสนองเชิงความร้อนและเชิงกล (Thermo-Mechanical Responses) ที่ขึ้นกับเวลาของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบ 2 ชั้น ในระหว่างกระบวนการบำบัดโดยใช้เลเซอร์ โดยใช้ค่าคุณสมบัติทางความร้อนของวัสดุที่ไม่คงที่ และทำการศึกษาอิทธิพลของการนำความร้อนและระยะเวลาการให้ความร้อนที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิ ระยะการเคลื่อนที่ การกระจายตัวของความเค้น (Stress Distribution) และความเสียหายเชิงความร้อน (Li, X. et al., 2018)

จากข้างต้นจะพบว่าแม้งานวิจัยที่ผ่านมาจะทำการวิเคราะห์ลักษณะการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังระหว่างกระบวนการบำบัดโดยใช้พลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า อาทิ การใช้พลังงานความร้อนจากการใช้เลเซอร์ แต่อย่างไรก็ตามงานวิจัยที่ผ่านมาส่วนใหญ่ยังทำการศึกษาเฉพาะการตอบสนองเชิงความร้อนเท่านั้น การวิเคราะห์อันตรกิริยาระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและร่างกายมนุษย์จาก

ผลกระทบจากการแผ่รังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กไฟฟ้า รวมทั้งการวิเคราะห์อัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific Absorption Rate (SAR)) ยังพบว่ามียู่จำนวนน้อย เนื่องจากจะต้องทำการวิเคราะห์ทั้งแบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave Propagation Model) ควบคู่กับการวิเคราะห์แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน (Heat Transfer Model)

Özen et al., 2008 ได้ทำการวิเคราะห์แบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ควบคู่กับการวิเคราะห์แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน เพื่อศึกษาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อผิวหนัง 4 ชั้น แบบ 1 มิติอันประกอบด้วย ชั้นหนังกำพร้า (Epidermis) ชั้นหนังแท้ (Dermis) ชั้นไขมัน (Subcutaneous) และชั้นผิวหนังชั้นใน (Inner Tissue) ทางแนวนอน (ตามแนวแกน x) ดังแสดงในรูปที่ 2.10 เมื่อได้รับผลกระทบจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยใช้วิธีการไฟไนต์ดิฟเฟอเรนซ์ (Finite Difference Method) และทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ เช่น อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate) ค่าการนำความร้อน (Thermal Conductivity) ค่าความถี่ (Frequency) ความหนาแน่นพลังงานของไมโครเวฟ (Power Density of Microwave) และระยะเวลา (Exposure Time) ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง



รูปที่ 2.10 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Özen et al., 2008 (Özen et al., 2008)

มีงานวิจัยบางส่วนที่ใช้ทั้งแบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนในการศึกษาการกระจายตัวของอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง อาทิ Leduc, C. และ Zhadobov, M., 2017 ได้ทำการศึกษาแบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปไอซีทีในการวิเคราะห์การกระจายตัวของอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อผิวหนังที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous Material) ที่ค่าความถี่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า 60 GHz ที่ความหนาของเนื้อเยื่อผิวหนัง 3 ค่า คือที่ความหนา 5 mm, 10 mm และ 15 mm ผลการศึกษาเชิงวิเคราะห์ (Analytical Results) ถูกยืนยันความถูกต้องด้วยการวิเคราะห์เชิงตัวเลข

นอกจากนั้นจะทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของผลการศึกษาจากวิธีการวิเคราะห์เชิงตัวเลขกับผลการศึกษาจากการทดลองโดยใช้เครื่องวัดอุณหภูมิแบบอินฟาเรด

นอกจากนั้นในปีเดียวกัน Kumara, D., และ Rai, K.N., 2017 ได้ทำการวิเคราะห์เชิงตัวเลขโดยใช้แบบจำลอง Dual-Phase Lag เพื่อศึกษาการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังในระหว่างกระบวนการใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็ง (Thermal Ablation) โดยใช้สมการไปโอฮีการวิเคราะห์และใช้ระเบียบวิธีแบบไฟไนต์อีลิเมนต์ Legendre wavelet Galerkin (Finite Element Legendre Wavelet Galerkin Method (FELWGM)) โดยทำการเปรียบเทียบผลจากการวิเคราะห์โดยใช้การวิเคราะห์เชิงตัวเลขกับผลจากการวิเคราะห์โดยใช้วิธีแม่นยำ (Exact Method) จากการศึกษาพบว่าประสิทธิภาพในการรักษาโดยใช้พลังงานความร้อนจะขึ้นอยู่กับอนุพันธ์ของเทอมเวลาและการควบคุมอุณหภูมิ อิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ เช่น อนุพันธ์ของเทอมเวลา ช่วงระยะเวลา สัมประสิทธิ์การไหลของเลือด แหล่งความร้อนที่เกิดจากการสันดาปภายใน และพลังงานที่ส่งผ่าน ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิแบบไร้มิติภายในเนื้อเยื่อผิวหนังจะถูกศึกษา

เมื่อเร็ว ๆ นี้ Dutta, J. and Kundu, B., 2018 ได้ใช้แบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีระหว่างการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia) โดยพิจารณาใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนที่มีค่าคงที่ (Constant Heat Flux Boundary Condition) การใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนในรูปแบบฟังก์ชันของไซน์ (Sinusoidal Heat Flux Boundary Condition) และการใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบฟลักซ์ความร้อนในรูปแบบฟังก์ชันของโคไซน์ (Cosine Heat Flux Boundary Condition) ที่พื้นผิวของเนื้อเยื่อผิวหนัง และใช้วิธีการแปลงลาปลาซ (Laplace Transform Method (LTM)) และฟังก์ชันของกรีน (Green Function (GFs)) เพื่อแก้ปัญหา Single Phase Lag (SPL)

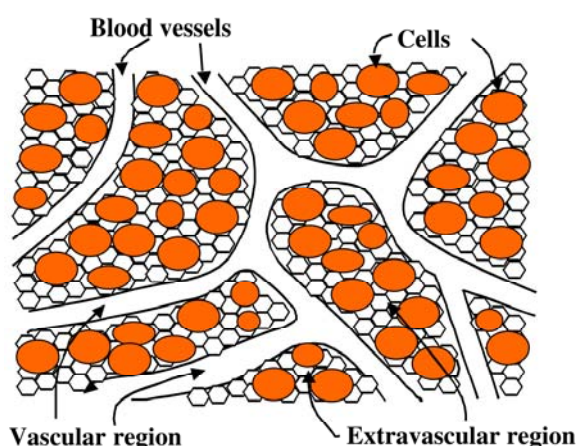
แม้งานวิจัยข้างต้นจะมีการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนเพื่อศึกษาอันตรกิริยาระหว่างการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมนุษย์ แต่อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์สมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยใช้สมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations) ควบคู่กับสมการถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นในการวิเคราะห์ยังพบว่ามีอยู่จำนวนน้อยมาก เนื่องจากความซับซ้อนของคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric properties) และคุณสมบัติทางความร้อน (Thermal properties) ในแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อผิวหนัง ซึ่งจะส่งผลต่อการดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในชั้นของเนื้อเยื่อผิวหนัง แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สมบูรณ์และครอบคลุมทุกปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อผิวหนังเมื่อได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะเป็นประโยชน์สำหรับการพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์

และแม้ว่าแบบจำลองไปโอฮีจะเป็นที่นิยมในการศึกษาการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อชีวภาพชนิดต่าง ๆ แต่เนื่องจากความง่ายของสมมติฐานของแบบจำลองไปโอฮีที่สมมติให้อุณหภูมิของเลือดภายในหลอดเลือดฝอย (Capillary) เท่ากับอุณหภูมิของแกนของร่างกาย ซึ่งหมายความว่าไม่มีการสูญเสียหรือได้รับพลังงานความร้อนภายในหลอดเลือดฝอย ทำให้อุณหภูมิภายในหลอดเลือดฝอยเท่ากับอุณหภูมิของเลือดภายในเส้นเลือดหลัก (เส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่) และสมการไปโอฮีถูกพิจารณาบนพื้นฐานที่สมมติให้เนื้อเยื่อที่ศึกษามีลักษณะเป็นของแข็ง (Solid Phase) นอกจากนี้สมการไปโอฮียังพิจารณาเฉพาะการถ่ายเทความร้อนโดยการนำความร้อน (Conduction Heat Transfer)

เท่านั้น ทำให้การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้แบบจำลองไบโอฮีทในการศึกษานั้นมีข้อจำกัดมากมาย นอกจากนั้นแล้วในความเป็นจริงภายในเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดต่าง ๆ ยังประกอบไปด้วยหลอดเลือดขนาดเล็ก (Microvascular) และหลอดเลือดฝอย (Capillary) ขนาดเล็กที่ไหลอยู่ภายใน จึงสามารถถือได้ว่ามีโครงสร้างของวัสดุพรุน (Porous Media) การใช้พื้นฐานทฤษฎีของวัสดุพรุนในการวิเคราะห์แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนจะมีสมมติฐานที่เป็นข้อจำกัดที่น้อยกว่าการใช้แบบจำลองไบโอฮีท โดยกลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพรุนจะนำเสนอในส่วนถัดไป

2.2 กลุ่มงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพรุน

ในความเป็นจริงแล้วโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ จะประกอบไปด้วยส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อหรือเซลล์ขนาดเล็ก ๆ หลอดเลือดขนาดเล็ก (Microvascular) และหลอดเลือดฝอย (Capillary) ขนาดเล็กที่ไหลอยู่ภายในจำนวนมาก จึงสามารถถือได้ว่ามีโครงสร้างของวัสดุพรุน (Porous Media) โดยโครงสร้างภายในวัสดุพรุนดังกล่าวมักแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วนใหญ่ ๆ คือ ส่วนหลอดเลือด (Blood vessels) เซลล์ (Cells) และช่องว่างระหว่างเซลล์และหลอดเลือด (Interstitial Space) อย่างไรก็ตามส่วนใหญ่ในงานวิจัยก่อนหน้านี้มักแบ่งโครงสร้างภายในวัสดุพรุนออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ ๆ คือ ส่วนพื้นที่หลอดเลือด (vascular Region) ซึ่งพิจารณาส่วนพื้นที่ส่วนหลอดเลือด (Blood vessels) ทั้งหมด และส่วนพื้นที่หลอดเลือดพิเศษ (Extra-vascular Region) ซึ่งพิจารณาส่วนพื้นที่ส่วนเซลล์ (Cells) และช่องว่างระหว่างเซลล์และหลอดเลือด (Interstitial Space) โดยส่วนพื้นที่หลอดเลือด (vascular Region) ในวัสดุพรุนจะพิจารณาในส่วนสถานะเลือดหรือของเหลว และส่วนพื้นที่หลอดเลือดพิเศษ (Extra-vascular Region) ในวัสดุพรุนจะพิจารณาในส่วนสถานะเนื้อเยื่อ ดังแสดงในรูปที่ 2.11



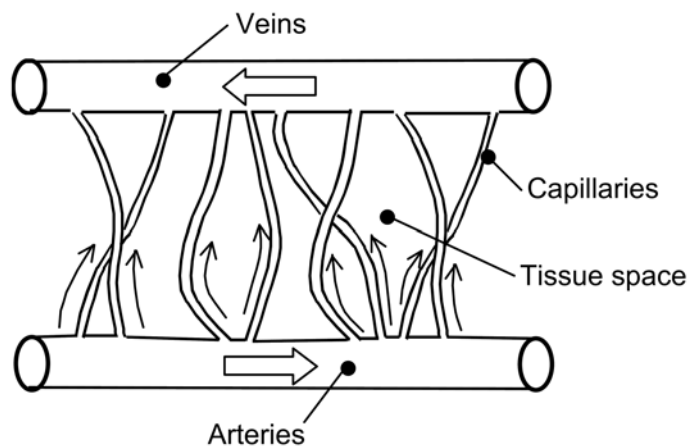
รูปที่ 2.11 โครงสร้างภายในแบบจำลองวัสดุพรุน (Nakayama, A. และ Kuwahara, F. 2008)

การใช้แบบจำลองของวัสดุพรุนในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนเป็นหัวข้อที่สนใจมานานหลายทศวรรษที่ผ่านมา จึงมีการศึกษาในงานวิจัยที่ผ่านมา อาทิในงานของ Khaled, A.-R.A. และ Vafai,

K., 2003 และ Shafahi และ Vafai, 2011 โดย Khaled, A.-R.A. และ Vafai, K., 2003 ได้ทำการรวบรวมงานวิจัยและทฤษฎีที่ศึกษาเกี่ยวกับแบบจำลองการไหลและการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ โดยศึกษาทั้งแบบจำลองของ Darcy (Darcy Model) และแบบจำลองของ Brinkman (Brinkman Model) จากการศึกษาพบว่าทฤษฎีของวัสดุพอร์นในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจะมีความเหมาะสมมากกว่าการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไปโอฮีทเนื่องจากมีสมมติฐานน้อยมากกว่า และ Shafahi และ Vafai, 2011 ได้ทำการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อส่วนตา 2 มิติ โดยทำการวิเคราะห์แบบจำลองตาส่วนม่านตา (Iris) และส่วนตาขาว (Sclera) ในรูปแบบวัสดุพอร์น โดยใช้ระเบียบวิธีแบบไฟไนต์อีลิเมนต์ (Finite Element Method) ในการแก้ปัญหา และทำการศึกษาอิทธิพลของสิ่งแวดล้อมภายนอก อุณหภูมิของเลือด สัมประสิทธิ์การพาความร้อนของเลือด อุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมภายนอก ค่าความพรุนของส่วนตาขาว และอัตราค่าแพร่กระจายตัวของเลือดที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อส่วนตา

ซึ่งแบบจำลองของวัสดุพอร์นสามารถแบ่งได้เป็นสองประเภทคือ แบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE)) และแบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE)) แบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อนจะอยู่บนสมมติฐานที่อุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง (Tissue / Solid Phase) เท่ากับอุณหภูมิของสถานะของเลือดหรือของเหลว (Blood / Fluid Phase) ในทุก ๆ ตำแหน่งที่พิจารณาภายในแบบจำลองวัสดุพอร์น ซึ่งจะใช้สมการการถ่ายเทความร้อนเพียงหนึ่งสมการในการวิเคราะห์ (Lee, D.Y., Vafai, K., 1999, Alazmi, B., และ Vafai, K., 2000, Marafie, A. และ Vafai, K., 2001 และ Khaled, A.-R.A. และ Vafai, K., 2003) แต่อย่างไรก็ตามแบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อนนั้นจะไม่เหมาะสมสำหรับสภาวะบางประการ อาทิ การถ่ายเทความร้อนที่มีการไหลของเลือดที่มีความเร็วเลือดสูง ๆ การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อที่มีค่าความพรุนค่อนข้างต่ำ และไม่เหมาะสมกับเนื้อเยื่อที่ได้รับอิทธิพลจากแหล่งความร้อนค่อนข้างสูง (Keangin, P., และ Rattanadecho, P., 2013) ดังนั้นในกรณีนี้จึงควรใช้แบบจำลองของวัสดุพอร์นซึ่งอยู่บนพื้นฐานของการถ่ายเทความร้อนแบบไม่สมดุลทางความร้อนในการวิเคราะห์แทน โดยแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนแบบไม่สมดุลทางความร้อนจะประกอบด้วยสมการการถ่ายเทความร้อนสองสมการ คือสมการของเนื้อเยื่อหรือของแข็งและสมการของเลือดหรือของเหลว และพิจารณาเทอมการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างเนื้อเยื่อและเลือดร่วมด้วย

งานวิจัยที่ศึกษาการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อชีวภาพต่างๆ ซึ่งอยู่บนพื้นฐานของการถ่ายเทความร้อนแบบไม่สมดุลทางความร้อนสามารถพบได้ในงานวิจัยของ Nakayama, A. และ Kuwahara, F., 2008, Mahjoob, S. และ Vafai, K., 2009, Peng, T. et al., 2011 และ Fan, J. และ Wang, L., 2011 โดย Nakayama, A. และ Kuwahara, F. 2008 ได้ทำการรวบรวมและพัฒนาทฤษฎีของวัสดุพอร์นเพื่อศึกษาการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจากพื้นฐานของแบบจำลองไปโอฮีท ทำการเปรียบเทียบแบบจำลองไปโอฮีทกับแบบจำลองของ Wulff และ Klinger (Wulff Model and Klinger Model) และแบบจำลองของ Cheng และ Holmes (Cheng and Holmes Model) และนำเสนอแบบจำลองของวัสดุพอร์นบนสมมติฐานแบบต่าง ๆ อาทิ นำเสนอแบบจำลองของวัสดุแบบไม่สมดุลทางความร้อนของหลอดเลือดแดง (Artery) หลอดเลือดดำ (Venous) และเนื้อเยื่อ (Solid Tissue) แบบจำลองวัสดุพอร์นสำหรับการแลกเปลี่ยนความร้อนที่หลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำมีไหลแบบทวน และแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างหลอดเลือดฝอย (Capillary) และเนื้อเยื่อโดยรอบ ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 แบบจำลองวัสดุพอร์สำหรับการแลกเปลี่ยนความร้อนที่หลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำมีไหลแบบทวน และแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างหลอดเลือดฝอย และเนื้อเยื่อโดยรอบ ในงานวิจัยของ Nakayama, A. และ Kuwahara, F., 2008 (Nakayama, A. และ Kuwahara, F., 2008)

นอกจากนี้ แบบจำลองของวัสดุพอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างกระบวนการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia Treatment) ได้รับการนำเสนอโดย Mahjoob, S. และ Vafai, K., 2009 โดยทำการวิเคราะห์แบบจำลองของวัสดุพอร์แบบไม่สมดุลทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีการไหลของเลือดอยู่ภายใน แบบจำลองของวัสดุพอร์พิจารณาการถ่ายเทความร้อนทั้งการนำความร้อนภายในสถานะเนื้อเยื่อ และระบบของหลอดเลือด (Vascular System) การแลกเปลี่ยนความร้อนด้วยการพาความร้อนระหว่างสถานะเนื้อเยื่อและเลือด พิจารณาแหล่งพลังงานความร้อนเนื่องจากการสันดาปภายในร่างกาย และได้รับอิทธิพลจากฟลักซ์ความร้อนเพื่อเป็นตัวแทนในระหว่างกระบวนการบำบัดด้วยความร้อน และทำการศึกษาอิทธิพลของอัตราส่วนของปริมาตรของหลอดเลือดและปริมาตรของพื้นที่ว่างทั้งหมด อัตราส่วนระหว่างค่าการนำความร้อนระหว่างสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือด การแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือด และอัตราส่วนระหว่างแหล่งพลังงานความร้อนเนื่องจากการสันดาปภายในร่างกายต่อฟลักซ์ความร้อนในรูปแบบตัวแปรไร้มิติ ที่ส่งผลต่อลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือดแบบไร้มิติและระยะความลึกภายในแบบจำลองวัสดุพอร์

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพอร์ที่ไม่สมดุลทางความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิของเนื้อเยื่อและเลือดถูกนำเสนอโดย Zhang, Y., 2009 โดยทำการพัฒนาแบบจำลองที่พิจารณาสถานะ 2 สถานะของเนื้อเยื่อและเลือดที่มีการแลกเปลี่ยนความร้อนแบบการพาความร้อนซึ่งกันและกัน จากการศึกษาพบว่า Phase Lag Times สำหรับฟลักซ์ความร้อนและการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายในเนื้อชีวภาพที่ทำการศึกษามีความใกล้เคียงกันในแต่ละกรณี

และสามารถพบการใช้สมการถ่ายเทความร้อน 2 สมการของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือดในแบบจำลองของวัสดุพอร์แบบไม่สมดุลทางความร้อน เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพส่วนต้นระหว่างกระบวนการบำบัดด้วยความร้อนได้ในงานวิจัยของ Peng, T. et al., 2011 โดยทำการศึกษาเปรียบเทียบลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิจากการใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน

ของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อน แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีท และแบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) ที่จุดต่าง ๆ ภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ และศึกษาอิทธิพลของชนิดของหลอดเลือดประเภทต่าง ๆ โดยจากผลการวิจัยพบว่าเมื่อพิจารณาแบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีหลอดเลือดแดงขนาดใหญ่ (Large Arteries) อยู่ภายใน (มีความเร็วของหลอดเลือดสูง) การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อนจะมีความใกล้เคียงกับการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองไปโอฮีท โดยการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อนจะลักษณะที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนกับการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเลือดจากการใช้แบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อน ในขณะที่การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองของ Klinger จะมีความแตกต่างกับการกระจายตัวอุณหภูมิจากการใช้แบบจำลองประเภทอื่น ๆ อย่างเห็นได้ชัดเจน ในขณะที่เมื่อพิจารณาแบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีหลอดเลือดแดงขนาดเล็ก อาร์เทอริโอล (Arterioles) อยู่ภายใน (มีความเร็วของหลอดเลือดน้อย) การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อ และสถานะเลือดจากการใช้แบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อน และการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองของ Klinger จะมีความใกล้เคียงกัน แต่การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองไปโอฮีทจะมีความแตกต่างอย่างชัดเจน และในกรณีเมื่อพิจารณาแบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีหลอดเลือดแดงแบบแขนง (Terminal Arterial Branches) อยู่ภายใน (มีความเร็วของหลอดเลือดปานกลาง) การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือดจากการใช้แบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อนจะมีความแตกต่างกันเล็กน้อย แต่แตกต่างกันอย่างชัดเจนกับการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองไปโอฮีท ในขณะที่การกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อจากการใช้แบบจำลองของ Klinger จะมีความแตกต่างกับการกระจายตัวอุณหภูมิจากการใช้แบบจำลองประเภทอื่น ๆ อย่างเล็กน้อย จากผลการศึกษาข้างต้นจึงสามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองของวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อนเหมาะสำหรับการพิจารณาแบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีหลอดเลือดขนาดใหญ่หรือมีความเร็วสูง ๆ อยู่ภายใน เช่น หลอดเลือดแดงใหญ่ และหลอดเลือดดำใหญ่ เนื่องจากการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือดมีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน และยังสามารถใช้แบบจำลองไปโอฮีทในการวิเคราะห์ได้ ตรงกันข้ามกับแบบจำลองของวัสดุพูนแบบสมดุลทางความร้อนเหมาะสำหรับการพิจารณาแบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีหลอดเลือดขนาดเล็กหรือมีความเร็วต่ำ ๆ อยู่ภายใน เช่น หลอดเลือดแดงเล็ก หลอดเลือดดำเล็ก และหลอดเลือดฝอยเนื่องจากการกระจายตัวอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือดมีความใกล้เคียงกัน และไม่เหมาะสำหรับการใช้แบบจำลองไปโอฮีทในการวิเคราะห์ ซึ่งจากงานวิจัยของ Peng, T. et al., 2011 นี้สามารถนำค่าคุณสมบัติต่าง ๆ ของชนิดของหลอดเลือดประเภทต่าง ๆ เช่น ค่าความเร็ว ค่าความพูน และค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อนมาใช้เป็นพื้นฐานในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพูนได้

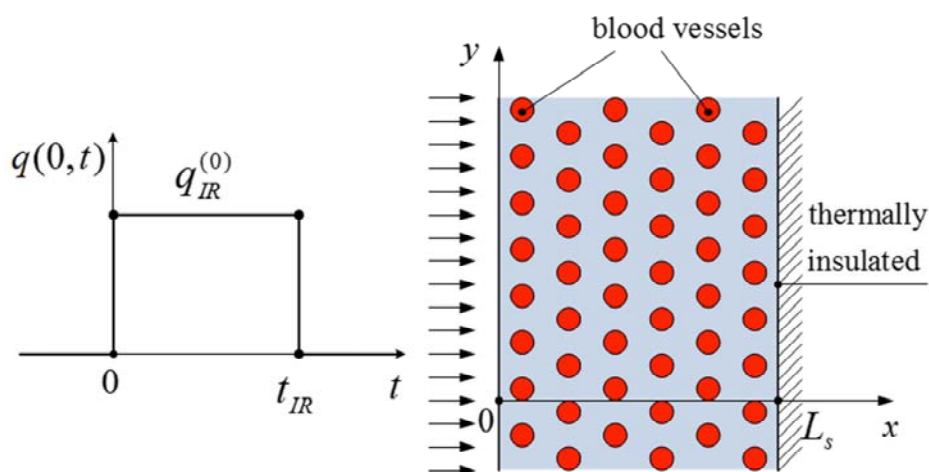
และในงานวิจัยของ Fan, J. และ Wang, L., 2011 ได้ทำการพัฒนาแบบจำลองของการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพขนาดใหญ่ โดยใช้แบบจำลองของวัสดุพูนที่ไม่สมดุลทางความร้อน จากการวิเคราะห์ผลจากแบบจำลองพบว่าสมการถ่ายเทความร้อนในเลือดและเนื้อเยื่อมีความสอดคล้องกับสมการถ่ายเทความร้อนแบบ DPL (Dual-Phase-Lagging) อันตรกิริยาระหว่างเลือดและเนื้อเยื่อทำให้เกิดผลกระทบที่หลากหลายจากการถ่ายเทความร้อนจากการถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการพาความร้อน

ความเร็วของเลือด การไหลเวียนและการแพร่กระจายตัวของเลือด และการสันดาปพลังงานภายในต่อลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของเลือดและเนื้อเยื่อ

นอกจากนั้น Majchrzak, E., และ Turchan, L., 2013 ได้ทำการวิเคราะห์เชิงตัวเลขของเนื้อเยื่อชีวภาพระหว่างการได้รับการทำความร้อนในระหว่างการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia) โดยใช้แบบจำลองของวัสดุพหุแบบสมดุทางความร้อน และแบบจำลอง 3 มิติ ของเนื้อเยื่อปกติและเนื้องอก ได้รับการพิจารณา และใช้ระเบียบวิธีแบบชัดแจ้ง (Explicit Scheme) แบบไฟไนต์ดิฟเฟอเรนซ์ (Finite Difference Method) โดยทำการเปรียบเทียบการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาจากการใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไปไอฮ์ทและแบบจำลองของวัสดุพหุที่มีหลอดเลือดอยู่ภายใน 3 ประเภท คือหลอดเลือดดำขนาดเล็ก เวนูล (Venules) หลอดเลือดฝอย คาพิลลารี (Capillaries) และหลอดเลือดแดงขนาดเล็ก (Arteriole) จากการศึกษาพบว่า การกระจายตัวของอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาในกรณีที่มีหลอดเลือดฝอย คาพิลลารี (Capillaries) อยู่ภายในจะมีค่ามากกว่าการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา ในกรณีที่มีหลอดเลือดดำขนาดเล็ก เวนูล (Venules) และในกรณีที่มีหลอดเลือดแดงขนาดเล็ก (Arteriole) ตามลำดับ

Wang, K. et al., 2015 ทำการหาผลเฉลยด้วยวิธีเชิงวิเคราะห์ (Analytic Solution) เพื่อศึกษาลักษณะการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างกระบวนการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นความถี่วิทยุ (Radiofrequency Ablation (RFA)) โดยใช้แบบจำลองของวัสดุพหุแบบไม่สมดุทางความร้อนในการวิเคราะห์ และทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ อันได้แก่ แหล่งพลังงานความร้อนจากการสันดาปภายใน ปริมาตรของช่องว่างของหลอดเลือด อัตราส่วนระหว่างค่าการนำความร้อนระหว่างเนื้อเยื่อและเลือด ชนิดของเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ และอัตราการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างลูเมน (Lumen) และเนื้อเยื่อ ที่ส่งผลต่อการกระจายอุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือด

Monte, F. de, และ Haji-Sheikh, A., 2017 ทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของสถานะของหลอดเลือดและสถานะของแข็งภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างกระบวนการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia) โดยการใช้เลเซอร์ โดยใช้แบบจำลองของวัสดุพหุแบบไม่สมดุทางความร้อนในการวิเคราะห์ และหาผลเฉลยด้วยวิธีเชิงวิเคราะห์ (Analytic Solution) เพื่อศึกษาอิทธิพลของตัวแปรทางความร้อนที่เกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างสถานะของหลอดเลือดและสถานะของแข็ง ซึ่งแบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพและเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์ดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพและเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยของ Monte, F. de, และ Haji-Sheikh, A., 2017 (Monte, F. de, และ Haji-Sheikh, A., 2017)

และเมื่อเร็ว ๆ นี้ Goyal และ Bhargava, 2018 ทำการศึกษารูปแบบการกระจายอุณหภูมิ รูปแบบการถ่ายเทความร้อน และรูปแบบการกระจายตัวของอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะภายในร่างกายมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างกระบวนการรักษาด้วยคลื่นวิทยุ (Radiofrequency Treatment) โดยใช้แบบจำลองของวัสดุพหุแบบไม่สมดุลทางความร้อนในการวิเคราะห์ผ่านระเบียบวิธีไฟไนต์อีลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM)

แม้จากข้างต้นจะมีงานวิจัยบางส่วนที่ใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนของวัสดุพหุในการศึกษาการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดต่าง ๆ แต่อย่างไรก็ตามงานวิจัยที่ศึกษาปรากฏการณ์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพหุที่ได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนแบบไม่สมดุลทางความร้อนยังมีอยู่จำนวนน้อยมาก นอกจากนั้นแล้วส่วนใหญ่ของงานวิจัยที่มีการศึกษาก่อนหน้านี้นี้มักจะศึกษาโดยเน้นเฉพาะไม่แบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนเพียงแบบจำลองใดแบบจำลองหนึ่งเท่านั้น มีงานวิจัยจำนวนน้อยมากที่มีการศึกษาครอบคลุมทั้งแบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและแบบจำลองการถ่ายเทความร้อน ซึ่งจะทำให้การวิเคราะห์ผลกระทบของการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพไม่สมบูรณ์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการตอบสนองทางสรีรวิทยาความร้อนของเนื้อเยื่อผิวหนังเมื่อได้รับผลกระทบจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้ได้รับความรู้ความเข้าใจในกระบวนการที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อผิวหนังเมื่อได้รับผลกระทบของการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้อย่างสมบูรณ์การศึกษาการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การถ่ายเทความร้อน และการไหลของเลือดจึงเป็นสิ่งที่จำเป็น

ยิ่งกว่านั้นการวิเคราะห์อิทธิพลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น กำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave Power) ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave

Frequency) รวมทั้งอิทธิพลของความเร็วของเลือด (Blood Velocity) ค่าความพรุน (Porosity) เวลาในการทำความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมภายนอก ซึ่งส่งผลต่อการกระจายตัวของอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ การกระจายตัวของอุณหภูมิ และการกระจายตัวของการไหลของเลือดภายในแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพูน ยังไม่มีการพิจารณาอย่างครบถ้วนและยังไม่เหมือนสภาวะจริง เนื่องจากความซับซ้อนของโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง และการทดลองในร่างกายมนุษย์จริงเพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องยังคงมีข้อจำกัดอยู่ เนื่องจากข้อจำกัดทางด้านจริยธรรม ดังนั้นการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การถ่ายเทความร้อน และการไหลของเลือดภายในเนื้อเยื่อผิวหนังโดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในการวิเคราะห์จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่ง เพื่อสร้างระดับของข้อมูลและผลกระทบต่อสุขภาพจากอิทธิพลของการแผ่รังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อเป็นตัวแทนของกระบวนการที่เกิดขึ้นจริงของการได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง รวมทั้งเพื่อเป็นการสังเคราะห์องค์ความรู้อย่างครบถ้วนของอิทธิพลของตัวแปรต่างๆ ที่จะส่งผลต่อการดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การถ่ายเทความร้อน และการไหลของเลือดภายในเนื้อเยื่อผิวหนัง เพื่อใช้เป็นองค์ความรู้พื้นฐานในการศึกษาการถ่ายเทความร้อนและการตอบสนองทางสรีรวิทยาความร้อนภายในเนื้อเยื่อผิวหนังและเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดอื่นๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ที่จะช่วยเป็นพื้นฐานต่อแนวทางการรักษาและวิเคราะห์ผลกระทบต่อสุขภาพของเมื่อได้รับการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งตัวอย่างของการนำองค์ความรู้ที่ได้ไปใช้งาน อาทิ การประยุกต์การใช้งานที่เกี่ยวข้องกับการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น โรคมะเร็งผิวหนัง เป็นต้น

โดยตารางที่ 2.1 จะแสดงสรุปงานวิจัยที่ทำการศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีทและแบบจำลองของวัสดุพูน

ตารางที่ 2.1 สรุปงานวิจัยที่ทำการศึกษาศึกษาที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้
แบบจำลองไบโอฮีทและแบบจำลองของวัสดุพอรุน

Author	Title	Year	Model	Application	Methodology
Research group on heat transfer analysis using bioheat model					
Pennes, H. H.	Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm	1948	Biological tissue	Heat transfer	Analytical method
Xu, F. et al.	Biothermomechanical behavior of skin tissue	2008	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer Biothermomechanical	Analytical method
Jaunich, M. et al.	Bio-heat transfer analysis during short pulse laser irradiation of tissues	2008	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer Thermal damage	Experimental and Numerical method
Özen et al.	Heat analysis of biological tissue exposed to microwave by using thermal wave model of bio-heat transfer (Twmbt)	2008	Skin tissue	Heat transfer Electromagnetic Wave Propagation	Numerical method
Zolfaghari, A. and Maerefat, M.	A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments	2010	Skin tissue	Heat transfer	Analytical method
Renato, M. et al.	Hybrid integral transforms analysis of the bioheat equation with variable properties	2010	Skin tissue	Heat transfer	Analytical method
Ahmadikia, H. et al.	Analytical solution of the parabolic and hyperbolic heat transfer equations with constant and transient heat flux conditions on skin tissue	2012	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer	Analytical method
Dehghan, M. and Sabouri, M.	A spectral element method for solving the Pennes bioheat transfer equation by using triangular and quadrilateral	2012	Skin tissue	Heat transfer	Numerical method
Sarkar, D. et al.	Temperature distribution in multi-layer skin tissue in presence of a tumor	2015	Skin tissue	Heat transfer	Analytical method
Singh, I. et al.	Modeling skin cooling using optical windows and cryogens during laser induced hyperthermia in a multilayer vascularized tissue	2015	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer	Numerical method
Shit, G.C. and Bera, A.	Temperature response in a living tissue with different heating source at the skin surface under relaxation time	2017	Skin tissue	Thermal ablation Heat transfer	Analytical method
Ren, Y. et al.	Thermal dosage investigation for optimal temperature distribution in gold nanoparticle enhanced photothermal therapy	2017	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer	Numerical method
Nóbrega, S., and Coelho, P.J.	A parametric study of thermal therapy of skin tissue	2017	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer Thermal damage	Numerical method

Author	Title	Year	Model	Application	Methodology
Verma, A.K. et al.	Assessment of thermal damage during skin tumor treatment using thermal wave model: A realistic approach	2017	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer Thermal damage	Numerical method
Leduc, C. and Zhadobov, M.	Thermal model of electromagnetic skin-equivalent phantom at millimeter waves	2017	Skin tissue	Heat transfer SAR	Analytical method Numerical method
Kumara, D., and Rai, K.N.	Numerical simulation of time fractional dual-phase-lag model of heat transfer within skin tissue during thermal therapy	2017	Skin tissue	Thermal Ablation Heat transfer Electromagnetic Wave Propagation	Numerical method Exact Method
Hobiny, A.D., and Abbas, I.A.	Theoretical analysis of thermal damages in skin tissue induced by intense moving heat source	2018	Skin tissue	Thermal damage	Analytical method
Dutta, J. and Kundu, B.	Two-dimensional closed-form model for temperature in living tissues for hyperthermia treatments	2018	Skin tissue	Hyperthermia Treatment Heat transfer	Exact method
Ma, J. et al.,	Exact solution of thermal response in a three-dimensional living bio-tissue subjected to a scanning laser beam	2018	Skin tissue	Laser hyperthermia Heat transfer	Exact Method
Li, X. et al.	Analytical study of transient thermo-mechanical responses of dual-layer skin tissue with variable thermal material properties	2018	Skin tissue	Laser hyperthermia Thermo-mechanical responses	Analytical method
Dutta, J. and Kundu, B.	Thermal wave propagation in blood perfused tissues under hyperthermia treatment for unique oscillatory heat flux at skin surface and appropriate initial condition	2018	Skin tissue	Hyperthermia Heat transfer Electromagnetic Wave Propagation	Exact Method
Research group on heat transfer analysis using porous media model					
Nakayama, A. and Kuwahara, F.	A general bioheat transfer model based on the theory of porous media	2008	Biological tissue	Flow transport Heat transfer	Review
Mahjoob, S. and Vafai, K.	Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment	2009	Biological tissue	Hyperthermia	Analytical method
Zhang, Y.	Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues”	2009	Biological tissue	Heat transfer	Analytical method
Peng, T. et al.	A two-equation coupled system for determination of liver tissue temperature during thermal ablation	2011	Biological tissue	Heat transfer	Numerical method
Fan, J. and Wang, L.	A general bioheat model at macroscale	2011	Biological tissue	Heat transfer	Analytical method
Shafahi and Vafai	Human eye response to thermal disturbances	2011	Eye	Flow transport Heat transfer	Numerical method

Author	Title	Year	Model	Application	Methodology
Khaled, A.-R.A. and Vafai, K.	The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues	2013	Biological tissue	Mass diffusion Flow transport Heat transfer	Review
Majchrzak, E., and Turchan, L.	Numerical analysis of tissue heating using the bioheat transfer porous model	2013	Biological tissue	Hyperthermia Heat transfer	Numerical method
Wang, K. et al.	Analysis and analytical characterization of bioheat transfer during radiofrequency ablation	2015	Biological tissue	Radiofrequency Ablation Heat transfer	Analytical method
Monte, F. de, and Haji-Sheikh, A.	Bio-heat diffusion under local thermal non-equilibrium conditions using dual-phase lag-based Green's functions	2017	Biological tissue	Hyperthermia Heat transfer	Analytical method
Goyal and Bhargava	FEM simulation of EM field effect on body tissues with bio-nanofluid (blood with nanoparticles) for nanoparticle mediated hyperthermia	2018	Biological tissue	Radiofrequency Treatment Heat transfer SAR	Numerical method

บทที่ 3

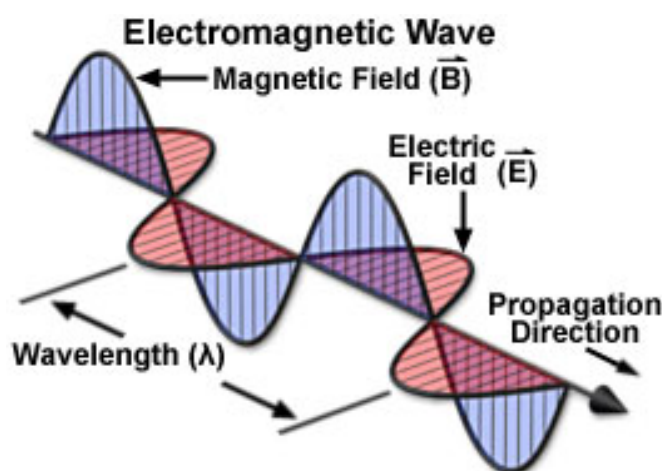
ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในโครงการวิจัยนี้จะทำการศึกษาครอบคลุมทั้งแบบจำลองการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน และแบบจำลองการไหลของเลือด รวมทั้งทำการศึกษาคำตอบสนองทางสรีรวิทยาความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยใช้ทั้งแบบจำลองไบโอฮีทและแบบจำลองของวัสดุพหุนในการวิเคราะห์ โดยทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับระเบียบวิจัยในงานวิจัยนี้จะมีดังนี้

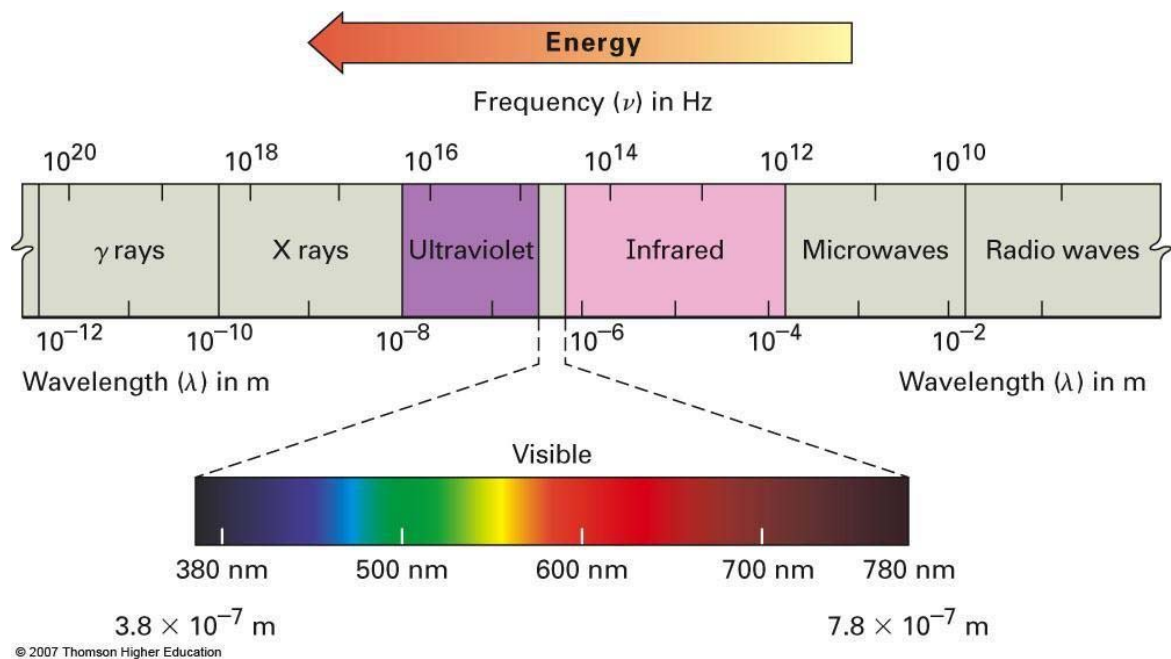
3.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

3.1.1 ลักษณะทั่วไปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) คือ คลื่นชนิดหนึ่งที่เคลื่อนที่โดยไม่ต้องอาศัยตัวกลาง จึงสามารถเคลื่อนที่ในสุญญากาศได้ โดยเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนที่ในสุญญากาศจะมีความเร็วประมาณ $300,000,000 \text{ m/s}$ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดขึ้นโดยอาศัยการเหนี่ยวนำกันระหว่างสนามไฟฟ้า (Electric Field) และสนามแม่เหล็ก (Magnetic Field) โดยสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะมีทิศทางตั้งฉากซึ่งกันและกัน และตั้งฉากกับทิศการเคลื่อนที่ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีช่วงความถี่คลื่นและช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกันโดยมีลักษณะเฉพาะตัว จึงมักแบ่งประเภทและการนำไปใช้ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามช่วงความถี่คลื่นและช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกันหรือที่เรียกว่า สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Spectrum) ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 ทิศการเคลื่อนที่ของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กภายในคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า
(แหล่งที่มา : <https://micro.magnet.fsu.edu/primer/java/wavebasics/index.html>)



รูปที่ 3.2 สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Spectrum)
(แหล่งที่มา : http://www.slri.or.th/slri/index.php?option=com_content&view=article&id=42&Itemid=88)

จากรูปที่ 3.2 จะเห็นได้ว่าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถแบ่งได้ตามช่วงความถี่และช่วงความยาวคลื่น และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแต่ละประเภทจะนำไปใช้ประโยชน์ในงานด้านต่าง ๆ ที่แตกต่างกัน อาทิ รังสีอินฟราเรด (Infrared Radiation หรือ IR) มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง $0.75-100 \mu\text{m}$ และมีความถี่อยู่ในช่วง $1,011-1,014 \text{ Hz}$ หรืออยู่ในช่วงระหว่างแสงสีแดงกับคลื่นวิทยุ เช่นเดียวกับกับคลื่นไมโครเวฟ โดยคุณสมบัติเด่นเฉพาะตัวของรังสีอินฟราเรด คือ ไม่เป็นอันตรายในสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และหากมีความถี่สูงขึ้น พลังงานก็จะเพิ่มสูงขึ้นด้วย รังสีอินฟราเรดสามารถแบ่งออกเป็น 3 ช่วง คือ รังสีอินฟราเรดย่านใกล้ (Near Infrared หรือ NIR) มีความยาวคลื่นในช่วง $0.75-3 \mu\text{m}$ สามารถให้ใช้งานในช่วง $500-2,200^\circ\text{C}$ ให้กำลังความร้อนต่อพื้นที่สูง สามารถให้ความร้อนได้สูง ความร้อนผ่านเข้าไปในเนื้อวัสดุได้ลึก และรวดเร็ว นิยมนำไปใช้ในอุตสาหกรรมอาหาร เช่น การอบแห้งผลิตภัณฑ์ รังสีอินฟราเรดย่านกลาง (Middle Infrared หรือ mid-IR) มีความยาวคลื่นในช่วง $3-25 \mu\text{m}$ สามารถให้อุณหภูมิใช้งานในช่วง $500-950^\circ\text{C}$ สามารถให้ความร้อนได้ปานกลาง และผ่านเข้าไปในเนื้อวัสดุได้ลึกปานกลางและรังสีอินฟราเรดย่านไกล (Far Infra-red หรือ FIR) มีความยาวคลื่นในช่วง $25-100 \mu\text{m}$ สามารถให้ใช้งานในช่วง $300-700^\circ\text{C}$ ให้ความร้อนต่อหน่วยพื้นที่ได้ต่ำ ความร้อนผ่านเข้าไปในเนื้อวัสดุได้ไม่ลึก เหมาะสำหรับใช้งานประเภทที่ต้องการความร้อนต่ำ และจำกัดบริเวณพื้นผิว รังสีอินฟราเรดสามารถใช้ประโยชน์ในด้านอุตสาหกรรมมากมาย อาทิ การอบแห้งอาหาร การอบแห้งเครื่องปั้นและเซรามิกส์ การอบแห้งวัสดุยานยนต์ และอื่น ๆ หรือใช้งานด้านการเกษตร เช่น การกำจัดแมลงในเมล็ดข้าว เป็นต้น

คลื่นไมโครเวฟ (Microwave Radiation) มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง $1 \text{ mm}-1 \text{ m}$ และมีความถี่อยู่ในช่วง $0.3-300 \text{ GHz}$ การทำความร้อนด้วยไมโครเวฟเป็นอีกวิธีหนึ่งที่น่าสนใจและไม่เหมือน

วิธีการให้ความร้อนแบบเก่าที่ให้เฉพาะความร้อนที่ผิวภายนอกของวัสดุ เนื่องจากคลื่นไมโครเวฟมีคุณสมบัติในการทะลุทะลวงสูง ทำให้เกิดความร้อนภายในวัสดุได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยในการทำความร้อนให้แก่วัสดุ คลื่นไมโครเวฟจะทะลุทะลวงผ่านผิวของวัสดุเข้าไปสู่นโมเลกุล อนุภาคของวัสดุ ทำให้เกิดการเสียดสีและความร้อนขึ้น ซึ่งลักษณะการทำความร้อนแบบนี้จะเรียกว่า “การทำความร้อนเชิงปริมาตร (Volumetric heating)” ด้วยข้อดีดังกล่าวคลื่นไมโครเวฟจึงถูกนำมาใช้งานด้านต่าง ๆ มากมายทั้งในด้านอุตสาหกรรม เช่น การอบแห้งอาหาร (Horuz, E., Bozkurt, H., Karataş, H., และ Maskan, M., 2018 และ Pu, Y.-Y. และ Sun, D.W., 2017) และด้านครัวเรือน (Almeida, S.T.de et al. 2017 และ Tangy, A. et al. 2017) รวมทั้งด้านการแพทย์ (Ibitoye, A.Z. et al., 2018 และ Liu, J., A.Z. et al., 2017) อีกด้วย

3.1.2 องค์ประกอบพื้นฐานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

องค์ประกอบพื้นฐานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะประกอบด้วย

1. ความยาวคลื่น (Wave Length) หมายถึง ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ ในขณะที่อนุภาคสั้นครบ 1 รอบ มีหน่วยเป็นเมตร (m)
 2. ความถี่ (Frequency) หมายถึง จำนวนรอบที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ในหนึ่งหน่วยเวลา มีหน่วยเป็น 1/วินาที (1/s) หรือ เฮิรตซ์ (Hz)
 3. คาบการเคลื่อนที่ (Period) หมายถึง เวลาที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ครบ 1 รอบ มีหน่วยเป็นวินาที (s)
 4. อัตราเร็วของคลื่น (Speed) หมายถึง ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่ได้ในหนึ่งหน่วยเวลา และเนื่องจากขณะที่คลื่นเคลื่อนที่ไปด้วยอัตราเร็วค่าหนึ่ง เฟสของคลื่นก็เคลื่อนที่ไปด้วยอัตราเร็ว เท่ากัน ดังนั้นในบางครั้งจึงเรียกว่า อัตราเร็วเฟส (Phase Speed) ของคลื่น มีหน่วยเป็นเมตรต่อวินาที (m/s)
 5. มุมเฟส (Phases Angle) หมายถึง มุมที่ใช้กำหนดตำแหน่งของคลื่นขณะที่เคลื่อนที่ มีหน่วยเป็นเรเดียน (Radian (rad))
 6. แอมพลิจูด (Amplitude) หมายถึง การกระจัดสูงสุดของการสั่นของอนุภาค มีหน่วยเป็นเมตร (m)
- โดยความสัมพันธ์ของอัตราเร็วของคลื่น ความยาวคลื่น และความถี่ จะมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ (3.1)

$$v = \lambda f \quad (3.1)$$

เมื่อ v คือ อัตราเร็วของคลื่น (m/s), λ คือ ความยาวของคลื่น (m) และ f คือ ความถี่ของคลื่น (1/s) หรือ (Hz)

สำหรับกรณีที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนที่ผ่านสุญญากาศหรือฟรีสเปซ จะพิจารณาให้ $v = c$ เมื่อ c คือ อัตราเร็วของแสง

และเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางใด ๆ อัตราเร็วของคลื่นจะขึ้นอยู่กับค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties) ของตัวกลางนั้น ๆ ดังสมการที่ (3.2)

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.2)$$

เมื่อ ϵ_r คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant) หรือ ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity) (-)

3.1.3 สมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations)

สมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations) เป็นสมการที่ใช้อธิบายพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งสามารถใช้อธิบายการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามเวลา โดยในสมการแมกซ์เวลล์จะแบ่งออกเป็นสมการย่อยๆ ดังนี้

สมการแรกสมการของแมกซ์เวลล์ คือ กฎของฟาราเดย์ (Faraday's Law) ที่เชื่อมความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าที่เปลี่ยนไปกับเวลากับสนามแม่เหล็ก หรือกล่าวได้ว่าสนามไฟฟ้าที่หมุนวนรอบๆ คอนทัวร์ เท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลง ฟลักซ์สนามแม่เหล็กที่ผ่านพื้นที่ผิวที่ล้อมรอบด้วยคอนทัวร์ ซึ่งแสดงได้ด้วยรูปสมการอนุพันธ์ในลักษณะไทม์ฮาร์โมนิก (Time Harmonic) ดังต่อไปนี้

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.3)$$

เมื่อ $\vec{E}$ คือ สนามไฟฟ้า (Electric Field) และ $\vec{B}$ คือ ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic Flux Density)

สมการที่สองของสมการของแมกซ์เวลล์ คือ กฎของแอมแปร์ (Ampere's law) ที่เชื่อมความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเข้มสนามแม่เหล็กกับความหนาแน่นกระแสไฟฟ้ารวม (Total Current Density) หรือกล่าวได้ว่า ความเข้มสนามแม่เหล็กที่หมุนวนรอบๆ คอนทัวร์ปิด (Closed Contour) เท่ากับกระแสสุทธิที่ผ่านพื้นที่ผิวที่ล้อมรอบด้วยคอนทัวร์ ยกตัวอย่างเช่น สนามไฟฟ้าที่ล้อมรอบ (Surrounded) โดยสนามแม่เหล็กเป็นต้น ซึ่งแสดงได้ด้วยรูปสมการอนุพันธ์ในลักษณะไทม์ฮาร์โมนิก (Time Harmonic) ดังต่อไปนี้

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.4)$$

เมื่อ $\vec{H}$ คือ สนามแม่เหล็ก (Magnetic Field), $\vec{J}$ คือ ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้ารวม (Total Current Density) และ $\vec{D}$ คือ ความหนาแน่นของฟลักซ์ (Flux Density)

เพื่อความสมบูรณ์ในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า กฎของเกาส์ (Gauss's Law) จะถูกนำมาใช้ กล่าวคือฟลักซ์แม่เหล็กสุทธิที่ออกจากขอบเขตเท่ากับศูนย์และฟลักซ์ไฟฟ้าสุทธิที่ออกจากขอบเขตจะสัมพันธ์กับความหนาแน่นประจุ (Charge) ภายในวัสดุนั้น จะได้

$$\nabla \cdot \vec{D} = q \quad (3.5)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (3.6)$$

เมื่อ $\vec{D}$ คือ ความหนาแน่นของฟลักซ์ (Flux Density), $\vec{B}$ คือ ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic Flux Density) และ q คือ ความหนาแน่นประจุไฟฟ้า (Charge Density)

และจะมีสมการความสัมพันธ์ระหว่างค่า $\vec{J}$, $\vec{D}$ และ $\vec{B}$ กับ $\vec{E}$ และ $\vec{H}$ คือ

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (3.7)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3.8)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (3.9)$$

เมื่อ σ คือ ค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity), μ คือ ค่าเปอร์มิบิลิตี (Permeability) คือ ค่าสภาพการซึมผ่าน และ ϵ คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant)

ดังที่กล่าวมาข้างต้น ความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ประจุและกระแส มีส่วนเกี่ยวข้องกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งอาจเขียนให้อยู่ในรูปแบบของสมการอนุพันธ์ที่สมบูรณ์ (สมการของแมกซ์เวลล์) รูปแบบสมการอนุพันธ์ของสมการสมการของแมกซ์เวลล์ถือว่าเป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวาง ในการแก้ปัญหาเพื่อจะหาคำตอบที่เงื่อนไขค่าของขอบเขตต่าง ๆ ซึ่งรูปแบบดังกล่าวสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของสมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเข้มของสนามไฟฟ้าและค่าความเข้มของสนามแม่เหล็ก ได้โดยการแทนสมการความสัมพันธ์ทั้ง 3 สมการก่อนหน้านี้นี้ลงในกฎของฟาราเดย์ (Faraday's Law) กฎของแอมแปร์ (Ampere's law) และกฎของเกาส์ (Gauss's Law) จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (3.10) ถึง (3.13) ดังต่อไปนี้

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.10)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.11)$$

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{q}{\epsilon} \quad (3.12)$$

$$\nabla \cdot \vec{H} = 0 \quad (3.13)$$

3.1.4 การวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ ในกรณีศึกษาตัวอย่างเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง

ในส่วนแรกของโครงการวิจัยนี้จะทำการศึกษาอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ ในกรณีศึกษาตัวอย่างเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง โดยการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในส่วนแรกนี้จะพิจารณาสถานการณ์คือ

1. พิจารณาในรูปแบบ 2 มิติ (Two-Dimensional)
2. พิจารณาการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะพิจารณาในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแบบทรานสเวอร์อิเล็กทริกเวฟ (Transverse Electric Wave Mode (TE Mode)) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง คือไม่มีสนามไฟฟ้าในทิศของการแพร่กระจายของคลื่นแต่มีเฉพาะสนามแม่เหล็กในทิศทางนั้น
3. ด้านรอบนอกของเนื้อชีวภาพที่ได้รับอิทธิพลจากการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะพิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบได้รับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Scattering Boundary Condition) หรือเงื่อนไขขอบเขตที่คลื่นไม่เกิดการสะท้อนสะท้อนกลับ
4. ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties) ของเนื้อชีวภาพจะมีค่าคงที่
5. โดยสมมติฐานในรูปแบบอื่น ๆ ขึ้นกับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี

จากสมมติฐานข้างต้นสมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้ในการวิเคราะห์จะอยู่บนพื้นฐานของสมการของแมกซ์เวลล์ดังที่ได้กล่าวข้างต้น ซึ่งรูปทั่วไปของสมการของแมกซ์เวลล์บนพื้นฐานของสมมติฐานการแพร่กระจายแบบฮาร์โมนิก (Harmonic Propagation Assumption) จะแสดงดังสมการต่อไปนี้ (Wessapan, T. et al., 2011) :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \vec{E} \right) - \left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) k_0^2 \vec{E} = 0 \quad (3.14)$$

เมื่อ $\vec{E}$ คือ ความเข้มของสนามไฟฟ้า (Electric Field Intensity (V/m)) μ_r คือค่าการซึมผ่านสัมพัทธ์ (Relative Permeability (-)) ϵ_r คือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity (-)) $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12}$ F/m คือค่าเปอร์มิตติวิตีในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Permittivity of Free Space) σ คือค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity (S/m)) $\omega = 2\pi f$ คือความถี่เชิงมุม (Angular Frequency (rad/s)) k_0 คือเลขคลื่นในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Wave Number of Free Space (m^{-1})) และ $j = \sqrt{-1}$

โดยเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition) สำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจะมีดังต่อไปนี้

แบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพจะได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สม่ำเสมอทางด้านบนของแบบจำลอง ดังนั้นด้านบนของแบบจำลองจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตของการแพร่กระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแบบพอร์ต (Port Boundary Condition) ที่มีการระบุค่ากำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีค่าคงที่ (Wessapan, T. et al., 2011) :

$$S = \int (\vec{E} - \vec{E}_1) \cdot \vec{E}_1 / \int \vec{E}_1 \cdot \vec{E}_1 \quad (3.15)$$

ด้านล่างแบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ (Perfect Electric Conductor Boundary Condition) ดังนั้นความเข้มของสนามไฟฟ้าจะมีค่าเท่ากับศูนย์ :

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (3.16)$$

เงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง (Continuity Boundary Condition) สำหรับสนามไฟฟ้าจะถูกพิจารณาระหว่างรอยต่อระหว่างชั้นแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อชีวภาพจะพิจารณาให้ :

$$\hat{n} \times (\vec{E}_1 - \vec{E}_2) = 0 \quad (3.17)$$

3.1.5 การวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ในส่วนที่สองของโครงการวิจัยนี้จะทำการศึกษาอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยมีเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีตัวอย่างคือเนื้อเยื่อตับวัสดุพูน โดยเนื้อเยื่อตับเป็นเนื้อชีวภาพที่ได้รับความนิยมในการศึกษาลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและลักษณะการถ่ายเทความร้อนในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า อาทิ วิธีการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) ยกตัวอย่างงานวิจัยเช่น Wang, T. et al., 2015, Xiaohui, N. et al., 2015 และ Xi., W et al., 2016 เป็นต้น

โดยในการจำลองแบบจำลองเนื้อเยื่อตับวัสดุพูนจะกำหนดให้เนื้อเยื่อตับวัสดุพูนมีหลายชั้นและลักษณะเป็นทรงกระบอกและมีเนื้ออกรูปทรงกลมอยู่บริเวณกึ่งกลางภายใน (ซึ่งการจำลองแบบจำลองในลักษณะแบบนี้สามารถพบได้ในงานวิจัยของ Saito, K. et al., 2000, Bellomo, C. A., 2006, Rattanadecho, P., และ Keangin, P. 2013 และ Chaichanyut, M., และ Tungjitkusolmun, S. 2016) และได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Antenna) ซึ่งท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะเสียบบริเวณกึ่งกลางของเนื้อเยื่อตับวัสดุพูนที่ทำการพิจารณา โดยจากการจำลองแบบจำลองเนื้อเยื่อตับวัสดุพูนในลักษณะดังกล่าว จะสามารถวิเคราะห์แบบจำลองแบบสมมาตรรอบแกน (Axisymmetric Model) ได้ โดยการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในส่วนที่สองนี้จะพิจารณานบนสมมติฐานคือ

1. พิจารณาในรูปแบบ 2 มิติ แบบสมมาตรรอบแกนในพิกัดแกนทรงกระบอก (Axially Symmetric Cylindrical Coordinates) ในแนวแกน r-z (Rattanadecho, P., และ Keangin, P. 2013)
2. พิจารณาการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในท่อนำคลื่นไมโครเวฟในโหมดทรานสเวอร์สอิเล็กโตรแมกเนตริกเวฟ (Transverse Electromagnetic Mode (TEM Mode)) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าแม่เหล็กวางตามขวาง ซึ่งไม่มีสนามไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่น (Rattanadecho, P., และ Keangin, P. 2013)

3. พิจารณาการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อตัววัสดุพูนในโหมดทรานสเวอร์สแมกเนตริกเวฟ (Transverse Magnetic Wave Mode (TM Mode)) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่ง คือ ไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่นแต่มีเฉพาะสนามไฟฟ้าในทิศทางนั้น (Rattanadecho, P., และ Keangin, P. 2013)

4. ผนังท่อของท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาให้เป็นตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ (Perfect Electric Conductor)

5. ด้านรอบนอกของเนื้อตัววัสดุพูนที่ได้รับอิทธิพลจากการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะพิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบได้รับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Scattering Boundary Condition) หรือเงื่อนไขขอบเขตที่คลื่นไม่เกิดการสะท้อนสะท้อนกลับ

6. ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties) ของเนื้อชีวภาพจะมีค่าคงที่

7. โดยสมมติฐานในรูปแบบอื่น ๆ ขึ้นกับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี

จากสมมติฐานข้างต้นสมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้ในการวิเคราะห์จะอยู่บนพื้นฐานของสมการของแมกซ์เวลล์ดังที่ได้กล่าวข้างต้น ซึ่งรูปทั่วไปของสมการของแมกซ์เวลล์บนพื้นฐานของสมมติฐานการแพร่กระจายแบบฮาร์โมนิก (Harmonic Propagation Assumption) จะแสดงดังสมการต่อไปนี้

ภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโหมดทรานสเวอร์สอิเล็กโตรแมกเนตริกเวฟ (Transverse Electromagnetic Mode (TEM Mode)) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าแม่เหล็กวางตามขวาง ซึ่งไม่มีสนามไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่น สมการ TEM Wave ที่ใช้ในการวิเคราะห์สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก เมื่อพิจารณาในรูปแบบ 2 มิติ แบบสมมาตรรอบแกนในพิกัดแกนทรงกระบอก ในแนวแกน r-z จะแสดงได้ดังนี้

$$\text{Electric field } (\vec{E}) \quad \vec{E} = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (3.18)$$

$$\text{Magnetic field } (\vec{H}) \quad \vec{H} = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (3.19)$$

เมื่อ $C = \sqrt{\frac{ZP}{\pi \ln(r_{\text{outer}} / r_{\text{inner}})}}$, Z คือ ค่าความต้านทานของคลื่น (Wave Impedance (Ω)), P คือ ค่ากำลังไมโครเวฟที่ป้อนเข้า (Input Microwave Power (W)), r_{inner} และ r_{outer} คือ ค่าความยาวรัศมีของตัวนำไดอิเล็กตริกภายในและภายนอก ตามลำดับ, $\omega = 2\pi f$ คือ ค่าความถี่เชิงมุม (Angular Frequency (rad/s)) เมื่อ f คือ ค่าความถี่ (Frequency (Hz)) และ $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ คือ ค่าคงที่ของการแพร่กระจายตัวของคลื่น (Propagation Constant (m^{-1})) เมื่อ λ คือ ค่าความยาวคลื่น (Wave Length (m))

ภายในเนื้อเยื่อตัววัสดุพูนจะพิจารณาการแพร่กระจายตัวของคลื่นในโหมดทรานสเวอร์สแมกเนตริกเวฟ (Transverse Magnetic Wave Mode (TM Mode)) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีสนามแม่เหล็กวางตามขวาง หรือกล่าวอีกนัยหนึ่ง คือ ไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่นแต่มีเฉพาะสนามไฟฟ้าในทิศทางนั้น สมการ TM Wave ซึ่งบนพื้นฐานของสมมติฐานการแพร่กระจายแบบฮาร์โมนิก (Harmonic Propagation Assumption) เพื่อใช้ในการคำนวณหาค่าสนามแม่เหล็กในแนวแกนหมุน $\vec{H}_\phi$ จะมีดังนี้

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right) - \mu_r k_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (3.20)$$

เมื่อ $\vec{H}_\phi$ คือ ความเข้มของสนามแม่เหล็กในแนวแกนหมุน (Magnetic Field Intensity (A/m)) μ_r คือค่าการซึมผ่านสัมพัทธ์ (Relative Permeability (-)) ϵ_r คือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity (-)) $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12}$ F/m คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Permittivity of Free Space) σ คือค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity (S/m)) $\omega = 2\pi f$ คือ ความถี่เชิงมุม (Angular Frequency (rad/s)) k_0 คือเลขคลื่นในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Wave Number of Free Space (m⁻¹)) และ $j = \sqrt{-1}$

โดยท่อนำคลื่นไมโครเวฟที่เสียบอยู่บริเวณกึ่งกลางของเนื้อเยื่อตัววัสดุพูนและเนื้องอกจะต่ออยู่กับเครื่องกำเนิดไมโครเวฟ (Microwave Generator) พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟจะถูกสร้างจากเครื่องกำเนิดไมโครเวฟและแพร่กระจายมาทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟมายังเนื้อเยื่อตัววัสดุพูนและเนื้องอกผ่านทางช่องออกคลื่น (Slot) เพื่อทำลายเนื้องอก โดยเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition) สำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อตัววัสดุ เมื่อได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า จะมีดังต่อไปนี้

ด้านบนของท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สม่ำเสมอ ดังนั้นด้านบนจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตของการแพร่กระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแบบพอร์ต (Port Boundary Condition) ที่มีการระบุค่ากำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีค่าคงที่ เช่นเดียวกับสมการความสัมพันธ์ในสมการที่ (3.15)

ทางด้านซ้ายของแบบจำลองเนื้อเยื่อตัววัสดุพูน ณ ตำแหน่ง $r=0$ จะพิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบสมมาตรรอบแกน คือ

$$\vec{E}_r = 0 \quad (3.21)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial r} = 0 \quad (3.22)$$

ด้านรอบนอกของเนื้อตัววัสดุพูนที่ได้รับอิทธิพลจากการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะพิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบได้รับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Scattering Boundary Condition) หรือเงื่อนไขขอบเขตที่คลื่นไม่เกิดการสะท้อนสะท้อนกลับ

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2\sqrt{\mu} \vec{H}_{\phi 0} \quad (3.23)$$

เมื่อ $\vec{H}_{\phi 0} = C / Zr$ คือ สนามแม่เหล็กกระตุ้น (Excitation Magnetic Field)

ตัวนำภายในและตัวนำภายนอกของท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ (Perfect Electric Conductor Boundary Condition) ดังนั้นความเข้มของสนามไฟฟ้าจะมีค่าเท่ากับศูนย์ :

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (3.24)$$

รอยต่อระหว่างชั้นของเนื้อเยื่อดีปกติและเนื้องอกจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง (Continuity Boundary Condition) :

$$\hat{n} \times (\vec{E}_n - \vec{E}_t) = 0 \quad (3.17)$$

เมื่อ n แทน เนื้อเยื่อดีปกติ และ t แทน เนื้องอก

3.1.6 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties)

ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties) เป็นค่าคุณสมบัติพื้นฐานที่คล้ายกับค่าคุณสมบัติทางความร้อน (Thermal Properties) โดยค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกจะแสดงถึงความสามารถในการดูดซับ ส่งผ่านและสะท้อนพลังงานจากส่วนที่เป็นสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟของวัสดุ โดยค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกจะเรียกว่าค่าคอมเพล็กซ์เพอร์มิตติวิตี (Complex Permittivity) หรือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant) ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\epsilon = \epsilon' + j\epsilon'' = \epsilon_0(\epsilon'_r + j\epsilon''_r) = \epsilon_0\epsilon_r = \epsilon_0 \left(\epsilon'_r + j \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) \quad (3.18)$$

เมื่อ ϵ แทน ค่าคอมเพล็กซ์เพอร์มิตติวิตี (Complex Permittivity (F/m)) หรือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant (F/m)) เป็นสมบัติที่อธิบายถึงความสามารถในการดูดซับ ส่งผ่านและสะท้อนพลังงานจากส่วนที่เป็นสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟ (F/m), ϵ' แทน ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant (F/m)) และ ϵ'' แทน ค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟคเตอร์ (Dielectric Loss Factor (F/m)), ϵ'_r คือ ส่วนที่เป็นจำนวนจริงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant (-)) หรือ ค่าเพอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity (-)) คำนี้อธิบายความสามารถในการสะท้อนกลับคลื่นไมโครเวฟจากผิวของชั้นทดสอบและบ่งบอกว่าคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกมีมากน้อย

เท่าไร, ϵ_r'' คือ ส่วนจินตภาพโดยทั่วไปเรียกว่าค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟคเตอร์สัมพัทธ์ (Relative Dielectric Loss Factor) ซึ่งจะบอกถึงความสูญเสียพลังงานภายในชั้นทดสอบหรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือวัสดุสามารถดูดซับพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟที่ผ่านเข้ามาแล้วสามารถเปลี่ยนพลังงานความร้อนได้เท่าไร และ $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12}$ F/m คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Permittivity of Free Space) และ σ คือค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity (S/m))

และอัตราส่วนระหว่างค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟคเตอร์สัมพัทธ์ (Relative Dielectric Loss Factor) และค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant (-)) หรือ ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity (-)) จะเรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์ลอสมเทนเจนท์ ซึ่งจะเป็นอย่างอื่นที่สำคัญตัวหนึ่งที่ใช้อธิบายความสามารถในการผลิตความร้อนของวัสดุไดอิเล็กตริกในขณะที่ดูดกลืนพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ โดยค่าสัมประสิทธิ์ลอสมเทนเจนท์จะมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ (3.19)

$$\tan \delta = \frac{\epsilon_r''}{\epsilon_r'} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon_r' \epsilon_0} \quad (3.19)$$

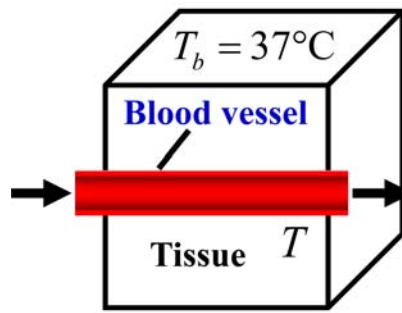
ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกจะแปรเปลี่ยนไปตามค่าความถี่ อุณหภูมิ และความชื้น ตัวอย่างค่าไดอิเล็กตริกของวัสดุชีวภาพที่แปรเปลี่ยนตามค่าความถี่สามารถพบได้ในงานวิจัยของ Siriwitpreecha, A. et al., 2013 and Karli, R. et al., 2014 เป็นต้น

โดยในโครงการวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบเพื่อวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อผิวหนังของหมู เพื่อใช้ประกอบในการวิเคราะห์และสนับสนุนพฤติกรรมที่ได้จากการศึกษาลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อน ซึ่งจะนำเสนอในบทถัดไป

3.2 ทฤษฎีเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อน

3.2.1 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีท

แบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) ถูกพัฒนาขึ้นครั้งแรกโดย Pennes (Pennes, H. H., 1948) โดยแบบจำลองไบโอฮีทอยู่บนพื้นฐานที่ที่สมมติให้อุณหภูมิของเลือดภายในหลอดเลือดฝอย (Capillary) เท่ากับอุณหภูมิของแกนของร่างกาย คือ 37 °C ซึ่งหมายความว่า จะไม่มีการสูญเสียหรือได้รับพลังงานความร้อนภายในหลอดเลือดฝอย ทำให้อุณหภูมิภายในหลอดเลือดฝอยเท่ากับอุณหภูมิของเลือดภายในเส้นเลือดหลัก (เส้นเลือดแดงใหญ่และเส้นเลือดดำใหญ่) ดังแสดงในรูปที่ 3.3 และสมการไบโอฮีทถูกพิจารณาบนพื้นฐานที่สมมติให้เนื้อเยื่อที่ศึกษามีลักษณะเป็นของแข็ง (Solid Phase) และมีโครงสร้างภายในแบบเดียว (Homogenous Material) นอกจากนั้นสมการไบโอฮีทยังพิจารณาเฉพาะการถ่ายเทความร้อนโดยการนำความร้อน (Conduction Heat Transfer) เท่านั้น แต่อย่างไรก็ตามแบบจำลองไบโอฮีทจะอยู่บนพื้นฐานของสมมติฐานมากมายแต่ก็พบว่า เป็นแบบจำลองที่มีความง่าย มีความซับซ้อนน้อย จึงยังคงได้รับความนิยมนำมาศึกษาในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในปัญหาต่าง ๆ มากมาย ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน



รูปที่ 3.3 แบบจำลองของไบโอฮีท

โดยการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีทจะพิจารณาบนสมมติฐานคือ

1. พิจารณาโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีทเป็นแบบเดียว (Homogenous Material)
2. ไม่พิจารณาการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างด้านรอบนอกของเนื้อชีวภาพ
3. ไม่พิจารณาการเปลี่ยนสถานะและการเปลี่ยนทางเคมีที่เกิดขึ้นระหว่างการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ
4. ค่าคุณสมบัติทางความร้อน (Thermal Properties) ของเนื้อชีวภาพจะมีค่าคงที่
5. โดยสมมติฐานในรูปแบบอื่น ๆ ขึ้นกับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี

สมการไบโอฮีทที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสภาวะไม่คงตัว หรือเปลี่ยนแปลงตามเวลา (Unsteady State/ Transient Bioheat Equation) จะแสดงดังสมการด้านล่าง (Renato, M. et al., 2010, Dehghan, M. และ Sabouri, M., 2012, Shit, G.C. และ Bera, A., 2017 และ Dutta, J. และ Kundu, B., 2018) :

$$(\rho C) \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (3.20)$$

โดยการกระจายตัวอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจะมีความสัมพันธ์กับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เนื้อเยื่อชีวภาพได้รับ โดยเนื้อเยื่อชีวภาพได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เนื้อเยื่อชีวภาพจะดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงเป็นความร้อนภายใน ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพเพิ่มขึ้น

เมื่อตัวห้อย b แทนเลือด (Blood) k คือ ค่าการนำความร้อนหรือสัมประสิทธิ์การนำความร้อน (Thermal Conductivity (W/m.K)) ρ คือ ค่าความหนาแน่น (Density (kg/m³)) C คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (Specific Heat Capacity (J/kg.K)) ω คือ อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate (1/s)) และ T คือ ค่าอุณหภูมิ (Temperature (°C))

เมื่อเทอมทางด้านซ้ายมือคือเทอมที่ขึ้นกับเวลา (Transient term เทอมทางด้านขวามือเทอมแรกคือเทอมการนำความร้อน (Conduction term) เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สองคือเทอมการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood perfusion rate term) เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สาม Q_{met} คือเทอม

แหล่งความร้อนจากกระบวนการสันดาปภายใน (Metabolic Heat Generation Source (W/m^3)) และ
 เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สี่ Q_{ext} คือ เทอมแหล่งความร้อนจากภายนอก (External Heat Source
 (W/m^3)) ซึ่งอยู่ในรูปเทอมของสนามไฟฟ้าอันเนื่องจากอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยได้จากการ
 คำนวณในสมการที่ (3.21) :

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2} \quad (3.21)$$

เมื่อสนามไฟฟ้าในสมการที่ (3.21) ได้จากการคำนวณสมการแพร่กระจายตัวของคลื่น
 แม่เหล็กไฟฟ้า สำหรับเงื่อนไขขอบเขตในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองไบโอฮีทจะ
 ประกอบด้วย

หากพิจารณาผิวด้านนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพให้มีการแลกเปลี่ยนความร้อนกับสถานะของ
 สิ่งแวดล้อมภายนอก จะพิจารณาให้ผิวด้านนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพมีเงื่อนไขขอบเขตแบบการพาความร้อน
 (Convection Heat Transfer) กับสิ่งแวดล้อมภายนอกคือ

$$\hat{n} \cdot (k \nabla T) = h(T_{ambient} - T) \quad (3.22)$$

รอยต่อระหว่างแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อชีวภาพจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง
 (Continuity Boundary Condition)

ด้านอื่น ๆ ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพที่ไม่มีการถ่ายเทความร้อน จะพิจารณาให้มี
 คุณสมบัติเป็นฉนวน (Thermal Insulation) :

$$\hat{n} \cdot (k \nabla T) = 0 \quad (3.23)$$

เงื่อนไขขอบเขตอื่น ๆ ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพจะขึ้นอยู่กับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี
 นอกจากนั้นอุณหภูมิเริ่มต้น (Initial Temperature) ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพจะสมมติให้มีความ
 สม่ำเสมอและมีค่าเท่ากับอุณหภูมิปกติของร่างกายคือ 37°C

3.2.2 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองวัสดุพรุน

จากที่กล่าวข้างต้นแม้ว่าแบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) จะนิยมนำมาใช้ในการ
 ศึกษาถ่ายเทความร้อน แต่ก็ยังมีข้อจำกัดด้านต่าง ๆ อยู่มากมาย นอกจากนั้นในความเป็นจริงแล้ว
 โครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพประเภทต่าง ๆ จะประกอบไปด้วยส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อหรือเซลล์ขนาดเล็ก ๆ
 หลอดเลือดขนาดเล็ก (Microvascular) และหลอดเลือดฝอย (Capillary) ขนาดเล็กที่ไหลอยู่ภายใน
 จำนวนมาก จึงสามารถถือได้ว่ามีโครงสร้างของวัสดุพรุน (Porous Media)

เนื่องจากวัสดุพรุนจะมีการพิจารณาหลอดเลือดภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจึงต้องทำการ
 วิเคราะห์การไหลของเลือดภายในแบบจำลองร่วมด้วย

การวิเคราะห์การไหลของเลือด (Blood Flow Analysis) การวิเคราะห์การไหลของหลอดเลือดภายในแบบจำลองจะใช้สมการโมเมนตัม (Momentum Equation) ที่ขึ้นกับเวลาผ่านทางแบบจำลองของ Brinkman ซึ่งถูกพัฒนามาจากแบบจำลองของ Darcy (Brinkman extended Darcy model) ในการวิเคราะห์ โดยสมมติฐานที่ใช้ในการวิเคราะห์จะมีดังนี้

1. พิจารณาวัสดุพอร์นที่มีการอิ่มตัวไปด้วยเลือด (Blood-Saturated Material) (Rattanadecho, P., and Keangin, P., 2013)
2. สมการนาเวียร์-สโตกส์ แบบหลอดเลือดอัดตัวได้ หรือความหนาแน่นของของเหลวมีค่าคงที่ (Incompressible Navier-Stokes Equation) จะถูกใช้เพื่อแก้ปัญหาเงื่อนไขการไหลแบบราบเรียบ (laminar flow condition) ภายในหลอดเลือด (Kee, R.J. et al., 2003)
3. อิทธิพลของแรงลอยตัว (Buoyancy) เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิถูกจำลองโดยใช้การประมาณค่าแบบ Boussinesq (Boussinesq Approximation) (Wessapan, T., และ Rattanadecho, P. 2012 และ Shafahi, M. และ Vafai, K., 2015)

แบบจำลองของ Brinkman ซึ่งถูกพัฒนามาจากแบบจำลองของ Darcy (Brinkman Extended Darcy Model) ถูกใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดภายในวัสดุพอร์น โดยแบบจำลองนี้ถูกพัฒนาครั้งแรกโดย Brinkman (Brinkman, H.C. 1949) สมการหลักที่ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดภายในวัสดุพอร์น จะมีดังนี้

สมการของความต่อเนื่อง (Continuity Equation)

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (3.24)$$

สมการโมเมนตัม (Momentum Equation)

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{\nu}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{u \nu}{\kappa} \quad (3.25a)$$

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial w}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right) + \frac{\nu}{\phi} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) - \frac{w \nu}{\kappa} + g\beta(T - T_\infty) \quad (3.25b)$$

จากสมการ (3.25) เทอมทางด้านขวามือเทอมแรก คือ เทอมเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงความดัน เทอมที่สองคือเทอมความหนืด (Viscous Term) เทอมที่สามคือ เทอมการแพร่กระจายโมเมนตัม (Momentum Diffusion Term) ในสมการนาเวียร์-สโตกส์ เพื่อคำนวณการไหลภายใต้การไหลแบบราบเรียบของหลอดเลือด

โดย $(\vec{u} = (u, w))$ คือ ส่วนประกอบความเร็วในแนวแกน r และ z ตามลำดับ ϕ คือ ค่าความพอร์น หรืออัตราส่วนระหว่างส่วนที่เป็นของเหลว (เลือด) ต่อปริมาตรทั้งหมด (Porosity (-)) p คือ

ความดัน (Pressure (Pa)), $\nu = 3.78 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$ คือ ความหนืดไคเนมาติก (Kinematic Viscosity) $\beta = 1 \times 10^{-4} \text{ 1/K}$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อน (Coefficient of the Thermal Expansion) และ κ คือ ค่าการซึมผ่าน (Permeability (m^2))

สำหรับเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดจะขึ้นกับแต่ละกรณี ซึ่งมีดังนี้

ผิวด้านนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพกำหนดให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบเปิด (Open Boundary Condition) :

$$\hat{n} \cdot (-pI + (1/\phi)\eta(\nabla \cdot \bar{u} + (\nabla \cdot \bar{u})^T)) = -F_0 \cdot \hat{n} \quad (3.26)$$

รอยต่อระหว่างแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อชีวภาพจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง (Continuity Boundary Condition) :

$$\hat{n} \cdot (-p_t I + \eta_t (\nabla \cdot \bar{u}_t + (\nabla \cdot \bar{u}_t)^T)) + p_n I - \eta_n (\nabla \cdot \bar{u}_n + (\nabla \cdot \bar{u}_n)^T) = 0 \quad (3.27)$$

เมื่อ η คือ ความหนืดพลวัต หรือ ความหนืดไดนามิก (Dynamic Viscosity (Pa.s)) และ F_0 คือ ค่าความเค้นปกติ (Normal Stress (N/m^2))

ในกรณีที่เรสมมติให้วัสดุหรือเนื้อเยื่อชีวภาพอยู่กับที่หรือการเคลื่อนที่ (Rigid Body Motion) จะใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบไม่มีการเคลื่อนที่ (No-Slip Boundary Conditions)

$$\bar{u} = 0 \quad (3.28)$$

เงื่อนไขขอบเขตอื่น ๆ ของแบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพจะขึ้นอยู่กับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี นอกจากนั้นอุณหภูมิเริ่มต้น (Initial Temperature) ของแบบจำลองเนื้อเยื่อชีวภาพจะสมมติให้มีความสม่ำเสมอและมีค่าเท่ากับอุณหภูมิปกติของร่างกายคือ 37°C

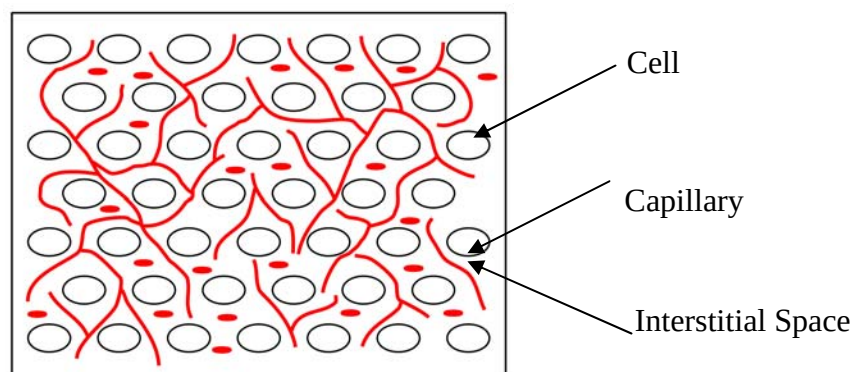
การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน (Heat Transfer Analysis) การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพอร์น จะอยู่บนสมมติฐานที่ใช้ในการวิเคราะห์จะมีดังนี้

1. พิจารณาโครงสร้างภายในเนื้อเยื่อชีวภาพโดยใช้แบบจำลองเป็นแบบเดียว (Homogenous Material) และอิ่มตัวไปด้วยเลือด (Blood-Saturated Material)
2. ไม่พิจารณาการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างด้านรอบนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพ
3. ไม่พิจารณาการเปลี่ยนสถานะและการเปลี่ยนทางเคมีที่เกิดขึ้นระหว่างการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ

4. ค่าคุณสมบัติทางความร้อน (Thermal Properties) ของเนื้อชีวภาพจะมีค่าคงที่
5. โดยสมมติฐานในรูปแบบอื่น ๆ ขึ้นกับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพอร์นจะวิเคราะห์ในกรณีมี 2 สถานะ ตามที่ได้กล่าวข้างต้นจากในบทที่ 2 โดยส่วนพื้นที่หลอดเลือด (vascular Region) ซึ่งพิจารณาส่วนพื้นที่ส่วนหลอดเลือด (Blood vessels) ทั้งหมด และส่วนพื้นที่หลอดเลือดพิเศษ (Extra-vascular Region) ซึ่งพิจารณาส่วนพื้นที่ส่วนเซลล์ (Cells) และช่องว่างระหว่างเซลล์และหลอดเลือด (Interstitial Space) โดยส่วนพื้นที่หลอดเลือด (vascular Region) ในวัสดุพอร์นจะพิจารณาในส่วนสถานะเลือดหรือของเหลว และส่วนพื้นที่หลอดเลือดพิเศษ (Extra-vascular Region) ในวัสดุพอร์นจะพิจารณาในส่วนสถานะเนื้อเยื่อ ดังแสดงในรูปที่ 3.4

โดยแบบจำลองของวัสดุพอร์นจะแบ่งออกเป็น 2 ประเภทคือแบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE)) และแบบจำลองของวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE))



รูปที่ 3.4 แบบจำลองของวัสดุพอร์น (Monte, F. de, และ Haji-Sheikh, A., 2017)

1. การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE))

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE)) จะอยู่บนสมมติฐานที่อุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง (Tissue / Solid Phase) ไม่เท่ากับอุณหภูมิของสถานะของเลือดหรือของเหลว (Blood / Fluid Phase) ดังนั้นการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะประกอบด้วยสมการการถ่ายเทความร้อนสองสมการ คือ สมการการถ่ายเทความร้อนของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง และสมการการถ่ายเทความร้อนของสถานะของเลือดหรือของเหลว และพิจารณาเทอมการแลกเปลี่ยนความร้อนระหว่างเนื้อเยื่อและเลือดรวมด้วย ดังต่อไปนี้

สถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง

$$(1-\phi)(\rho C)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{t,eff} \nabla T_t) - h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) - \omega_b C_b (T_t - T_b) + (1-\phi)Q_{met,t} + (1-\phi)Q_{ext,t} \quad (3.29)$$

สถานะของเลือดหรือของเหลว

$$\phi(\rho C)_b \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla T_b \right) = \nabla \cdot (k_{b,eff} \nabla T_b) + h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) + \omega_b C_b (T_t - T_b) + \phi Q_{met,b} + \phi Q_{ext,b} \quad (3.30)$$

จากสมการ (3.29) เทอมทางด้านซ้ายมือคือ เทอมที่ขึ้นกับเวลา (Transient Term) และจากสมการ (3.30) เทอมทางด้านซ้ายมือเทอมแรกคือ เทอมที่ขึ้นกับเวลา (Transient Term) และเทอมทางด้านซ้ายมือเทอมที่สองคือ เทอมการพาความร้อนเนื่องจากการไหลของเลือด (Convection Term) และจากสมการ (3.29) และ (3.30) เทอมทางด้านขวามือเทอมแรก คือ เทอมการนำความร้อน (Conduction Term) เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สอง คือ เทอมการแลกเปลี่ยนความร้อนภายในระหว่างสองสถานะ (Interstitial Convection Heat Transfer Term) เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สาม คือ เทอมการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate Term) เทอมทางด้านขวามือเทอมที่สี่ คือ เทอมแหล่งความร้อนจากกระบวนการสันดาปภายใน (Metabolic Heat Generation Source (W/m³)) และเทอมทางด้านขวามือเทอมที่ห้า Q_{ext} คือ เทอมแหล่งความร้อนจากภายนอก (External Heat Source (W/m³)) ซึ่งอยู่ในรูปเทอมของสนามไฟฟ้าอันเนื่องจากอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยได้จากการคำนวณในสมการที่ (3.21) เช่นเดียวกับแบบจำลองไบโอฮีท

$$\text{โดย } k_{t,eff} = (1-\phi)k_t \text{ และ } k_{b,eff} = \phi k_b \quad (3.31)$$

เมื่อ ตัวห้อย eff , t และ b คือ ค่าประสิทธิภาพ (Effective Value) สถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง และสถานะของเลือดหรือของเหลว ตามลำดับ k คือ ค่าการนำความร้อนหรือสัมประสิทธิ์การนำความร้อน (Thermal Conductivity (W/m.K)) ρ คือ ค่าความหนาแน่น (Density (kg/m³)) C คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (Specific Heat Capacity (J/kg.K)) ω คือ อัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate (1/s)) T คือ ค่าอุณหภูมิ (Temperature (°C)) h_{th} คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนระหว่างสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง และสถานะของเลือดหรือของเหลว (Blood to Tissue Interfacial Heat Transfer Coefficient (W/m² .°C) และ a_{th} คือ พื้นที่เกิดการพาความร้อนระหว่างสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง และสถานะของเลือดหรือของเหลว (Volumetric Transfer Area Between the Blood and the Tissue (m²/ m³))

2. การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพูนแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE))

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในแบบจำลองวัสดุพูนแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE)) จะอยู่บนสมมติฐานที่อุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง (Tissue / Solid Phase) เท่ากับอุณหภูมิของสถานะของเลือดหรือของเหลว (Blood / Fluid Phase) ในทุก ๆ ตำแหน่งที่พิจารณาภายในแบบจำลองวัสดุพูน ดังนั้นการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะใช้สมการการถ่ายเทความร้อนเพียงหนึ่งสมการในการวิเคราะห์ หรือเกิดการการรวมระหว่างสมการการถ่ายเทความร้อนของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง และสมการการถ่ายเทความร้อนของสถานะของเลือดหรือของเหลว ดังต่อไปนี้

$$(\rho c_p)_{eff} \frac{\partial T}{\partial t} + (\rho c_p)_b \left(u \frac{\partial T}{\partial r} + w \frac{\partial T}{\partial z} \right) = K_{eff} \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (3.32)$$

$$\text{โดย } (\rho c_p)_{eff} = (1 - \phi)(\rho c_p)_t + \phi(\rho c_p)_b \quad \text{และ} \quad (3.33)$$

$$k_{eff} = (1 - \phi)k_t + \phi k_b \quad (3.34)$$

3.2.3 อันตรกิริยาระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและเนื้อเยื่อชีวภาพ

การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อชีวภาพจะมีความสัมพันธ์กับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เนื้อเยื่อชีวภาพได้รับ โดยเมื่อเนื้อเยื่อชีวภาพได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เนื้อเยื่อชีวภาพจะดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงเป็นความร้อนภายใน ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพเพิ่มขึ้น อัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific Absorption Rate (SAR)) จะเป็นตัวแปรที่ใช้แสดงค่าพลังงานต่อหน่วยกิโลกรัม ที่เนื้อเยื่อชีวภาพได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการที่ (3.25)

$$SAR = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad \text{or} \quad SAR = \frac{Q_{ext}}{\rho} \quad (3.25)$$

เมื่อ ρ คือ ค่าความหนาแน่น (Density (kg/m³)) และ σ คือค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity (S/m))

สำหรับเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองของวัสดุจะคล้ายกับแบบจำลองไบโอฮีท กล่าวคือ

หากพิจารณาผิวด้านนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพให้มีการแลกเปลี่ยนความร้อนกับสถานะของสิ่งแวดล้อมภายนอก จะพิจารณาให้ผิวด้านนอกของเนื้อเยื่อชีวภาพมีเงื่อนไขขอบเขตแบบการพาความร้อน (Convection Heat Transfer) กับสิ่งแวดล้อมภายนอกคือ

$$\hat{n} \cdot (k \nabla T) = h(T_{ambient} - T) \quad (3.36)$$

รอยต่อระหว่างแต่ละชั้นของเนื้อเยื่อชีวภาพจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง (Continuity Boundary Condition) :

$$\hat{n} \cdot (k_{eff} \nabla T_t - (\rho C_p)_b \bar{u} T_t - k_{eff} \nabla T_n - (\rho C_p)_b \bar{u} T_n) = 0 \quad (3.37)$$

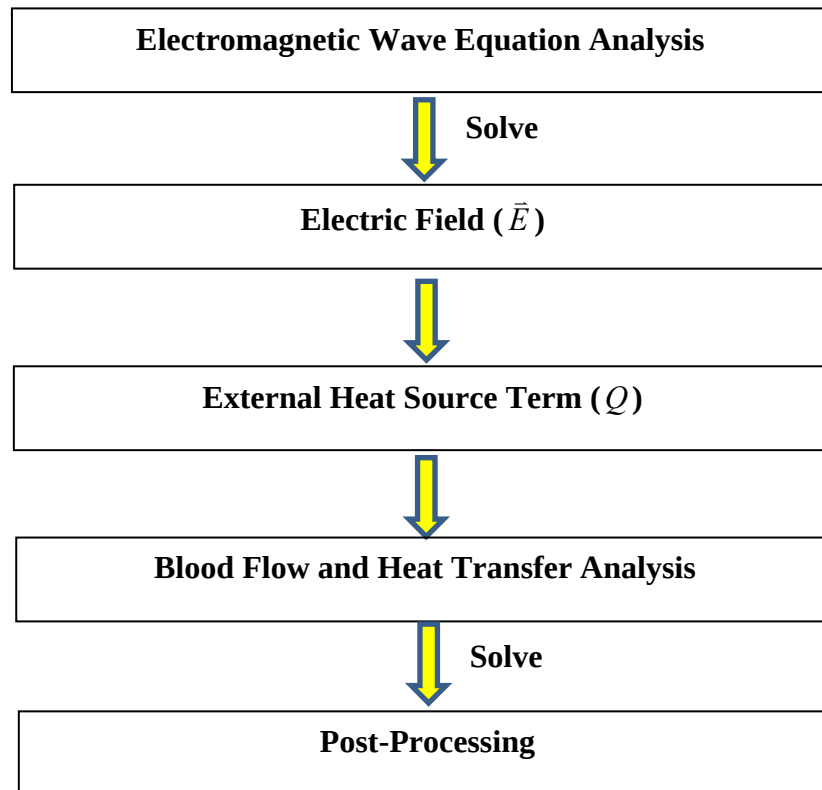
ด้านอื่น ๆ ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพที่ไม่มีการถ่ายเทความร้อน จะพิจารณาให้มีคุณสมบัติเป็นฉนวน (Thermal Insulation) :

$$\hat{n} \cdot (k_{eff} \nabla T) = 0 \quad (3.38)$$

เงื่อนไขขอบเขตอื่น ๆ ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพจะขึ้นอยู่กับปัญหาเฉพาะในแต่ละกรณี นอกจากนั้นอุณหภูมิเริ่มต้น (Initial Temperature) ของแบบจำลองเนื้อชีวภาพจะสมมติให้มีความสม่ำเสมอและมีค่าเท่ากับอุณหภูมิปกติของร่างกายคือ 37 °C

3.2.4 การคำนวณเชิงโปรแกรมคอมพิวเตอร์

สมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับสมการถ่ายเทความร้อนจะถูกแก้ปัญหาด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ ผ่านโปรแกรม COMSOLTM Multiphysics เพื่อศึกษาการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ โดยสมการทั้งสองจะควบคู่กันด้วยเทอมแหล่งความร้อนจากภายนอก (Q_{ext}) โดยแบบจำลองจะถูกคำนวณโดยใช้เอลิเมนต์ (Element) รูปสามเหลี่ยม และใช้ฟังก์ชันการประมาณค่าในช่วงแบบลากรองจังก์ชันอันดับที่สอง (Lagrange Quadratic Interpolation Function) ในการประมาณค่าอุณหภูมิในแต่ละเอลิเมนต์ โดยการคำนวณความอิสระของเอลิเมนต์จะถูกวิเคราะห์ในแต่ละกรณี โดยรูปที่ 3.5 จะแสดงขั้นตอนการแก้ไขสมการหลักของปัญหา



รูปที่ 3.5 ขั้นตอนการแก้ไขสมการหลักของปัญหา

โดยในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง โดยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ สมการหลัก และเงื่อนไขขอบเขตจะมีความแตกต่างกันออกไปในแต่ละกรณี ซึ่งจะกล่าวโดยละเอียดอีกครั้งในบทถัดไป

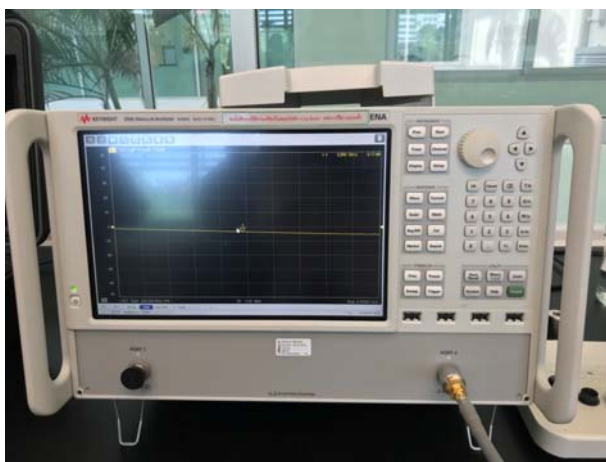
บทที่ 4

การวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อผิวหนัง

ดังที่ได้กล่าวในบทที่ 3 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก (Dielectric Properties) เป็นค่าที่สำคัญในการอธิบายถึงความสามารถในการดูดซับ ส่งผ่านและสะท้อนพลังงานจากส่วนที่เป็นสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟ ในโครงการวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนบนเนื้อเยื่อชีวภาพ โดยมีตัวอย่างเนื้อเยื่อที่ทำการศึกษา คือเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง เมื่อได้รับอิทธิพลจากรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า จึงได้ทำการทดสอบจริงในการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อผิวหนังของหนู โดยผลการทดสอบจะแสดงผลของค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกใน 3 รูปแบบ คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant) หรือ ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity) ค่าไดอิเล็กตริกโลสแฟกเตอร์สัมพัทธ์ (Relative Dielectric Loss Factor) และค่าสัมประสิทธิ์โลสแทนเจนต์ (Loss Tangent Coefficient)

4.1 อุปกรณ์ในการทดสอบ

เครื่อง Network Analyzer จะเป็นอุปกรณ์ในการวัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน และสามารถใช้วัดค่าคงที่อื่น ๆ ของคลื่นความถี่วิทยุและไมโครเวฟได้ (RF & Microwave) เช่น อิมพีแดนซ์ สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (Transmission Coefficient) ค่าความร้อนที่แทรก (Insert Loss) , ค่าความร้อนที่ย้อนกลับ (Return Loss) และมุม (Phase) เป็นต้น ซึ่งจะแสดงความถูกต้องหรือความแม่นยำของการวัดในช่วงความถี่วิทยุและไมโครเวฟได้เป็นอย่างดี โดยเครื่อง Network Analyzer ที่นำมาใช้ในการทดลองนี้คือรุ่น E5063A ของยี่ห้อ KEYSIGHT มีหัววัดแบบ Coaxial Probe รุ่น N1500A ที่โดยทำการทดสอบที่ศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์เพื่อการวิจัยขั้นสูง อาคารศูนย์วิจัยขั้นสูง มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต โดยเครื่อง Network Analyzer ที่ใช้ในการทดสอบ และหัววัดแบบ Coaxial Probe รุ่น N1500A ดังแสดงในรูปที่ 4.1 และ 4.2 ตามลำดับ



รูปที่ 4.1 เครื่อง Network Analyzer รุ่น E5063A



รูปที่ 4.2 หัววัดแบบ Coaxial Probe รุ่น N1500A

นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์เสริมอื่น ๆ เพื่อใช้ในการเตรียมวัสดุขึ้นเนื้อในการทดสอบ เช่น มีดและเขียงที่ใช้ในการหั่นชิ้นวัสดุทดสอบ และถังน้ำแข็ง เพื่อใช้ในการนำวัสดุขึ้นเนื้อนำไปแช่แข็งในถังน้ำแข็ง เพื่อให้วัสดุทดสอบมีอุณหภูมิตั้งต้นตามที่กำหนด

4.2 วิธีในการทดสอบ

วิธีในการทดสอบวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนังประกอบด้วยขั้นตอนดังต่อไปนี้

4.2.1 จัดเตรียมชิ้นวัสดุทดสอบให้ได้ขนาดที่กำหนด คือ $6 \times 8 \times 6$ เซนติเมตร แล้วนำไปแช่แข็งในถังน้ำแข็งเพื่อให้อุณหภูมิตั้งต้นเท่ากับ 10°C องศาเซลเซียส ซึ่งวัสดุทดสอบในการทดลองนี้ได้แก่เนื้อเยื่อส่วนผิวหนังของหมู เพื่อใช้สำหรับการเตรียมทดสอบวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก ดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.3 การจัดเตรียมชิ้นวัสดุทดสอบก่อนการทดสอบ

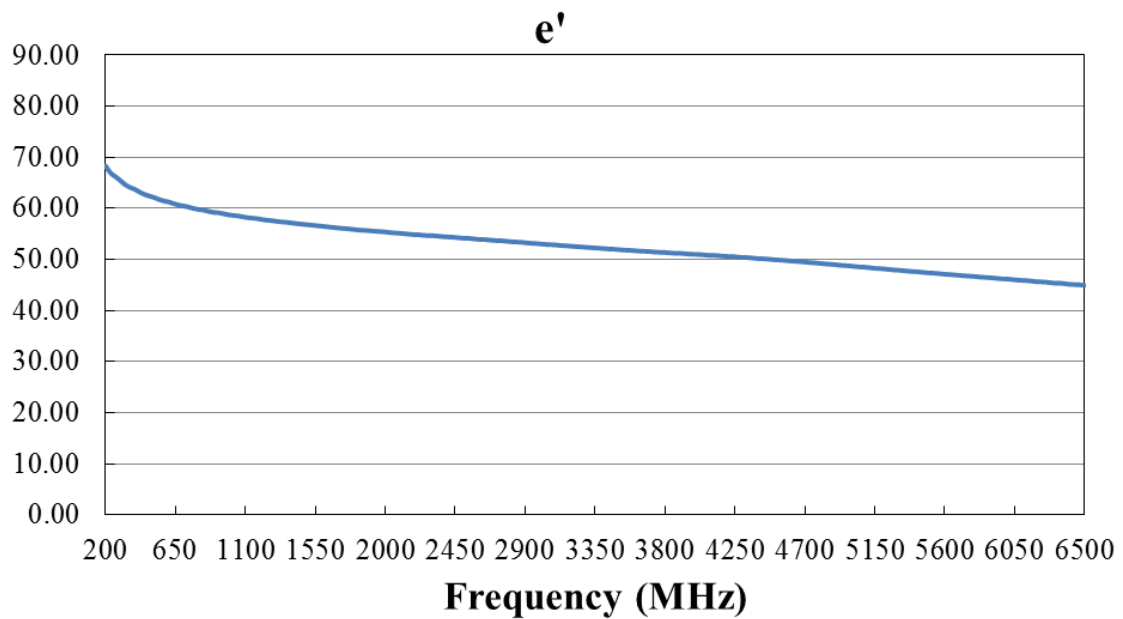
4.2.2 ทำการทดสอบวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง ด้วยเครื่อง Network analyzer ดังแสดงในรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 การวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนังด้วยเครื่อง Network analyzer

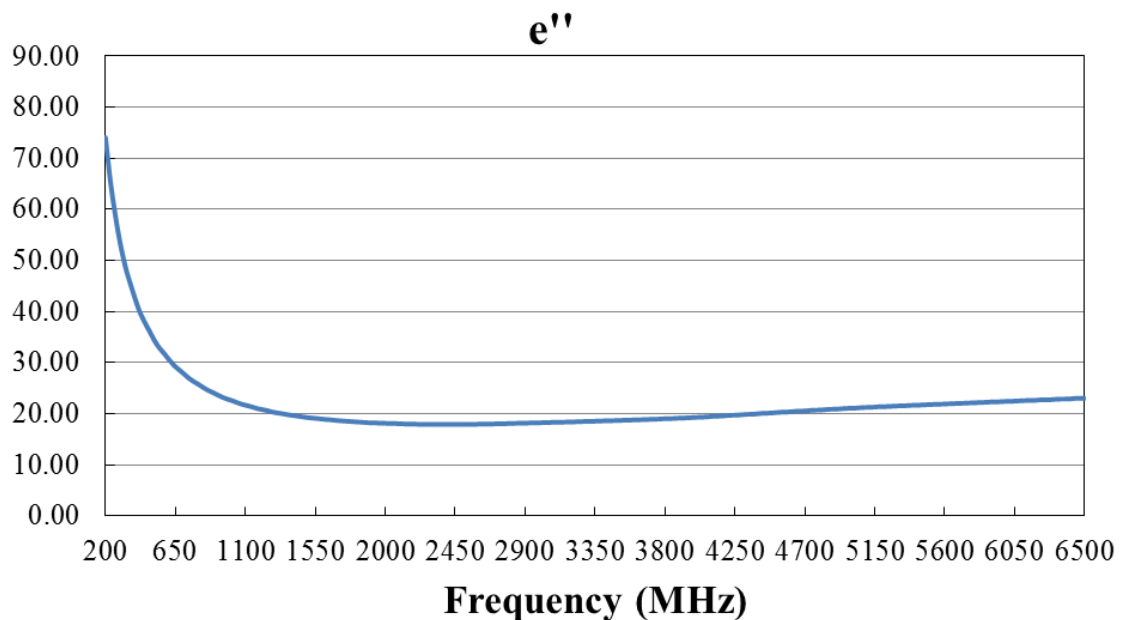
4.3 ผลการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก

จากการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของวัสดุทดสอบเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง โดยใช้ช่วงความถี่ทดสอบที่ 200 MHz ถึง 60 GHz จะได้กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant) หรือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity) ที่เปลี่ยนแปลงตามค่าความถี่ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟคเตอร์สัมพัทธ์ (Relative Dielectric Loss Factor) ที่เปลี่ยนแปลงตามค่าความถี่ และกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์ลอสมเทนเจนท์ (Loss Tangent Coefficient) ที่เปลี่ยนแปลงตามค่าความถี่ ดังแสดงในกราฟที่ 4.5 4.6 และ 4.7 ตามลำดับ



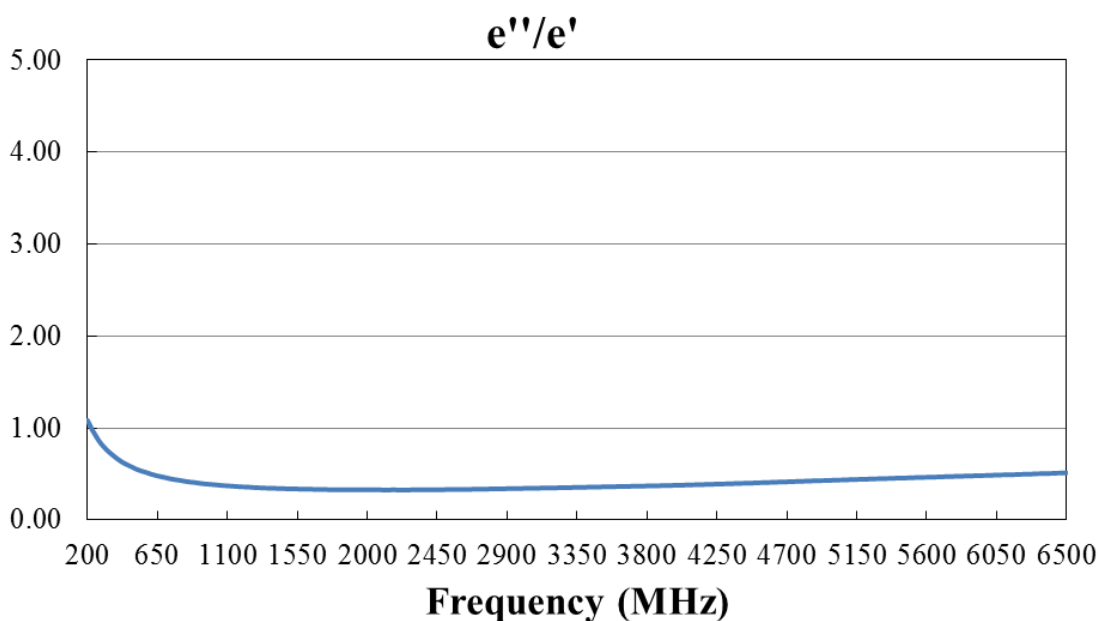
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง จะพบว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกมีค่ามากเมื่อความถี่น้อย และมีค่าน้อยลงเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น และสามารถอ่านค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่ 2.45 GHz ได้เท่ากับ 54.2 F/m (ฟารัดต่อเมตร)



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกลอสมเพลคเตอร์และความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสเปคเตอร์และความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง จะพบว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสเปคเตอร์จะมีค่ามากเมื่อความถี่น้อย และมีค่าน้อยลงเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น ก่อนจะมีลักษณะคงที่ ดังแสดงในกราฟที่ 4.6 และสามารถอ่านค่าไดอิเล็กตริกของสเปคเตอร์ที่ความถี่ 2.45 GHz ได้เท่ากับ 17.97 F/m (ฟารัดต่อเมตร)



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสียและความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง

จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสียและความถี่ของเนื้อเยื่อส่วนผิวหนัง จะพบว่าในช่วงแรกค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสียจะลดลงเมื่อความถี่มีค่าเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตาม ตั้งแต่ค่าความถี่ประมาณ 1.1 GHz ค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสียจะมีค่าค่อนข้างคงที่ และเพิ่มขึ้นอีกครั้งในช่วงค่าความถี่สูง ๆ และสามารถอ่านค่าสัมประสิทธิ์การสูญเสียที่ความถี่ 2.45 GHz ได้เท่ากับ 0.33

บทที่ 5

การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนสมองแบบหลายชั้น ในรูปทรงครึ่งวงกลม เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน

ในส่วนแรกจะกล่าวถึงการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนสมองแบบหลายชั้น ในรูปทรงครึ่งวงกลม เมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน

5.1 บทนำ

สมอง (Brain) ถือเป็นอวัยวะที่สำคัญซึ่งมีหน้าที่ในการควบคุมอวัยวะส่วนอื่นๆ สั่งการในการเคลื่อนไหว และเกี่ยวข้องกับพฤติกรรมด้านต่างๆ ของร่างกาย นอกจากนั้นสมองยังถือเป็นส่วนอวัยวะที่มีความอ่อนไหวได้ง่ายในร่างกายมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) ผลกระทบทางด้านสรีรวิทยาทางความร้อน (Thermo-Physiologic) จากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงเล็กน้อยเมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น จากการใช้เตาอบไมโครเวฟและการใช้โทรศัพท์มือถืออาจจะส่งผลต่อการทำงานในอวัยวะที่สำคัญอย่างเช่นสมอง ในงานวิจัยของ Guyton, A. C., และ Hall, J. E., 1996, ระบุว่าขีดจำกัดของการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิที่ไม่นำไปสู่ความเสียหายทางด้านสรีรวิทยาทางความร้อนคือ $3-5^{\circ}\text{C}$ เท่านั้น ในปีที่ผ่านมาจึงมีความกังวลของประชาชนเพิ่มขึ้นเกี่ยวกับผลกระทบด้านสุขภาพจากการใช้เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า Wessapan, T. et al., 2012 ดังนั้นการศึกษาการถ่ายเทความร้อนและการตอบสนองด้านสรีรวิทยาทางความร้อนภายในสมองมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากการแผ่รังสีของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจึงเป็นหัวข้อที่กำลังได้รับความสนใจและมีความจำเป็นเพื่อเป็นพื้นฐานในการหาทางป้องกันอันตรายจากการได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งานด้านต่าง ๆ

เนื่องจากการข้อจำกัดทางด้านจริยธรรมการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในสมองมนุษย์จากการทดลองจึงสามารถทำได้ยาก การพัฒนาแบบจำลองของสมองมนุษย์จึงผ่านการศึกษากจากการจำลองเชิงตัวเลข (Numerical Simulation) จึงมีความสะดวกมากกว่าวิธีการทดลอง นอกจากนั้นยังสามารถศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่างๆ ภายใต้เงื่อนไขที่มีความหลากหลายและเสมือนจริงได้สะดวกมากขึ้นด้วยการใช้การจำลองเชิงตัวเลข ด้วยเหตุนี้ในหลายปีที่ผ่านมาจึงมีงานวิจัยมากมายที่ศึกษาการถ่ายเทความร้อนภายในสมองมนุษย์จากการใช้แบบจำลองเชิงตัวเลขโดยใช้สมการไบโอฮีท (Bioheat equation) ในการจำลองการกระจายตัวอุณหภูมิอยู่มากมาย อาทิ Zhu, L. และ Diao, C. 2001 ได้ทำการพัฒนาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อวิเคราะห์การกระจายตัวอุณหภูมิภายในสมองระหว่างการรักษาสมองที่ถูกทำลายด้วยการลดอุณหภูมิ (Hypothermia Treatment) โดยใช้สมการไบโอฮีท Diao, C., Zhu, L. และ Wang, H., 2003 ทำการวิเคราะห์การกระจายตัวอุณหภูมิในระหว่างการทำควมเย็นภายในสมองโดยใช้แบบจำลองสมอง 3 มิติ เพื่อศึกษาอิทธิพลของขนาดและชั้นของสมอง ตลอดจนอิทธิพลของอัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate) ที่ส่งผลต่อการกระจายตัวอุณหภูมิ Elwassif, M. M. et

al, 2006 ใช้แบบจำลองไบโอฮีทเพื่อศึกษาการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิภายในแบบจำลองสมองระหว่างถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

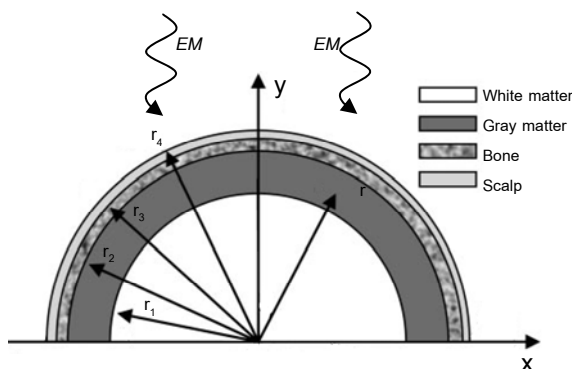
และมีงานวิจัยบางส่วนที่ศึกษาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในสมองของมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นโทรศัพท์มือถือ Wessapan, T. et al., 2012 อย่างไรก็ตามยังมีงานวิจัยจำนวนน้อยมากที่ศึกษาครอบคลุมทั้งการแพร่กระจายตัวจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อน รวมทั้งอิทธิพลของค่ากำลังและค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ตลอดจนอิทธิพลของสิ่งแวดล้อมภายนอกต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิ (Electric Field and Temperature Distributions) ภายในสมองมนุษย์แบบหลายชั้น (Multi-Layer Human Brain) เนื่องจากความซับซ้อนของโครงสร้างภายในสมองและความซับซ้อนของอันตรกิริยา (Interaction) ระหว่างสมองและคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ตลอดจนความซับซ้อนของค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกและค่าคุณสมบัติทางความร้อน (Dielectric and Thermal Properties) ภายในสมองชั้นต่าง ๆ

การศึกษานี้จะนำเสนอการวิเคราะห์การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิในแบบจำลองสมองมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า แบบจำลองสมองมนุษย์ที่ใช้ในการศึกษาจะมีรูปร่างเป็นครึ่งวงกลมแบบหลายชั้น (Multi-Layer) ซึ่งประกอบไปด้วยชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White Matter) ชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey Matter) ชั้นกระดูก (Bone) และชั้นผิวหนังศีรษะ (Scalp) อิทธิพลของค่ากำลังและค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิภายในสมองมนุษย์จะถูกวิเคราะห์ โดยค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ศึกษาจะประกอบด้วย 1 W 50 W 100 W และ 200 W ซึ่งเป็นตัวแทนของค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจริงจากการใช้เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า อาทิ ในการอุ่นอาหารด้วยการใช้เตาอบไมโครเวฟ เป็นต้น และค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ศึกษาจะประกอบด้วย 900 MHz 1800 MHz ซึ่งเป็นค่าความถี่ของโทรศัพท์มือถือที่ใช้กันในปัจจุบัน โดยค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกจะแปรเปลี่ยนตามค่าความถี่ที่พิจารณา สมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและสมการถ่ายเทความร้อนไบโอฮีทจะถูกแก้ปัญหามาผ่านระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) แบบจำลองที่ศึกษาจะถูกเปรียบเทียบความถูกต้องของแบบจำลองกับผลจากแบบจำลองในงานวิจัยก่อนหน้านี้ โดยผลจากการจำลองเชิงตัวเลขในการศึกษานี้จะแสดงให้เห็นลักษณะการถ่ายโอนความร้อนภายในสมองมนุษย์เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

5.2 แบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์

แบบจำลองสมองที่ใช้ในการศึกษาจะจำลองจากขนาดของสมองมนุษย์ผู้ใหญ่ (Adult) (Konstas, A.A. et al., 2007 โดยมีลักษณะรูปร่างเป็นรูปครึ่งวงกลมแบบหลายชั้น (Multi-Layer) ซึ่งประกอบไปด้วยชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White Matter) ชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey Matter) ชั้นกระดูก (Bone) และชั้นผิวหนังศีรษะ (Scalp) โดยพิจารณาในพิกัดสองมิติในระนาบแกน x และ y ดังแสดงในรูปที่ 5.1 ขนาดของรัศมี r จากจุดศูนย์กลางของครึ่งวงกลมและความหนาของชั้นต่าง ๆ ภายในสมองจะแสดงดังตารางที่ 5.1 ด้านบนของแบบจำลองจะได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอิทธิพลของสิ่งแวดล้อมภายนอก โดยจะพิจารณาให้แบบจำลองสมองที่ศึกษามีคุณสมบัติเป็นวัสดุเนื้อเดียว

(Homogenous Material) และมีคุณสมบัติเหมือนกันในทุกทิศทาง (Isotropic) ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะและไม่เปลี่ยนแปลงปฏิกิริยาเคมีภายในแบบจำลองสมองเมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า



รูปที่ 5.1 แบบจำลองสมองที่ใช้ในการศึกษา

5.3 การวิเคราะห์เชิงทฤษฎี

การวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในแบบจำลองสมองจะถูกวิเคราะห์ในพิกัดสองมิติในระนาบ $x - y$ และถูกคำนวณโดยใช้สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations) ในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแบบทรานสเวอร์อิเล็กทริกเวฟ (Transverse Electric Wave Mode : TE Mode) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง คือไม่มีสนามไฟฟ้าในทิศของการแพร่กระจายของคลื่นแต่มีเฉพาะสนามแม่เหล็กในทิศทางนั้น สมการที่ได้จากพื้นฐานของสมการแมกซ์เวลล์ โดยการแพร่กระจายตัวแบบฮาร์มอนิก (Harmonic propagation) จะแสดงดังสมการต่อไปนี้ :

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \vec{E} \right) - \left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) k_0^2 \vec{E} = 0 \quad (5.1)$$

เมื่อ $\vec{E}$ คือความเข้มของสนามไฟฟ้า (Electric Field Intensity (V/m)) μ_r คือค่าการซึมผ่านสัมพัทธ์ (Relative Permeability) ϵ_r คือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity) $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12}$ F/m คือค่าเปอร์มิตติวิตีในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Permittivity of Free Space) σ คือค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity (S/m)) $\omega = 2\pi f$ คือความถี่เชิงมุม (Angular Frequency (rad/s)) k_0 คือเลขคลื่นในที่ว่างหรือฟรีสเปซ (Wave Number of Free Space) (m^{-1}) และ $j = \sqrt{-1}$ โดยเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition) สำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีดังต่อไปนี้

แบบจำลองสมองจะได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สม่ำเสมอทางด้านบนของแบบจำลอง ดังนั้นด้านบนของแบบจำลองจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตของการแพร่กระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแบบพอร์ต (Port Boundary Condition) ที่มีการระบุค่ากำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีค่าคงที่

$$S = \int (\vec{E} - \vec{E}_1) \cdot \vec{E}_1 / \int \vec{E}_1 \cdot \vec{E}_1 \quad (5.2)$$

ด้านล่างของแบบจำลองสมอง (แนวแกน x) จะพิจารณาให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ (Perfect Electric Conductor Boundary Condition) ดังนั้นความเข้มของสนามไฟฟ้าจะมีค่าเท่ากับศูนย์

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (5.3)$$

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน

การวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแบบจำลองสมองจะได้รับการคำนวณสมการไบโอฮีท โดยการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแบบจำลองสมองจะมีความสัมพันธ์กับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แบบจำลองสมองได้รับ โดยเมื่อสมองได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า สมองจะดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงเป็นความร้อนภายใน ซึ่งเป็นสาเหตุที่ทำให้อุณหภูมิของสมองเพิ่มขึ้น และเพื่อให้สอดคล้องกับการวิเคราะห์การแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะพิจารณาในพิกัดสองมิติในระนาบ x - y เช่นเดียวกัน สมการไบโอฮีทในสถานะคงตัว (Steady State Bioheat Equation) ที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในสมองจะสามารถเขียนได้เป็น

$$\nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} = 0 \quad (5.4)$$

เมื่อตัวห้อย b แทนเลือด (Blood) k คือค่าการนำ ความร้อนหรือสัมประสิทธิ์การนำความร้อน (Thermal Conductivity (W/m.K)) ρ คือค่าความหนาแน่น (Density (kg/m³)) C คือค่าความจุความร้อนจำเพาะ (Specific Heat Capacity (J/kg.K)) ω คืออัตราการแพร่กระจายตัวของเลือด (Blood Perfusion Rate (ml/min.100g)) T คือค่าอุณหภูมิ (Temperature (°C)) Q_{met} คือแหล่งความร้อนจากกระบวนการสันดาปภายใน (Metabolic Heat Generation Source (W/m³)) และ Q_{ext} คือแหล่งความร้อนจากภายนอก (External Heat Source (W/m³)) ซึ่งอยู่ในรูปเทอมของสนามไฟฟ้าอันเนื่องมาจากอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยได้จากการคำนวณในสมการที่ (5)

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2} \quad (5.5)$$

สำหรับเงื่อนไขขอบเขตในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะประกอบด้วย

เนื่องจากในงานวิจัยนี้จะศึกษาอิทธิพลของสิ่งแวดล้อมภายนอกต่อการกระจายตัวอุณหภูมิภายในแบบจำลองสมอง ดังนั้นเงื่อนไขขอบเขตทางด้านบนของแบบจำลองสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะแบ่งออกเป็น 2 เงื่อนไข คือ เงื่อนไขที่ 1 จะใช้ในส่วนการวิเคราะห์อิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังและความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยจะพิจารณาให้อุณหภูมิชั้นหนังศีรษะมีค่าคงที่เท่ากับอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อม ซึ่งในที่นี้ให้เท่ากับ 30 °C

$$\text{ที่ } r = r_4, \quad T_{scalp} = T_{ambient} \quad (5.6)$$

เงื่อนไขที่ 2 จะใช้ในส่วนการวิเคราะห์อิทธิพลของการเปลี่ยนแปลงสถานะของสิ่งแวดล้อมภายนอก โดยจะพิจารณาให้มีเงื่อนไขคือผิวด้านนอกของชั้นหนังศีรษะจะมีการแลกเปลี่ยนความร้อนด้วยการพาความร้อน (Convection Heat Transfer) กับสิ่งแวดล้อมภายนอกคือ

$$\text{ที่ } r = r_4, \quad \hat{n} \cdot (k \nabla T) = h(T_{ambient} - T) \quad (5.7)$$

รอยต่อระหว่างแต่ละชั้นของสมองจะสมมติให้อุณหภูมิมีค่าเท่ากันและไม่มีการเปลี่ยนแปลงของฟลักซ์ (Heat Flux) ความร้อน

ด้านล่างของแบบจำลองสมอง ($x = 0$) จะพิจารณาให้มีคุณสมบัติเป็นฉนวน หรือไม่มีการถ่ายเทความร้อน:

$$\hat{n} \cdot (k \nabla T) = 0 \quad (5.8)$$

อุณหภูมิเริ่มต้น (Initial Temperature) ของสมองจะสมมติให้มีความสม่ำเสมอและมีค่าเท่ากับอุณหภูมิปกติของร่างกายคือ 37 °C

โดยค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกที่ขึ้นกับค่าความถี่และค่าคุณสมบัติทางความร้อนของชั้นต่างๆ ภายในสมองจะกำหนดให้มีค่าคงที่ ดังแสดงในตารางที่ 5.2 และตารางที่ 5.3 ตามลำดับ

ตารางที่ 5.1 ขนาดของรัศมี r จากจุดศูนย์กลางของครึ่งวงกลมและความหนาของชั้นต่างๆ ภายในสมอง

ชนิดชั้นต่างๆ ภายในสมอง	ขนาดของรัศมี r (mm)	ขนาดความหนา (mm)
ชั้นหนังศีรษะ (Scalp)	93 (r_4)	4 ($r_4 - r_3$)
ชั้นกระดูก (Bone)	89 (r_3)	4 ($r_3 - r_2$)
ชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey matter)	85 (r_2)	18 ($r_2 - r_1$)
ชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White matter)	67 (r_1)	67 (r_1)

ตารางที่ 5.2 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกที่ขึ้นกับค่าความถี่ของชั้นต่างๆ ภายในสมอง

ชนิดชั้นต่างๆ ภายในสมอง	900 MHz		1800 MHz	
	σ (S/m)	ϵ_r (-)	σ (S/m)	ϵ_r (-)
ชั้นหนังศีรษะ (Scalp)	0.87	41.41	0.52	32.5
ชั้นกระดูก (Bone)	0.34	20.79	0.16	8.0
ชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey matter)	0.765*	45.805*	1.7*	53.0*
ชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White matter)	0.765*	45.805*	1.7*	53.0*

*หมายเหตุ ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey matter) และชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White matter) จะมีค่าเท่ากันที่ความถี่เท่ากัน เนื่องจากถือว่าชั้นทั้งสองสามารถรวมเป็นเนื้อเยื่อส่วนสมองส่วนใน (Brain tissue) ได้

ตารางที่ 5.3 ค่าคุณสมบัติทางความร้อนของชั้นต่างๆ ภายในสมอง

ชนิดชั้นต่างๆ ภายในสมอง	C	ρ	k	ω	Q_{met}
	(J/kg.K)	(kg/m ³)	(W/m.K)	(ml/min.100g)	(W/m ³)
ชั้นหนังศีรษะ (Scalp)	4000	1000	0.342	2	363.4
ชั้นกระดูก (Bone)	2300	1520	1.16	1.8	368.3
ชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้ม (Grey matter)	3700	1030	0.49	80	16700
ชั้นของสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน (White matter)	3700	1030	0.49	20	4175
เลือด (Blood)	3800	1050	0.5	N/A	N/A

N/A คือ Non-applicable

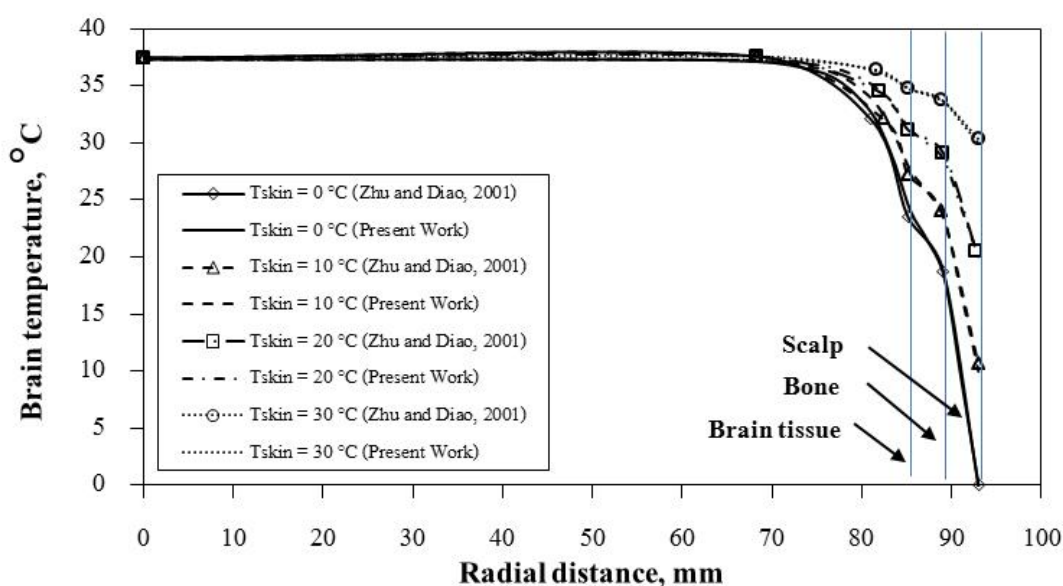
5.4 การจำลองเชิงตัวเลข

สมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าควบคู่กับสมการถ่ายเทความร้อนจะถูกแก้ปัญหาด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ ผ่านโปรแกรม COMSOLTM Multiphysics เพื่อศึกษาการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในสมองชั้นต่างๆ โดยสมการทั้งสองจะควบคู่กันด้วยเทอมแหล่งความร้อนจากภายนอก (Q_{ext}) ในสมการที่ (5.5) โดยแบบจำลองจะถูกคำนวณโดยใช้เอลิเมนต์ (Element) รูปสามเหลี่ยม และใช้ฟังก์ชันการประมาณค่าในช่วงแบบลากรองจังก์ชันอันดับที่สอง (Lagrange Quadratic Interpolation Function) ในการประมาณค่าอุณหภูมิในแต่ละ เอลิเมนต์

5.5 ผลและการวิเคราะห์ผล

การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่ศึกษาจะทำการเปรียบเทียบการกระจายตัวของอุณหภูมิของสมองที่ได้จากการใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในงานวิจัยนี้กับผลที่ได้จากงานวิจัยของ Zhu, L. และ Diao, C., 2001 ด้วยสมการถ่ายเทความร้อนไปโอฮีทและเงื่อนไขในการวิเคราะห์เช่นเดียวกัน โดยในการตรวจสอบความถูกต้องจะใช้แบบจำลองของสมองผู้ใหญ่ซึ่งประกอบด้วยชั้นของเนื้อเยื่อสมอง (Brain tissue) ชั้นกระดูก และชั้นหนังศีรษะ ซึ่งไม่ได้พิจารณาอิทธิพลของการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ที่ความแตกต่างของอุณหภูมิที่ผิวของชั้นหนังศีรษะแตกต่างกัน 4 อุณหภูมิ คือ 0 °C 10 °C 20 °C และ 30 °C ตามลำดับ โดยอุณหภูมิของเลือดมีค่าคงที่ที่ 37 °C ผลจากการเปรียบเทียบจะแสดงในรูปที่ 2 จากรูปพบว่าการกระจายตัวของอุณหภูมิของสมองในชั้นสมองทั้ง 3 ชั้น ที่อุณหภูมิที่ผิวทั้ง 4 อุณหภูมิ จากใช้แบบจำลองเชิงตัวเลขในการศึกษานี้และผลจากงานวิจัยของ Zhu, L. และ Diao, C., 2001 จะมีความสอดคล้องกันเป็นอย่างดี ดังนั้นแบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์ในการนำเสนอจึงมีความน่าเชื่อถือสามารถใช้ในการศึกษาในส่วนอื่นๆ ต่อไปได้



รูปที่ 5.2 ผลการเปรียบเทียบการกระจายตัวของอุณหภูมิของชั้นต่างๆ ภายในสมองที่ได้จากแบบจำลองกับงานวิจัยของ Zhu, L. และ Diao, C., 2001 ที่ $T_{skin} = 0$ °C 10 °C 20 °C และ 30 °C

อิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังและค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

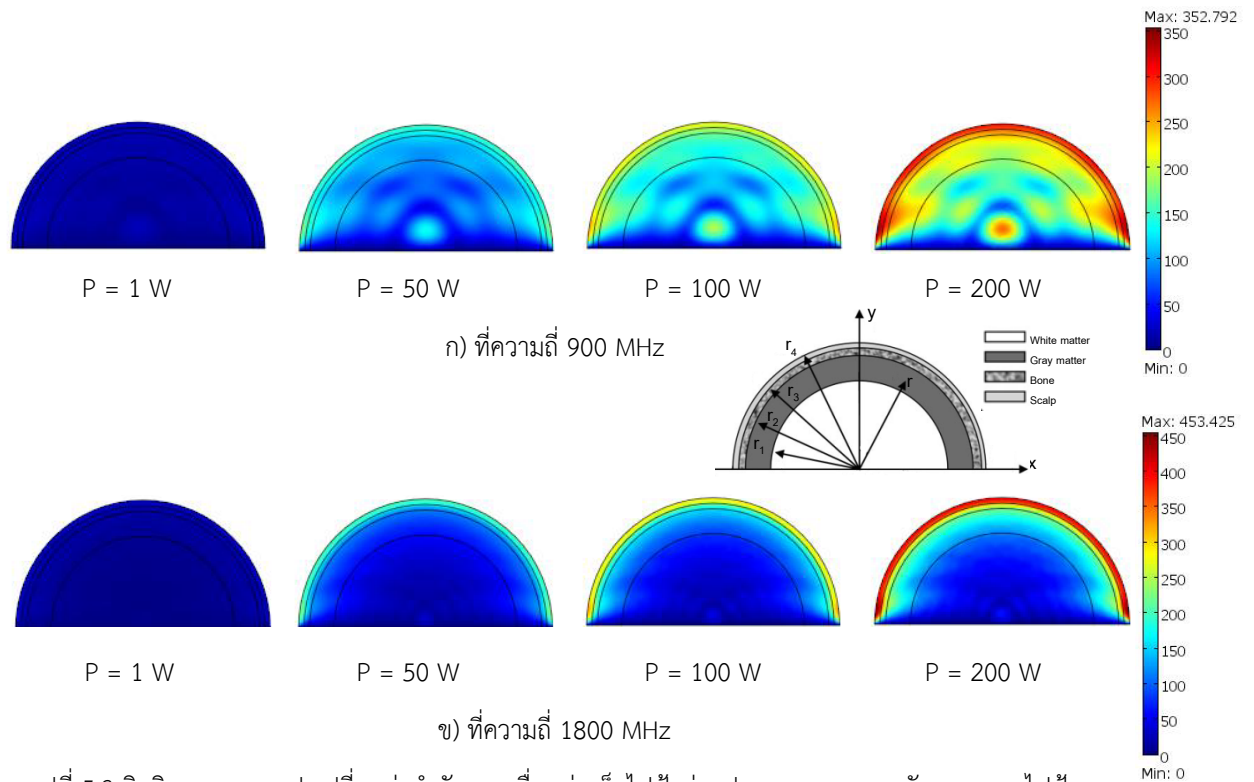
ในรูปที่ 5.3 จะแสดงอิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังและค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าภายในสมองชั้นต่างๆ โดย ก) ที่ความถี่ 900 MHz และ ข) ที่ความถี่ 1800 MHz ตามลำดับ จากรูปจะเห็นได้ว่าค่ากำลังและค่าความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ค่าสนามไฟฟ้าภายในสมองชั้นต่างๆ มีค่าเพิ่มสูงขึ้นตามไปด้วย เมื่อพิจารณารูปแบบการกระจายตัวของ

สนามไฟฟ้าที่ความถี่ต่างกัน จะพบว่าที่ความถี่ 900 MHz ค่าสนามไฟฟ้าจะมีค่าสูงบริเวณชั้นหนังศีรษะ และภายในชั้นสมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อน ในขณะที่ความถี่ 1800 MHz ค่าสนามไฟฟ้าจะมีค่าสูงบริเวณ บริเวณชั้นหนังศีรษะเท่านั้น โดยอิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังและความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ต่อรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิภายในสมองชั้นต่างๆ จะแสดงในรูปที่ 5.4 โดย ก) ที่ความถี่ 900 MHz และ ข) ที่ความถี่ 1800 MHz ตามลำดับ จากรูปจะพบว่าค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นจะส่งผล ให้การกระจายอุณหภูมิภายในสมองมีค่าเพิ่มสูงขึ้น ตรงกันข้ามกับอิทธิพลของค่าความถี่จากคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้า โดยค่าความถี่ที่เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้การกระจายอุณหภูมิภายในสมองมีค่าลดลง เมื่อ เปรียบเทียบความสัมพันธ์ของรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิ ในรูปที่ 5.3 และ 5.4 จะพบว่ามีความสอดคล้องกัน บริเวณที่มีค่าสนามไฟฟ้ามากก็จะส่งผลให้มีค่าอุณหภูมิ ที่สูงขึ้นตามไปด้วยเช่นกัน เนื่องจากเมื่อสมองได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า สมองจะดูดซับคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงเป็นความร้อนภายใน ส่งผลให้อุณหภูมิเพิ่มขึ้น โดยพบว่าตำแหน่งของค่า สนามไฟฟ้าสูงสุดและค่าอุณหภูมิสูงสุดจะไม่สอดคล้องกัน ค่าสนามไฟฟ้าสูงสุดและค่าอุณหภูมิสูงสุดที่ค่า กำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่างๆ จะแสดงดังตารางที่ 5.4

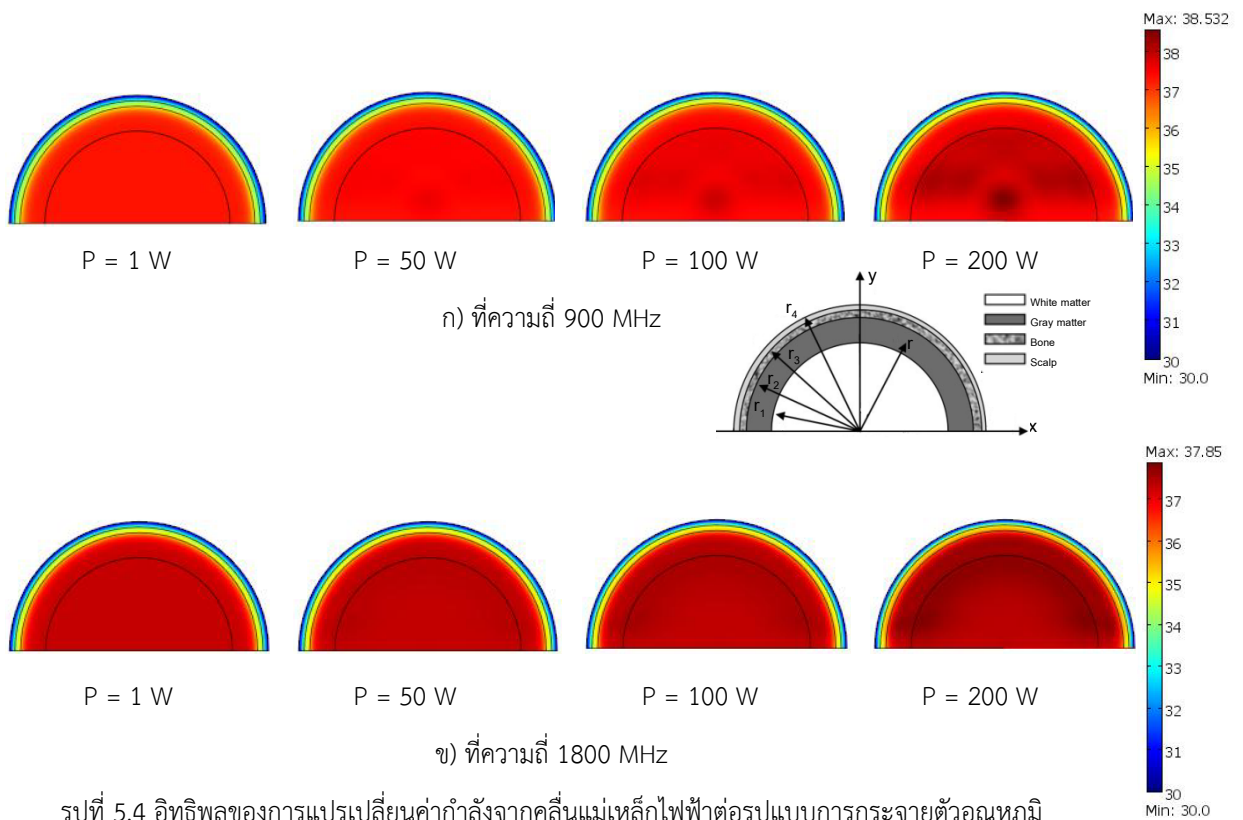
รูปที่ 5.5 และ รูปที่ 5.6 จะแสดงการกระจายตัวอุณหภูมิ เมื่อแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าที่ค่าความถี่ 900 MHz และ 1800 MHz ตามลำดับ อย่างไรก็ตามค่าอุณหภูมิภายในชั้นของ สมองส่วนชั้นในที่มีสีอ่อนและชั้นของสมองส่วนชั้นนอกที่มีสีเข้มจะมีความแตกต่างของค่าอุณหภูมิอย่างไม่มี นัยสำคัญ เนื่องจากชั้นภายในสมองทั้งสองชั้นมีค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกและค่าคุณสมบัติทางความร้อน บางตัว (C , ρ และ k) ที่เท่ากัน ดังแสดงในตารางที่ 2 โดยความเปลี่ยนแปลงของค่าอุณหภูมิภายในชั้น กระดูกและชั้นหนังศีรษะเมื่อแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ 900 MHz และ 1800 MHz จะแสดงดังรูปที่ 5.5 และ รูปที่ 5.6 ตามลำดับ

อิทธิพลของการแปรเปลี่ยนสภาวะของสิ่งแวดล้อมภายนอก

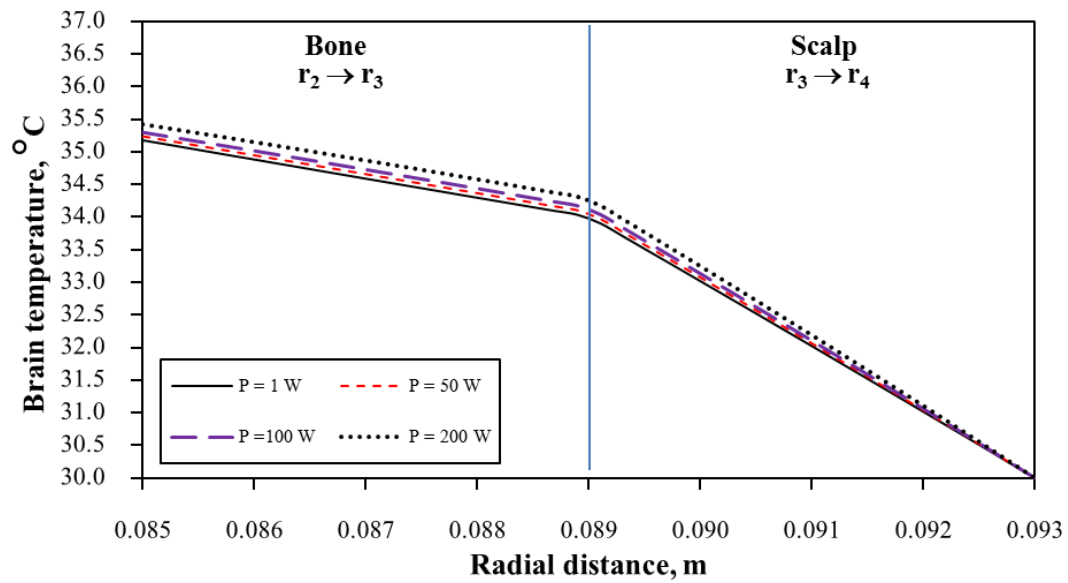
ในรูปที่ 5.7 แสดงการกระจายตัวอุณหภูมิภายในชั้นกระดูกและชั้นหนังศีรษะเมื่อพิจารณาให้ชั้นหนัง ศีรษะมีการถ่ายเทความร้อนด้วยการพาความร้อนกับสิ่งแวดล้อมภายนอก เมื่อศึกษาที่ค่ากำลังจากคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้า 100 W และที่ความถี่ 900 MHz และ 1800 MHz โดยพิจารณาที่ค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อน (Heat Transfer Coefficient) 2 ค่า คือ $h = 4 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมภายนอก $T_{\text{ambient}} = 24^\circ\text{C}$ และ $h = 8 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และ $T_{\text{ambient}} = 25^\circ\text{C}$ จากรูปจะเห็นว่า ที่ความถี่เท่ากัน ที่ $h = 4 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และ $T_{\text{ambient}} = 24^\circ\text{C}$ จะมีค่าอุณหภูมิสูงกว่าที่ $h = 8 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และ $T_{\text{ambient}} = 25^\circ\text{C}$ เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า



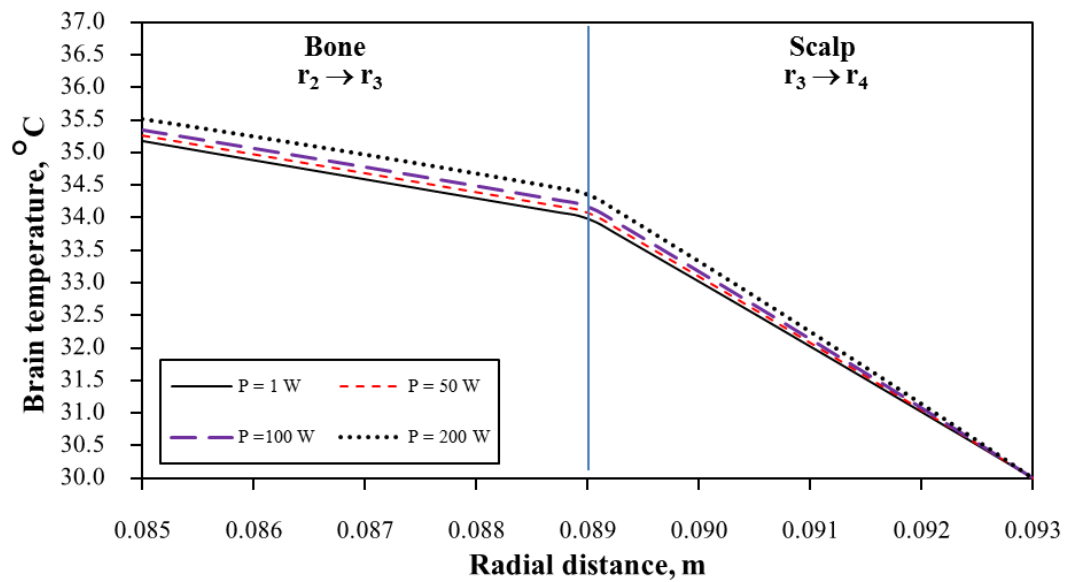
รูปที่ 5.3 อิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าภายในสมองชั้นต่างๆ ก) ที่ความถี่ 900 MHz และ ข) ที่ความถี่ 1800 MHz



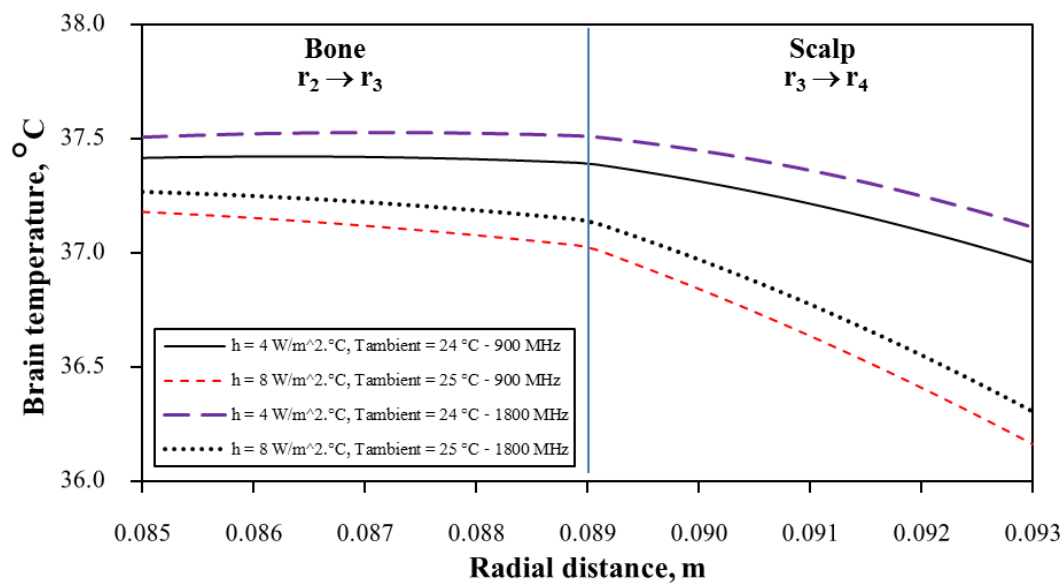
รูปที่ 5.4 อิทธิพลของการแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิภายในสมองชั้นต่างๆ ก) ที่ความถี่ 900 MHz และ ข) ที่ความถี่ 1800 MHz



รูปที่ 5.5 การกระจายตัวอุณหภูมิที่ความถี่ 900 MHz เมื่อแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า



รูปที่ 5.6 การกระจายตัวอุณหภูมิที่ความถี่ 1800 MHz เมื่อแปรเปลี่ยนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า



รูปที่ 5.7 การกระจายตัวอุณหภูมิเมื่อพิจารณาให้ชั้นหนังศีรษะมีการพาความร้อนกับสิ่งแวดล้อมภายนอก เมื่อค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า 100 W และที่ความถี่ 900 MHz และ 1800 MHz

ตารางที่ 5.4 ค่าสนามไฟฟ้าสูงสุดและค่าอุณหภูมิสูงสุดในสมองที่ค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่างๆ

ค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	ที่ความถี่ 900 MHz		ที่ความถี่ 1800 MHz	
	$\bar{E}_{\max}$ (V/m)	$T_{\max}$ (°C)	$\bar{E}_{\max}$ (V/m)	$T_{\max}$ (°C)
P = 1 W	24.946	37.320	32.062	37.315
P = 50 W	176.396	37.618	226.712	37.446
P = 100 W	249.462	37.923	320.620	37.581
P = 200 W	352.792	38.532	453.425	37.850

5.6 สรุปผล

ในส่วนการศึกษานี้จะนำเสนอการวิเคราะห์การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวอุณหภูมิในแบบจำลองสมองมนุษย์ชั้นต่างๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงค่ากำลังและความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และผลกระทบจากสถานะของสิ่งแวดล้อมภายนอกจะถูกศึกษา จากผลการศึกษาพบว่าค่ากำลังและความถี่จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแปรผันตรงกับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า ส่วนค่ากำลังจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแปรผันตรงกับการกระจายตัวอุณหภูมิในขณะที่ค่าความถี่จะแปรผกผันกับการกระจายตัวอุณหภูมิ และพบว่าตำแหน่งที่เกิดค่า

สนามไฟฟ้าสูงสุดและค่าอุณหภูมิสูงสุดจะไม่สอดคล้องกัน ในกรณีที่ค่าความถี่ต่างกัน สำหรับการศึกษา อิทธิพลจากสิ่งแวดล้อมภายนอกจะพบว่าที่ค่าความถี่เท่ากัน ที่ $h = 4 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และ $T_{\text{ambient}} = 24 ^\circ\text{C}$ จะมีค่าอุณหภูมิสูงกว่า ที่ $h = 8 \text{ W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$ และ $T_{\text{ambient}} = 25 ^\circ\text{C}$ โดยผลจากการจำลองเชิงตัวเลขในการศึกษานี้จะเป็นประโยชน์พื้นฐานในการแสดงให้เห็นลักษณะการถ่ายโอนความร้อนภายในสมองมนุษย์ และอวัยวะส่วนอื่นๆ เมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

บทที่ 6

การศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนผิวหนังแบบหลายชั้นในรูปทรงสี่เหลี่ยม

ในส่วนที่สองนี้จะกล่าวถึงการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อส่วนผิวหนังแบบหลายชั้น ในรูปทรงสี่เหลี่ยม โดยทำการศึกษาอิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อน 4 ชนิด คือ แบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) แบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) แบบจำลองวัสดุพอร์นแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE) Porous Media Model) และแบบจำลองวัสดุพอร์นแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE) Porous Media Model)

6.1 Introduction

The skin is an organ that covering or integument the body's surface. The skin is a sensitive organ and has complexity of the anatomical structure. The skin is the largest organ of the human body Sand, M. et al., 2009, with a total area of about 20 square feet. The skin helps protecting body from dirt, microbes, sensory stimuli from the external environment and other element. In addition, the skin helps regulate body temperature from temperature change such as hot and cold; and permits the sensations of touch. Human skin can be divided into three components, which are epidermis, dermis and subcutaneous tissue (Xu, F. et al., 2008 and Liu, K.C. et al., 2012 as shown in Fig. 6.1. The epidermis is the outermost layer of skin, provides a waterproof barrier and creates our skin tone, while, the dermis are found beneath the epidermis, contains tough connective tissue, hair follicles, and sweat glands. Further, the deeper subcutaneous tissue (hypodermis) is made of fat and connective tissue.

The temperature increases in skin maybe significantly influences the thermal physiologic response such as shivering, regulatory sweating and vasomotion. The severity of the physiological effect produced by small temperature increases can be expected to worsen in sensitive organs. An increase of approximately 1-5 °C in human body temperature can cause numerous malformations, temporary infertility in males, brain lesions, and blood chemistry changes (Wessapan,T. et al., 2012). However, the resulting thermo-physiologic response of the skin is not well understood due to the complexity of the problem. There have been reports on the effects of temperature increases on the thermo-physiologic response of the skin (Zolfaghari, A., and Maerefat, M., 2010. In order to gain insight into the phenomena occurring within the skin subjected to an imposed external environment, detailed knowledge of the heat transfer is necessary. The

experimental data of heat transfer on human skin are sparse due to ethical consideration. Therefore, modeling of the heat transport in human skin is needed. Numerical analysis of temperature increases in the human skin has provided useful information on thermo-physiologic response for the skin under a variety of conditions.

The modeling of heat transport in skin was first introduced by Pennes (Pennes, H. H., 1948) which is normally called bioheat equation. The bioheat equation is based on the heat diffusion equation, is a frequency used for analysis of heat transfer in skin. Zhao, J.J. et al, 2005 developed a new two level finite difference scheme for the one-dimension Pennes's bioheat equation. Lv, Y.G., and Liu, J., 2007 investigated the dynamic response of cutaneous thermoreceptors (TRs) under various environmental conditions of human skin. The model consists of an electrical submodel and a Pennes bioheat transfer submodel. However, mathematic model prediction of skin based on bioheat equation is quite good for micro vessels, in the presences of large vessels, more complicated models are suggested. Therefore, due to simplifications and shortcomings of bioheat model, other workers have established mathematical bioheat models by extending or modifying bioheat model. For example, Klinger (Klinger, H.G., 1974 developed a mathematical procedure using green's function to gain an exact analytical solution of the bioheat equation with convection terms.

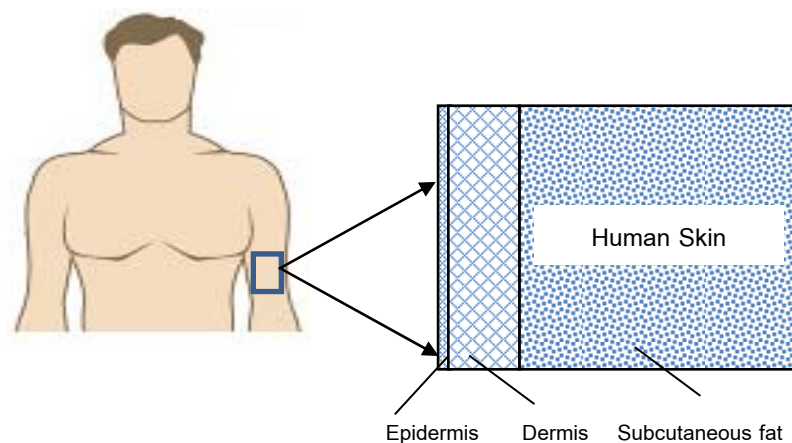


Fig. 6.1 The structure of human skin

Furthermore, in realistic, the biological tissues such as skin are complex structures consisting of cells of different sizes and microvascular bed with the blood flow direction contains many vessels and can be regarded more accurately via porous media theory. Utilizing porous media theory in modeling heat transfer in human tissues results in fewer assumptions as compared to different established bioheat transfer models (Khaled, A.-R.A. and Vafai, K., 2003 and Mahjoob, S., and Vafai, K., 2009). Depictions of heat

transport in porous tissues have been a topic of interest for many decades. Two different models are used for analyzing heat transfer in a porous medium; local thermal equilibrium (LTE) and local thermal non-equilibrium (LTNE). The LTE model is based on the assumption that the tissue phase temperature is equal to blood phase temperature everywhere in the porous medium and referred to as the one equation model (Rattanadecho, P. and Keangin, P., 2013). In recent years, the LTNE model has received more attention to demonstrate the heat transport in biological media. Utilizing the porous media theory, LTNE between the tissue and the blood phase is addressed and the tissue-blood convective heat exchange is taken into account. Volume averaging over each of the tissue and blood phases result in energy equations for each individual phase. Therefore, the theory of LTNE model for heat transfer in biological tissues is found to be most appropriate as compared to LTE model.

Most previous studies heat transport phenomena in skin was used bioheat equation, very few works have studied heat transfer based on porous media approach. Furthermore, they have been a few works to investigate the systematic studies on the influences of the blood perfusion rate, blood velocity, and external environment, especially effects of heat transfer model. Therefore in order to provide adequate information on the appropriate level of thermal physiologic response due to temperature increase in skin, it is essential to consider all of heat transfer models in analysis transport phenomena in human skin.

The aim of this research is to analyze and learn more about temperature increases on the human skin. Comparisons of temperature distributions in the multi-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer model in this study includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model. The skin model is consisted of three-layer components, which are epidermis, dermis and subcutaneous fat. The effects of blood perfusion rate, blood velocity, and external environment on the temperature distributions in the skin are systematically investigated. The heat transfer equations in multi-heat transfer models are solved using the finite element method (FEM).

6.2 Skin Model

In this study, an analysis of heat transfer within the skin is considered. It is assumed that the skin has three-layer components namely, epidermis, dermis and subcutaneous fat and consider a two-dimensional model, as shown in Fig. 6.2. The porous skin model as illustrated in Fig. 6.3. The porous skin have been categorized into two distinct regions, i.e., the vascular region (blood vessels) and the extra-vascular region (cells and the interstitial space)

and treat the whole anatomical structure as a fluid-saturated porous medium, through which the blood infiltrates. The vascular region is regarded as a blood phase and the extra-vascular region is regarded as a tissue phase, as explained in Fig. 6.3. The porous skin is assumed to be a homogeneous and thermally isotropic as well as saturated porous medium. The skin total thickness is 0.006 m. The thickness and thermal properties of the individual skin layers are shown in Table 6.1. The effects of external environment i.e. effective heat transfer coefficient (h) and external environment temperature (T_∞) on the temperature distributions in the skin are studied. The parameters of external environment for analysis are $h = 7 \text{ W/m}^2\text{°C}$ and $T_\infty = 25 \text{ °C}$ and $h = 10 \text{ W/m}^2\text{°C}$ and $T_\infty = 20 \text{ °C}$. The effects of external environment are applied at time period 0 to 15 s to correspond the conditions of literatures. However, the thermoregulation mechanisms such as shivering, regulatory sweating and vasomotion are not taken into account in this study. Because of these thermoregulation mechanisms are activated while the human body is in a state of discomfort which this work aimed at enhancing the human thermal comfort.

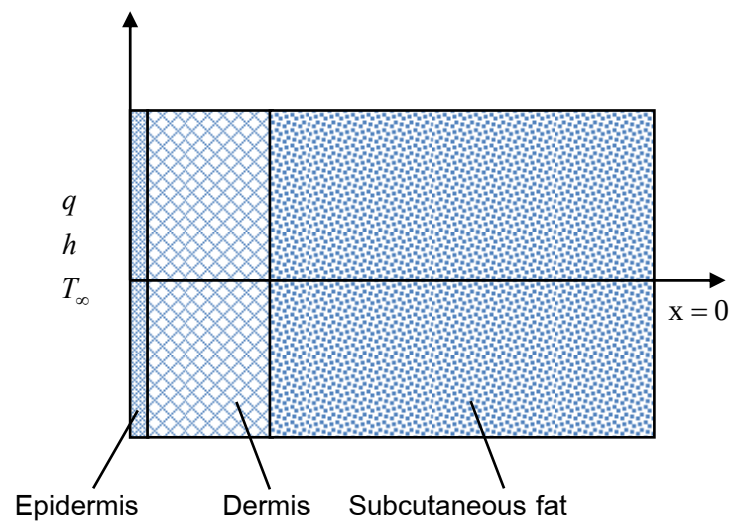


Fig. 6.2 The skin model of the problem

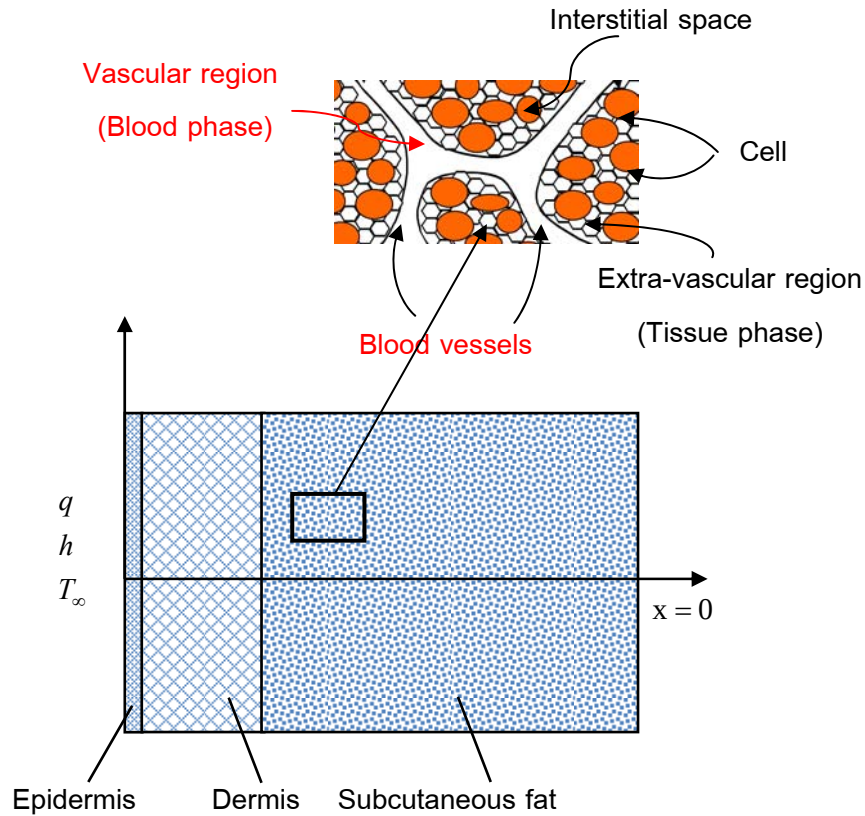


Fig. 6.3 The porous skin model in this study

6.3 Governing equations

In this research, the comparisons of temperature distributions in the multi-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer model in this study includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model. To simplify the problem, this research is carried on the following assumptions:

1. The skin model is assumed in two-dimensional coordinates (x-y axis).
2. The skin model is considered homogenous, thermally isotropic and is saturated with a fluid (blood) which the blood velocity is assumed to be constant.
3. There is no phase change occurs in the skin, no energy exchange through the outer surface of the skin, and no chemical reactions occur in the skin.
4. Neglect the effect of shrinkage of skin.
5. The porosities and thermal properties of the skin are assumed to be constant.

The system of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved numerically using the FEM. The concept idea for formulating control equation in this research is shortly illustrated below:

1. The Bioheat Model: The bioheat model developed by Pennes is one of the earliest models for heat transport in biological tissue. The transient bioheat equation which the metabolic heat source are applied to the skin can be written as:

$$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + (\rho C_p)_b \omega_b (T_b - T_t) + Q_{met} \quad (6.1)$$

where subscripts t and b represent the tissue and blood phase, respectively, T is the temperature averaged ($^{\circ}\text{C}$), ρ is the density (kg/m^3), C_p is the specific heat capacity ($\text{J/kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$), k is the thermal conductivity ($\text{W/m} \cdot ^{\circ}\text{C}$), ω is the blood perfusion rate ($1/\text{s}$) and Q_{met} is the metabolic heat source (W/m^3), respectively. However, thermal model prediction of biological tissue based on bioheat equation is quite good for micro vessels; however, in the presences of large vessels, more complicated models are recommended.

2. The Klinger Model: The Klinger equation which is derived from Klinger model with the assumption of quasi-steady state as the following equation:

$$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} + \phi (\rho C_p)_b (\mathbf{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + Q_{met} \quad (6.2)$$

where ϕ is the porosity which is the ratio of the blood volume to the total volume (-), $\mathbf{u}$ is the blood phase average velocity (cm/s) which is assumed to be constant.

The main difference between Eq. (1) and Eq. (2) is found in their convection term due to blood flow, this term in Eq. (2) accounts for the directional effect of blood flow on the tissue temperature distribution, whilst, that of Eq. (1) acts as a blood perfusion term $((\rho C_p)_b \omega_b (T_b - T_t))$.

3. The Local thermal non-equilibrium (LTNE) porous media model: The porous media model for heat transport in biological tissues is found to be most suitable since it has fewer assumptions than the bioheat model. The transient temperature distribution within the porous skin is obtained by solving the energy equation of tissue and blood phases where the metabolic heat source is included. The governing equations in a saturated porous medium for tissue and blood phases incorporating with LTNE conditions can be represented as:

Tissue phase:

$$(1-\phi)(\rho C)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{t,eff} \nabla T_t) - h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) - \omega_b C_b (T_t - T_b) + (1-\phi) Q_{met,t} \quad (6.3)$$

Blood phase:

$$\phi(\rho C)_b \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla T_b \right) = \nabla \cdot (k_{b,eff} \nabla T_b) + h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) + \omega_b C_b (T_t - T_b) + \phi Q_{met,b} \quad (6.4)$$

where

$$k_{t,eff} = (1-\phi)k_t \quad (6.5)$$

$$k_{b,eff} = \phi k_b \quad (6.6)$$

are the overall heat capacity per unit volume and overall thermal conductivity, subscripts *eff*, *t* and *b* represent the effective value, tissue and blood phase, respectively, h_{tb} is the blood to tissue interfacial heat transfer coefficient (W/m²°C) and a_{tb} is the volumetric transfer area between the blood and the tissue (m²/m³). The h_{tb} depends on the nature of the porous matrix and the saturating fluid and the value of this coefficient has been the subject of intense experimental interest. In this study, the blood to tissue interfacial heat transfer coefficient is selected to be 170 W/m²°C for all cases.

From the Eq. (6.3) and (6.4), the first, second, third and fourth terms on the right-hand side of equation denote heat conduction term, interstitial convection heat transfer term, blood perfusion term and metabolic heat source, respectively. On the other hand, the first and second terms on the left-hand side of Eq. (6.4) denotes the transient term and convection term due to blood flow, respectively.

4. The local thermal equilibrium (LTE) porous media model: When LTE assumption is maintained, the temperature of the tissue is equal to that of the blood temperature ($T_t = T_b = T$). Therefore, the above Eqs. (6.3) and (6.4) can be combined into a one equation as follows:

$$\left((1-\phi)(\rho C_p)_t + \phi(\rho C_p)_b \right) \frac{\partial T}{\partial t} + \phi(\rho C_p)_b (\mathbf{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot ((1-\phi)k_t + \phi k_b) \nabla T + Q_{met} \quad (6.7)$$

5. Boundary Condition for Heat Transfer Analysis: The time variation of the temperature distributions is promoted by the influence of the external environment. As

shown in Figs. 6.2 and 6.3, the boundaries of skin correspond to the assumption are considered as follows:

The left-hand side of the skin surface, the applied heat flux and eventually also of the conventional heat transfer at the external skin surface at $x = 0$ for the heat transfer analysis:

$$-k \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=0} = q_0 + h[T_\infty - T], t > 0 \quad (6.8)$$

The exposition of the external skin surface is desirable in applications such as in infrared thermotherapy.

At the outer surface of skin is considered as adiabatic boundary condition.

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{x=L} = 0, t > 0 \quad (6.9)$$

In addition, the internal boundary along the interfaces between variable layers of skin is considered as continuity boundary conditions (no contact resistant occurs).

The initial temperature is assumed to be uniform throughout the skin:

$$T(t_0) = 37 \text{ }^\circ\text{C} \quad (6.10)$$

6.4 Calculation Procedure

The mathematical model has been formulated to predict the temperature distribution in the skin. The effects of external environments are systematically investigated. The system of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved numerically using the FEM via COMSOLTM Multiphysics to analyze the transient problems. The skin FEM model is discretized using triangular elements with the Lagrange quadratic shape functions. In order to obtain a good approximation, a fine mesh is specified in the sensitive areas. The system of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved with the Unsymmetric Multifrontal Method (UMFPACK) solver to approximate temperature distribution across each element. The convergence test is carried out to identify the suitable numbers of element required and to assure that the transient solution is accurate. The number of elements where solution is independent of mesh density is found to be around 58,956 elements. It is reasonable to

confirm that, at this number of element, the accuracy of the simulation results is independent from the number of elements through the calculation process.

The relationship between blood velocity, porosity and volumetric transfer area between the blood and the tissue are given in Table 6.2. The blood velocity and volumetric transfer area are constant and are relevant to the different generations of the vasculature which taken from the literature. However, the porosity of 0.025 is selected for investigating the tissue and blood temperature distributions within porous skin in this study.

Table 6.1 : The thickness and thermal properties of the individual skin layers.

Parameters	Layers	Value
Density (kg/m^3)	Epidermis	1190.0
	Dermis	1116.0
	Subcutaneous fat	971.0
	Blood	1060.0
Thermal conductivity ($\text{W/m}^\circ\text{C}$)	Epidermis	0.235
	Dermis	0.445
	Subcutaneous fat	0.185
	Blood	0.5
Specific heat ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$)	Epidermis	3600.0
	Dermis	3300.0
	Subcutaneous fat	2700.0
	Blood	3770.0
Metabolic heat generation (W/m^3)	Epidermis	368.1
	Dermis	368.1
	Subcutaneous fat	368.3
	Blood	N/A
Thickness (m)	Epidermis	0.0001
	Dermis	0.0015
	Subcutaneous fat	0.0044
	Blood	N/A

N/A -Non-applicable

Table 6.2 : The volumetric transfer area between the tissue and the blood

Porosity (-)	Volumetric transfer area between the tissue and the blood (m ² /m ³)			
	u = 0.4 cm/s	u = 2 cm/s	u = 3 cm/s	u = 3.4 cm/s
$\phi = 0.025$	667	400	200	143
$\phi = 0.05$	1333	800	400	286
$\phi = 0.1$	6667	4000	2000	1429

6.5 Results and Discussion

Validation of the Model

In order to perform verification of the models presented here, the simulated results is validated against the numerical results obtained with the same geometric model and same conditions obtained by Xu et al., 2008. In the validation case the effects of blood perfusion rate at 0 ml/ml/s, 0.025 ml/ml/s, 0.050 ml/ml/s and 0.100 ml/ml/s on the temperature distribution are systematically investigated. The boundary condition surface at the left hand side of skin is considered as fixed temperature at 90 °C. The result of the validation test case is illustrated in Fig. 6.4 and clearly shows good agreement of the temperature distributions of skin between the present study and that of Xu et al., 2008. This favorable comparison lends confidence in the accuracy of the present numerical model and ensures that the numerical model can accurately represent the phenomena occurring in skin. Furthermore, it is found that the temperature value decreases exponentially in the deeper layers of the skin. The obtained results also showed that the highest blood perfusion rate has lower temperature value than lower blood perfusion rate. This is due to the highest blood perfusion rate cause highest convection term due to blood flow lead to lower temperature value.

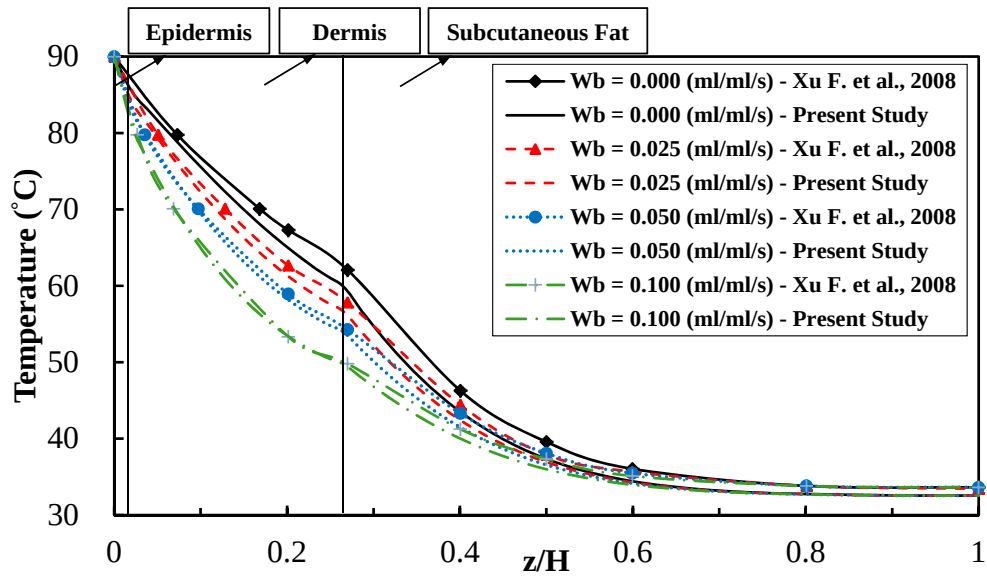
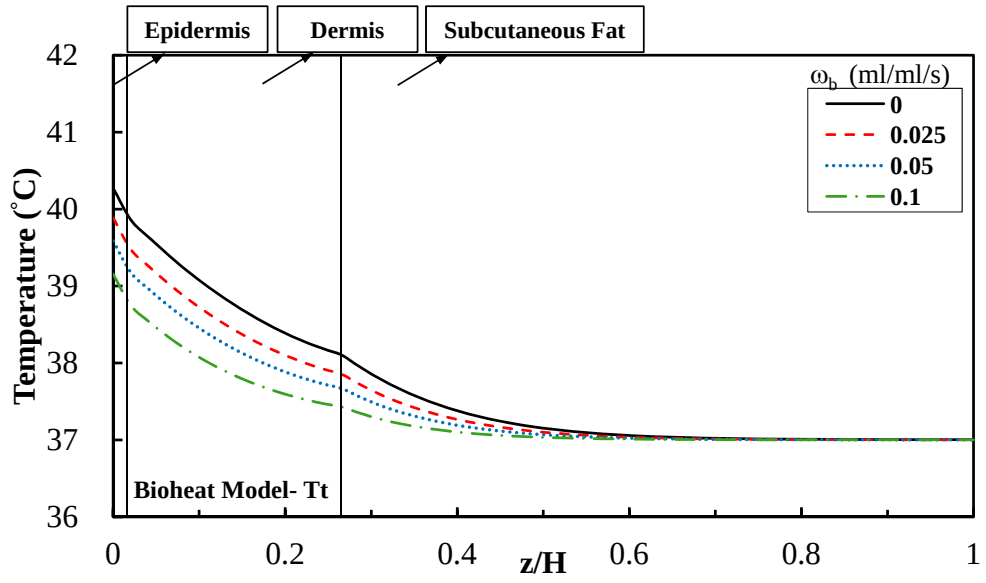


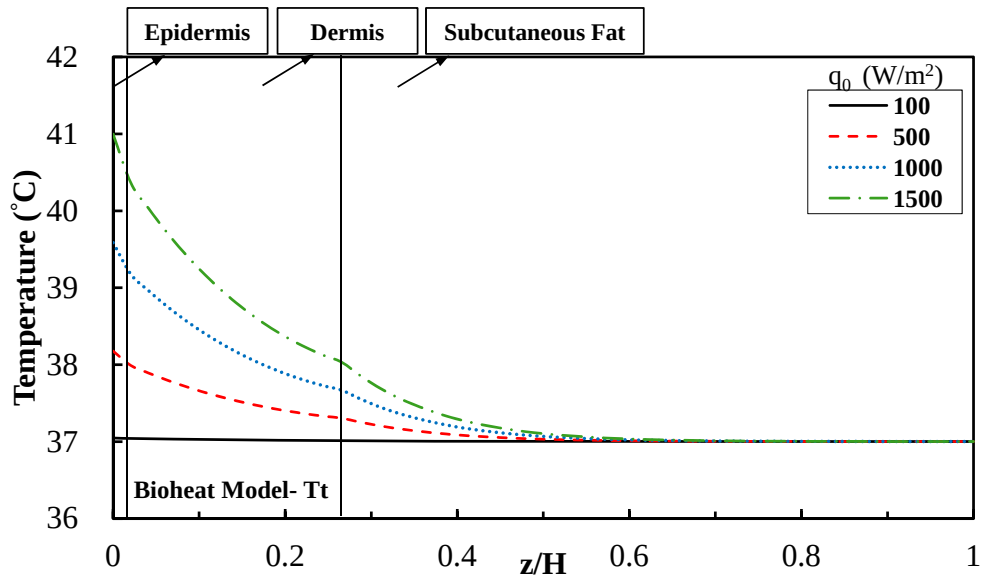
Fig. 6.4 Comparison of the calculated temperature distribution to the temperature distribution obtained by Xu et al., 2008

Effects of Blood Perfusion Rate and Heat flux

The simulation results of temperature distribution of skin with bioheat model at the $x = 0$ m and at time of 15 s are shown in Fig. 6.5. Fig. 6.5(a) illustrates the effects of blood perfusion rate on the temperature distribution in skin which the heat fluxes of 1000 W/m^2 . It found that the temperature distributions results correspond to the temperature distributions in the skin with previous Figure. The highest blood perfusion rate has lower temperature value than lower blood perfusion rate. The effects of heat flux on the temperature distribution in skin which the blood perfusion rate to be constant of 0.100 ml/ml/s are demonstrates in Fig. 6.5(b). It is observed that the distributions of skin temperatures are increases with increases in heat flux. This is because an increase in the heat flux results in a higher heat generation rate in a skin, which causes its temperature to rise.



(a)



(b)

Fig. 6.5 The simulation results of temperature distribution of skin with bioheat model at the $x = 0$ m and at time of 15 s; (a) The effects of blood perfusion rate on the temperature distribution in skin which the heat flux of 1000 W/m² and (b) The effects of heat flux on the temperature distribution in skin which the blood perfusion rate to be constant of 0.100 ml/ml/s.

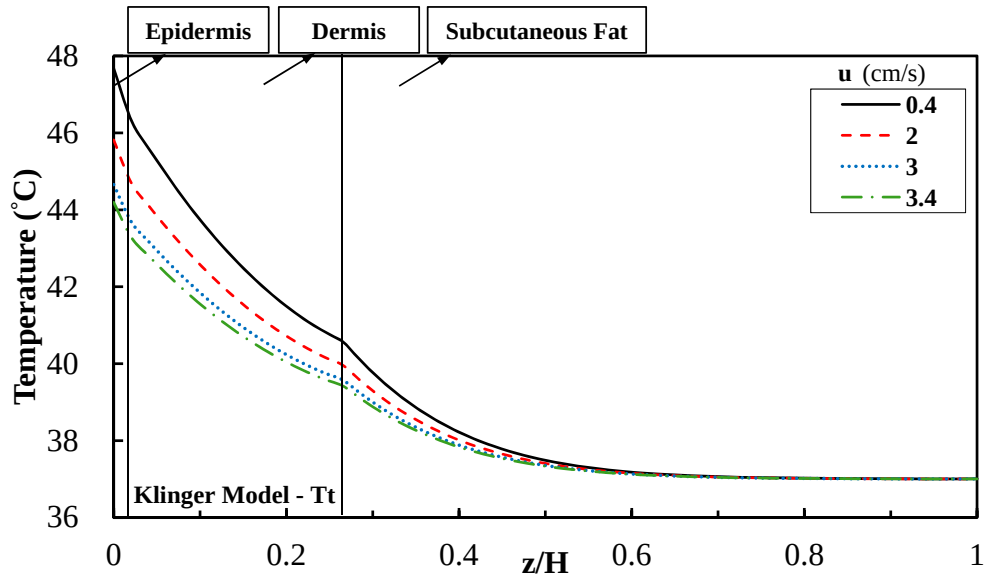
Effects of Thermal Models

Fig. 6.6 depicts the temperature distribution in skin for four different blood velocities (u) at the $x = 0$ m versus thermal models based on porosity (ϕ) of 0.025 and time of 15 s. The blood velocities (u) of 0.4 cm/s, 2 cm/s, 3 cm/s and 3.4 cm/s are selected for study and demonstration. Figs. 6.6(a) and 6.6(b) show the tissue temperature distribution of the Klinger model and LTE model, respectively. While, Figs. 9(c) and 9(d) show the tissue and blood temperature distributions of the LTNE model, respectively. It is found that the tissue temperature distributions of the Klinger model and the tissue temperature distribution of the LTE model have similar trends with a slight difference in magnitude. The distributions of temperatures are decreases with increases in blood velocities. This is due to the two models have magnitude of convection term are slight difference as shown in Eq. (6.2) and Eq. (6.7). Consider the different of tissue and blood temperature distributions from LTNE model in Fig. 6.6(c) and Fig. 6.6(b), it is found that the distributions of tissue and blood temperatures are decreases with increases in blood velocities. From Fig. 6.9(c), it is observed that the tissue temperature distribution of the LTNE model have similar trends with a slight difference in magnitude, whilst, the simulated blood temperature distribution pattern of the LTNE model (Fig. 6.6(d)) is in contrast. It can be clearly seen that the blood temperatures are decreases with increases in blood velocities. In addition, it is shown that the tissue temperature and blood temperature are very similar trends at blood velocity to be 0.4 cm/s and 2 cm/s. It can be concluded that the LTE model is suitable for a predicted the distribution of temperature when the blood velocity to be 0.4 cm/s and 2 cm/s for this condition. While, the difference between the temperatures of two phases can see clearly in case blood velocity to be 3 cm/s and 3.4 cm/s. This shows that the LTE assumption is not valid for higher blood velocity. On the other hand, when blood velocity to be 3 cm/s and 3.4 cm/s the LTNE assumption for heat transfer analysis needs to be utilized because of the difference of temperature in two phases varies significantly. This is because the effects of volumetric transfer area between the tissue and the blood.

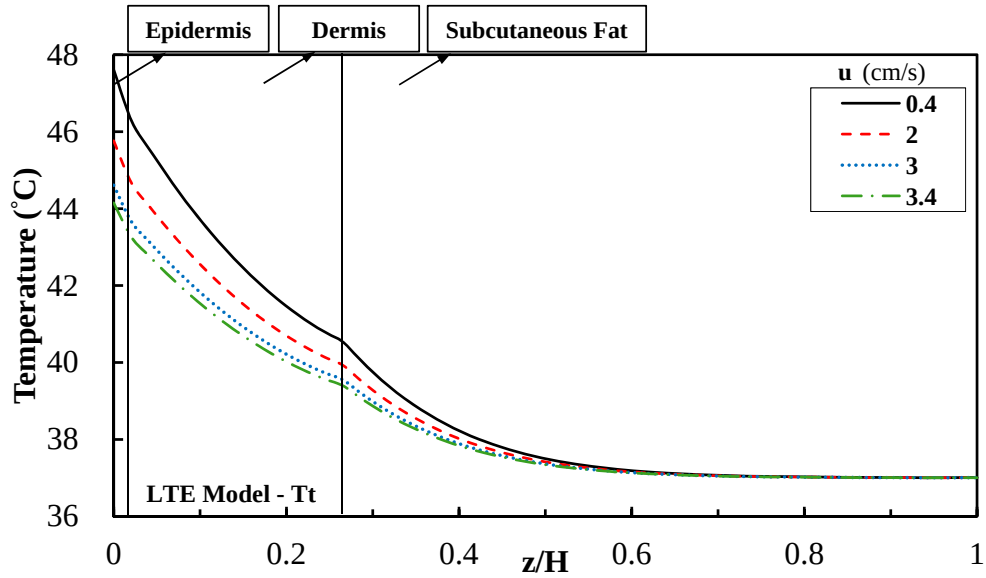
Effects of External Environment

External environmental conditions of the skin surface will be effect on the temperature increase within the skin. In this section, discusses the effect of external environment temperature (T_∞) and effective heat transfer coefficient (h) on tissue and blood temperatures of LTNE model. The simulation results of temperature distribution with LTNE model at the $x = 0$ m and at time of 15 s at various T_∞ and h with different blood velocities (u) are shown in Fig. 6.7. Fig. 6.7(a) shows the tissue and blood temperature distributions in skin at various T_∞ and h based on heat fluxes of 1000 W/m^2 ,

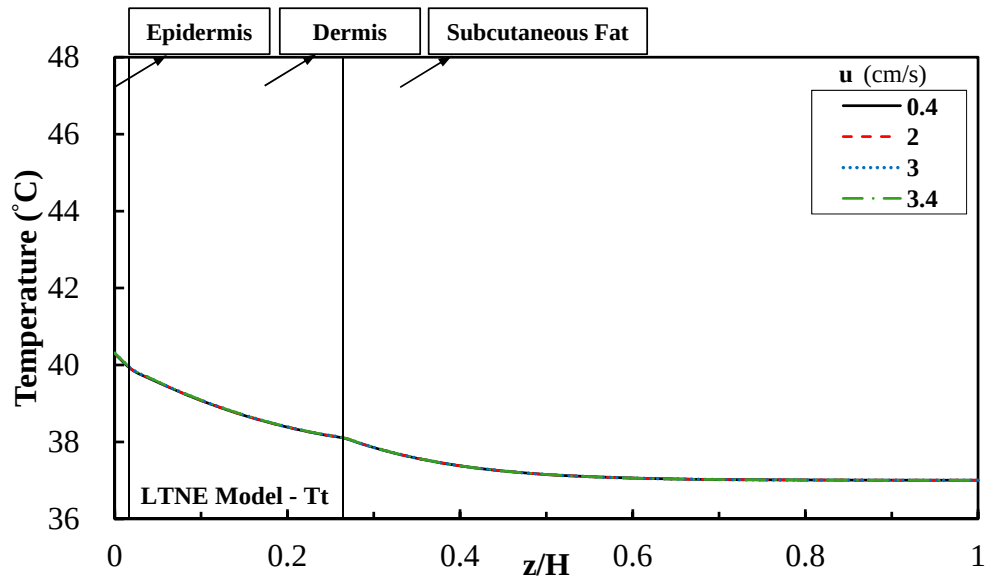
blood perfusion rate of 0.025 ml/ml/s, blood velocity of 0.4 cm/s and time of 15 s. While, Fig. 6.7(b) displays the tissue and blood temperature distributions in skin at various T_∞ and h based on heat fluxes of 1000 W/m², blood perfusion rate of 0.025 ml/ml/s, blood velocity of 3.4 cm/s and time of 15 s. It is found that the tissue and blood temperature distributions with h of 7 W/m²°C and T_∞ of 25 °C higher than tissue and blood temperature distributions with h of 10 W/m²°C and T_∞ of 20 °C. In addition, the results also supported the past results that the LTE model is suitable for lower blood velocity, while the LTE model is appropriate for higher blood velocity.



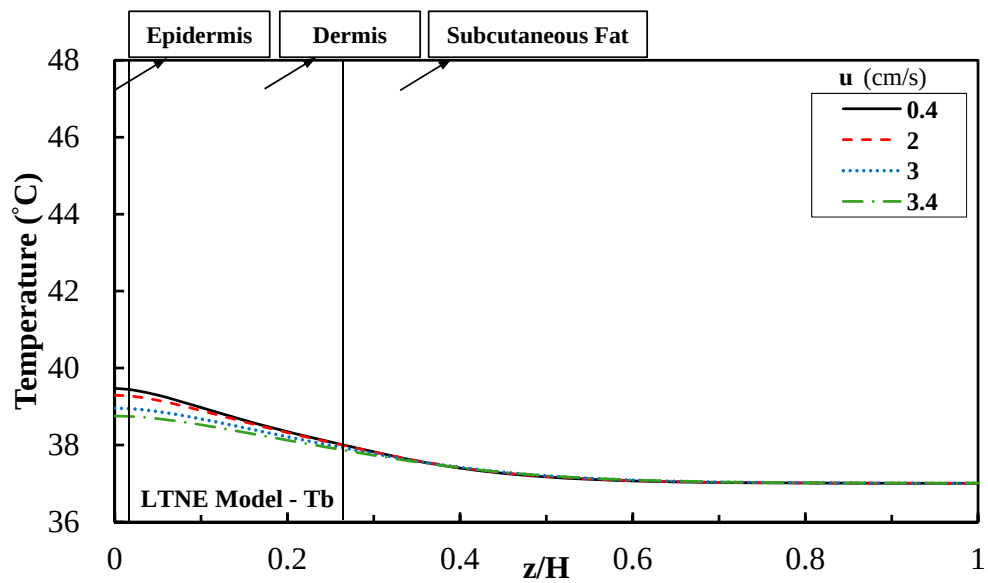
(a) Klinger model



(b) LTE model

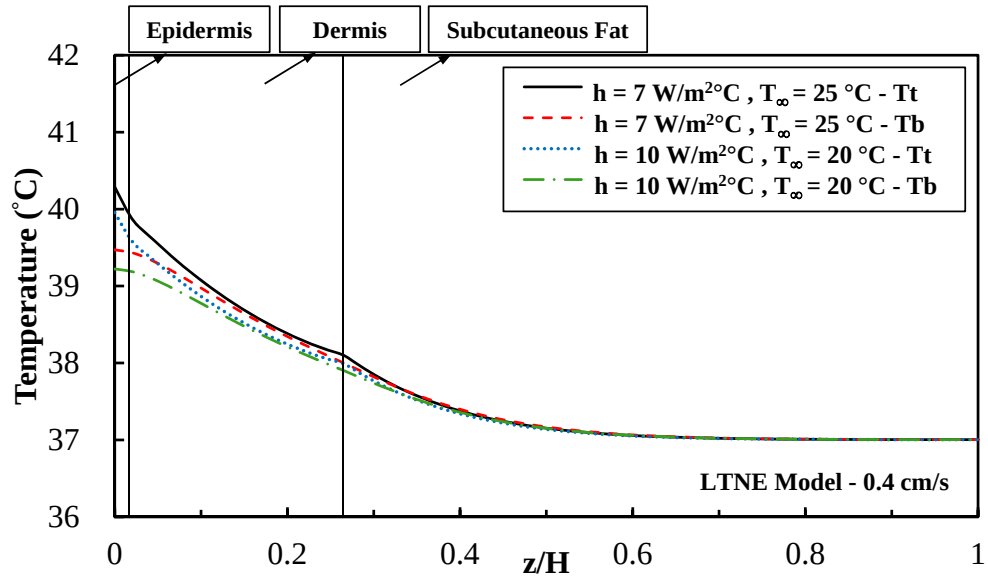


(c) LTNE model (tissue temperature)

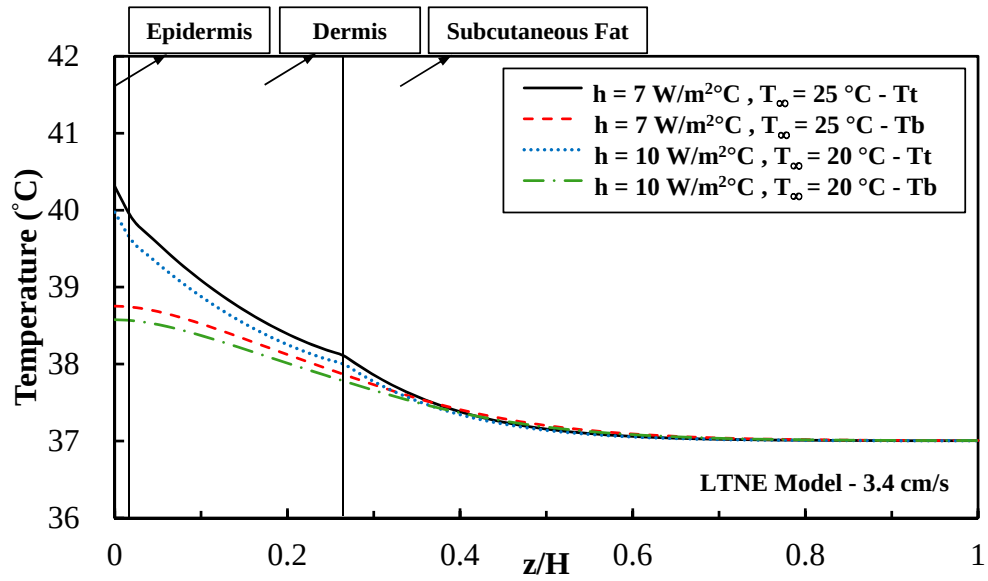


(d) LTNE model (blood temperature)

Fig. 6.6 The simulation results of temperature distribution in skin for four different blood velocities (u) at the $x = 0$ m versus thermal models based on porosity of 0.025 and time of 15 s using (a) Klinger model (b) LTE model (c) LTNE model (tissue temperature) and (d) LTNE model (blood temperature)



(a)



(b)

Fig. 6.7 The simulation results of temperature distribution in skin with LTNE model at the $x = 0$ m and at time of 15 s at various T_∞ and h with different blood velocities (u); (a) blood velocity of 0.4 cm/s and (b) blood velocity of 3.4 cm/s

It is found that the distributions of temperatures are decreases with increases in blood velocities. The obtained results found that the predicted temperature distribution with

the Klinger model is the same as the pattern of the temperature distribution with the LTE model. Moreover, the results show that the LTE model is suitable for predicting the temperature distribution when the blood velocities to be 0.4 cm/s and 2 cm/s, whilst, in case of blood velocities to be 3 cm/s and 3.4 cm/s the LTNE assumption for heat transfer analysis needs to be utilized. It is shown that the theory of porous media for heat transfer in biological tissues to be most appropriate since it contains fewer assumptions as compared to different bioheat models.

6.6 Conclusions

In this study, investigates the temperature distribution within the skin during influenced by the external environment. The effects of blood perfusion rate, blood velocity, effective heat transfer coefficient, external environment temperature and heat transfer model on the temperature distributions in the skin are systematically investigated. Comparisons of temperature distributions in the three-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer models includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model to find a model that is most suitable. FEM is applied for modeling of numerical simulations to analyze the temperature changes in layers of skin. It is found that the distributions of temperatures are decreases with increases in blood velocities. The obtained results found that the predicted temperature distribution with the Klinger model is the same as the pattern of the temperature distribution with the LTE model. Moreover, the results show that the LTE model is suitable for predicting the temperature distribution when the blood velocities to be 0.4 cm/s and 2 cm/s, whilst, in case of blood velocities to be 3 cm/s and 3.4 cm/s the LTNE assumption for heat transfer analysis needs to be utilized. It is shown that the theory of porous media for heat transfer in biological tissues to be most appropriate since it contains fewer assumptions as compared to different bioheat models.

The values obtained provide an indication to the understanding of the realistic situation of human skin during influenced by the external environment. In the future works, three-dimensional skin model for simulations will also be developed for approaching realistic skin model.

บทที่ 7

การศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประยุกต์ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานคลื่นไมโครเวฟโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพูน

ในส่วนที่สองนี้จะกล่าวถึงการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประยุกต์ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานคลื่นไมโครเวฟโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพูน โดยทำการศึกษาอิทธิพลของขนาดของเนื้องอกภายใน ค่าความพูน และค่ากำลังไมโครเวฟที่ป้อน

7.1 Introduction

A new advancing technique for cancer treatment is microwave (MW) ablation. This is a method that transmission of heat from microwave energy via the MW antenna to kill cancer cells while doing little or no damage to surrounding healthy tissues. MW ablation is a slightly invasive local treatment of tumors, especially where the tumor infiltrates deeply into the tissue, can also reduce the impact on patients due to the use of anti-cancer drugs. One of its benefits is it produces a larger active heating region on the tissue, leading to considerably more effective treatment. Therefore, the topic of heat transfer in human tissue during MW ablation has been of interest for several years, especially liver cancer MW ablation. However, experimental MW ablation therapy cannot be applied on live human beings due to ethical considerations. Experimental studies in animals are another choice for researchers. However, some of the properties of animals may not be applicable in a wide range of realistic situations of cancer treatment. It is a more completely relevant process of MW ablation to improve a realistic biological tissue model via numerical simulation. Numerical analysis of tissue MW thermotherapy can provide useful information on the studied cancer treatment under a variety conditions as it is a rapid and inexpensive way to test innovative medical equipment design.

In the past, the studies of MW ablation dealt with homogeneous material and focused on heat conduction using Pennes's bioheat equation (Pennes, H. H., 1948). Pennes bioheat model is widely used for modeling the heat transport of biological tissue during thermal therapy (Wu, X., 2016). Also, due to the simplifications and limitations of this model, Pennes's bioheat equation is based on the assumption of all heat exchange between the tissue and vascular occurs in the capillaries and assumes that the temperature of the vascular within the capillaries is equivalent to the core temperature of the human body. Therefore, other researchers have developed bioheat modeling by extending, modifying or coupling this model with other models.

In reality, biological tissues, there are complex structures consisting of cells of different sizes and a microvascular bed in which the blood flow direction contains various vessels as we referred to as porous structure. Investigation of heat transfer using the anatomical structure of biological tissues can be represented more accurately via porous media theory. With only a few assumptions, porous media models have been applied to analyze the heat transfer in biological tissues in recent years. Most of previous works on the modeling of heat transport focused on single-layer porous media biomaterials. Some studies on the modeling of the heat transport of layered materials. Although porous media models have been used for heat transfer studies in some multilayer biomaterials in previous investigations, they did not utilize porous media modeling in representing the thermal transport of various effects, such as tumor diameter, tumor porosity and input microwave power. In practical treatment, these effects can enhance the heat transfer process of absorption within the target tissue. Therefore, in order to provide adequate information on MW ablation, it is essential to consider complete modeling based on porous media theory in multilayer porous liver tissue and consider all of the previously mentioned parameters in the analysis so as to represent the actual process of MW ablation.

This study investigated the influences of tumor diameter, tumor porosity and input microwave power. A mathematical model of the process through MW ablation is expressed completely by the transient momentum equations and the transient energy equation coupled with the electromagnetic wave propagation (EWP) equation to investigate of the characteristics of specific absorption rate (SAR) profile, temperature profile and blood velocity profile in two-layer porous liver with embedded tumor during MW ablation. Governing equations in the study are analyzed by the axisymmetric finite element method (FEM). The values obtained provide an indication toward understanding the realistic situation of MW ablation and serve as a first step for the development of medically safe MW ablation treatment.

7.2 Models

For MW ablation, an MW antenna is inserted into a tumor to release microwave energy (insertion depth of 70.5 mm). The goal of MW ablation is to raise the temperature of the unwanted tissue (tumor) to 50 °C or above, at which cancer cells are destroyed. In this research, a single-slot MW antenna is situated into the porous liver tissue to deliver input microwave power in order to destroy the tumor. The single-slot MW antenna with a diameter of 1.79 mm is applied because this thin antenna is need in interstitial MW therapy to affect the tissues of the body minimally. The dimension of the ring-shaped

slot is 1 mm wide and is cut off from the outer conductor 5.5 mm in length from the short circuited tip to effectively treat deep-seated tumors. The effective heating is formed at locations around the antenna tip and is very significant for effective interstitial hyperthermia. The single-slot MW antenna has three components: inner conductor, dielectric and outer conductor. For hygienic and guidance purposes, the antenna is enclosed in a catheter which made of polytetrafluorethylene (PTFE). Figure 7.1 displays the geometry of a single-slot MW antenna. The working frequency of the antenna is 2.45 GHz, a widely used frequency in MW ablation. The dimensions of the single-slot MW antenna are shown in Table 7.1, while its dielectric properties are listed in Table 7.2.

Figure 7.2 depicts the computational domain of the problem. The porous liver tissue comprises of two parts, i.e., the tumor and normal tissue. A cylindrical geometry of porous liver tissue with a radius of 30 mm and a height of 80 mm is considered. The anatomical structure of the porous liver tissue is assumed to have spaces between cells which are filled with blood (blood-saturated porous media). Within a cylindrical geometry of porous liver tissue, we consider a tumor in spherical shape with different diameters. The approach based on assuming a spherical and cylindrical geometry for the tumor and normal tissue, respectively, has been used in several works.

In an anatomical structure, the biological tissues comprise of three components which are blood vessels, cells and interstitial space. However, most previous studied have been categorized into two distinct regions, i.e., the vascular region (blood vessels) and the extra-vascular region (cells and the interstitial space) and the whole anatomical structure can be treated as a blood saturated tissue represented by a porous matrix in which the blood infiltrates through. The vascular region refers to as a blood phase and a solid matrix phase is regarded as an extra-vascular region, as explained in Figure 7.2.

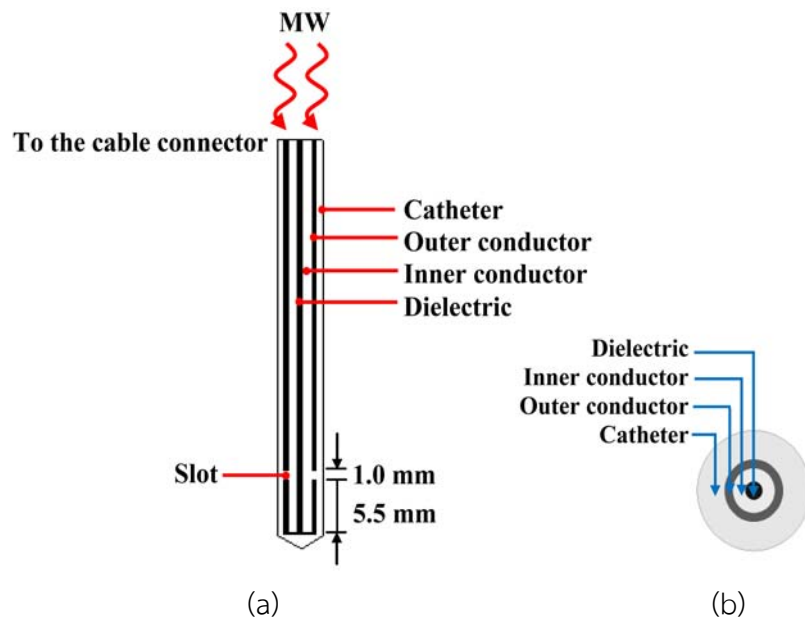


Fig. 7.1 Model geometry of a single-slot MW antenna

(a) axial schematic of a single-slot MW antenna and (b) cross section of a single-slot MW antenna.

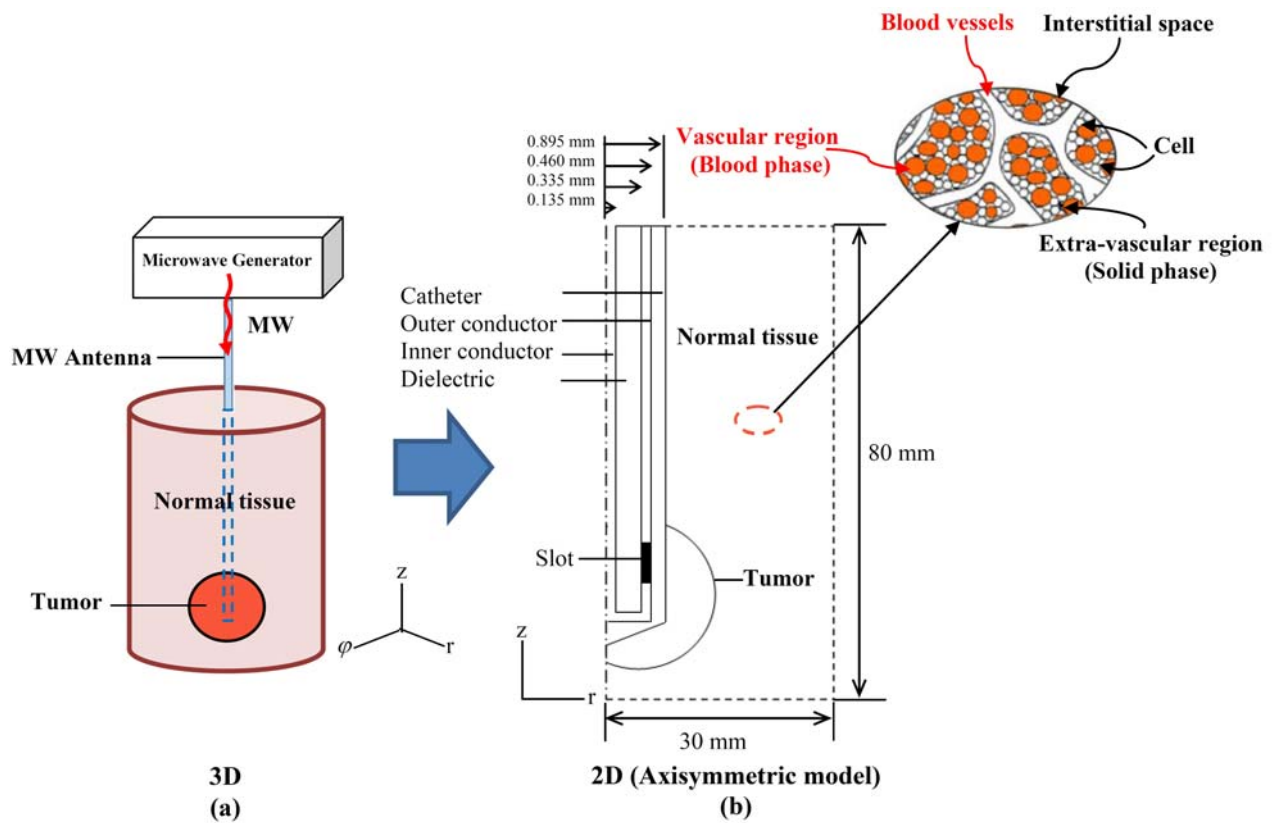


Fig. 7.2 Physical model; (a) 3D porous media model and (b) 2D axisymmetric model geometry.

7.3 Problem Formulation

EWP Analysis. The EWP model is calculated using Maxwell's equations. The general form of Maxwell's equations based on the harmonic propagation assumption is simplified to demonstrate the SAR profile. This research is carried out with the following assumptions:

1. The EWP is rendered in 2D axially symmetrical cylindrical coordinates (r-z).
2. An electromagnetic wave propagates along the single-slot MW antenna, is characterized by transverse electromagnetic fields (TEM).
3. A transverse magnetic fields (TM) is used to characterize an electromagnetic wave in the porous liver tissue.
4. The wall of the single-slot MW antenna is assumed to be a perfect electric conductor (PEC).
5. The outer surface of the porous liver tissue is shortened by a scattering boundary condition (the electromagnetic wave can pass through the boundary without reflection) and the electromagnetic wave is confined to the porous liver tissue.

In this work, the adapted axisymmetric finite element (FE) model is utilized. The electric and magnetic fields associated with the time-varying TEM wave is analyzed in 2D axially symmetrical cylindrical coordinates:

$$\text{Electric field } (\vec{E}) \quad \vec{E} = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (7.1)$$

$$\text{Magnetic field } (\vec{H}) \quad \vec{H} = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (7.2)$$

where $C = \sqrt{\frac{ZP}{\pi \ln(r_{outer}/r_{inner})}}$, Z is the wave impedance (Ω), P is the input microwave power (W), while r_{inner} and r_{outer} are the dielectric's inner and outer radius (m), respectively. Further, $\omega = 2\pi f$ denotes the angular frequency (rad/s) where f is the frequency (Hz). The propagation constant (m^{-1}), $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ and λ is the wave length (m).

In the porous liver tissue, the electric field has a finite axial component, whereas the magnetic field is purely in the azimuth direction. The electric field is in the radial direction only inside the coaxial cable and in both radial and the axial direction inside the tissue. This assumption encourages the single-slot MW antenna to be modeled using an axisymmetric TM wave formulation and based on harmonic propagation. The wave equation is simplified for $\vec{H}_\phi$ as below:

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right) - \mu_r \gamma_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (7.3)$$

where ϵ_0 is the permittivity of vacuum/free space and is equal to 8.8542×10^{-12} F/m, ϵ_r is the relative permittivity, σ is the electric conductivity (S/m), μ_r is the relative permeability and γ_0 is the free space wave number (m^{-1}).

Boundary Condition for EWP Analysis. The single-slot MW antenna is connected to the microwave generator and is placed into the porous liver tissue. Microwave energy which is generated by microwave generator propagates in single-slot MW antenna into the porous liver tissue from the slot to destroy cancerous tissue. Thus, the boundary condition for determining EWP is considered as follows:

At the inlet of the single-slot MW antenna, TM wave propagation with various input microwave powers is assigned. At $r = 0$, an axial symmetry boundary is used:

$$\vec{E}_r = 0 \quad (7.4)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial r} = 0 \quad (7.5)$$

The scattering boundary conditions (waves can be pass through boundary without reflection) for $\vec{H}_\phi$ are used along the outer sides of the porous liver tissue boundaries:

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2\sqrt{\mu} \vec{H}_{\phi 0} \quad (7.6)$$

where $\vec{H}_{\phi 0} = C / Zr$ is the excitation magnetic field.

The inner and outer conductors of the single-slot MW antenna are modeled as the PEC boundary conditions:

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (7.7)$$

The continuity boundary condition is applied for electromagnetic field at the boundary between normal tissue and tumor:

$$\hat{n} \times (\vec{E}_n - \vec{E}_t) = 0 \quad (7.8)$$

Blood Flow and Heat Transfer Analysis. Solving the governing equations for the blood velocity and temperature profiles in the porous liver tissue have been evaluated by the transient momentum equations via Brinkman extended Darcy model and transient energy equation, respectively. This research is carried out on the blood flow and the heat transfer examination which is based upon the following assumptions:

1. Corresponding to the EWP analysis, the blood flow and heat transfer analysis in the porous liver tissue is modeled to be in 2D axially symmetrical cylindrical coordinates (r-z).
2. The porous liver tissue is homogeneous, thermally isotropic and blood-saturated material.
3. The incompressible Navier–Stokes model is used to simulate the laminar flow conditions in the blood vessel.
4. The local thermal equilibrium (LTE) heat transfer between solid and blood phases are considered.
5. The energy exchange across the outer surface of the porous liver tissue is negligible, and nor phase change and nor chemical reactions occur in the porous liver tissue.
6. The effects of buoyancy due to the temperature gradient are modeled using the Boussinesq approximation.

3.3.1. Momentum Equations. In the present numerical work, the Brinkman extended Darcy flow model is used for studying the blood flow within the porous liver tissue, which was first described by Brinkman. The governing equations explaining the blood flow within porous liver tissue as follows:

Continuity equation:

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (7.9)$$

Momentum equations:

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{\nu}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{u \nu}{\kappa} \quad (7.10a)$$

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial w}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right) + \frac{\nu}{\phi} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) - \frac{w \nu}{\kappa} + g\beta(T - T_\infty) \quad (7.10b)$$

From Equation (7.10), the first term on the right is the pressure gradient term, the second viscous term on the right is the Darcy term while the third term on the right is analogous to the momentum diffusion term in the Navier–Stokes equation to simulate the laminar flow conditions in a blood vessel. Where u and w are the blood velocity component (m/s) ($\bar{u} = (u, w)$), ϕ is the porosity which is the ratio of the vascular space

volume to the tissue volume, p is the pressure (Pa), $\nu = 3.78 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$ is the kinematics viscosity, $\beta = 1 \times 10^{-4} \text{ 1/K}$ is the coefficient of the thermal expansion and κ is the permeability (m^2).

However, in this work, the blood velocity and temperature varies little, and therefore the density varies little, yet the buoyancy drives the motion. Thus, the variation in density is neglected everywhere except in the buoyancy term. The viscous boundary layer in the porous medium is essential for heat transfer calculations, even though it is very thin. Furthermore, the inertial result is also neglected since the flow is very little.

Energy Equation. The energy equation with assumes that the temperature of solid and blood phases are identical (LTE model) where the MW energy is included as given by :

$$(\rho c_p)_{eff} \frac{\partial T}{\partial t} + (\rho c_p)_b \left(u \frac{\partial T}{\partial r} + w \frac{\partial T}{\partial z} \right) = K_{eff} \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (7.11)$$

$$(\rho c_p)_{eff} = (1 - \phi)(\rho c_p)_s + \phi(\rho c_p)_b \quad \text{and} \quad K_{eff} = (1 - \phi)K_s + \phi K_b \quad (7.12)$$

Two parameters in Equation (7.12) are the overall heat capacity per unit volume and overall thermal conductivity, respectively. Subscripts *eff*, *s* and *b* represent the effective value, solid and blood phases, respectively. T , ρ , c_p and K denote the average temperature ($^{\circ}\text{C}$), density (kg/m^3), specific heat capacity ($\text{J/kg}^{\circ}\text{C}$) and thermal conductivity ($\text{W/m}^{\circ}\text{C}$), respectively.

The metabolic heat generation (Q_{met}) of $33,800 \text{ W/m}^3$ is determined and is considered due to the circulation of blood. While, the resistive heat generated by electric field is denoted by external heat source (Q_{ext}) as follows:

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2} \quad (7.13)$$

The electromagnetic fields strongly affect the temperature increase. The SAR parameter represents the energy rate per unit mass of tissue (W/kg) which is absorbed by the biological tissues when exposed to electromagnetic fields can be expressed as:

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad \text{or} \quad \text{SAR} = \frac{Q_{ext}}{\rho} \quad (7.14)$$

Boundary Condition for Blood Flow and Heat Transfer Analysis. The blood flow and heat transfer problem is analyzed only in the porous liver tissue except the single-slot MW antenna. The boundaries of porous liver tissue correspond to the hypothesis are determined as below:

An axial symmetry boundary is applied at $r = 0$ for the blood flow and heat transfer analysis:

$$\hat{n} \cdot \bar{u} = 0 \quad (7.15)$$

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + (1/\phi)\eta(\nabla \cdot \bar{u} + (\nabla \cdot \bar{u})^T) \right) = 0 \quad (7.16)$$

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T - (\rho C_p)_b \bar{u} T) = 0 \quad (7.17)$$

The surroundings of the porous liver tissue are keeping at body temperature (37 °C) and the boundaries for blood flow analysis are considered an open boundary condition:

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + (1/\phi)\eta(\nabla \cdot \bar{u} + (\nabla \cdot \bar{u})^T) \right) = -F_0 \cdot \hat{n} \quad (7.18)$$

where η is the dynamic viscosity (Pa.s) and F_0 is the normal stress (N/m²)

The outer surface between the single-slot MW antenna and the porous liver tissue is considered as adiabatic boundary condition:

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T) = 0 \quad (7.19)$$

The interaction surface between single-slot MW antenna and porous liver tissue is assumed to be rigid body motion as well as no-slip boundary conditions:

$$\bar{u} = 0 \quad (7.20)$$

The internal boundary along the interfaces between normal tissue and the tumor is identified as continuity boundary conditions (no contact resistant occurs):

$$\hat{n} \cdot \left(-p_t I + \eta_t (\nabla \cdot \bar{u}_t + (\nabla \cdot \bar{u}_t)^T) + p_n I - \eta_n (\nabla \cdot \bar{u}_n + (\nabla \cdot \bar{u}_n)^T) \right) = 0 \quad (7.21)$$

$$\hat{n} \cdot \left(K_{eff} \nabla T_t - (\rho C_p)_b \bar{u} T_t - K_{eff} \nabla T_n - (\rho C_p)_b \bar{u} T_n \right) = 0 \quad (7.22)$$

The initial temperature within the porous liver tissue is considered as a constant core body temperature at 37 °C.

Numerical modeling is utilized to perform the FEM via COMSOLTM Multiphysics to analyze the problems. The axisymmetric FEM model is performed. The number of elements that the solution to the numerical model is independent of the mesh density is approximately 20,471 elements. We assume that the dielectric and thermal properties and porosities of porous medium are constant. Table 7.3 tabulates the dielectric and thermal properties of porous medium used in the computations.

Table 7.1 Dimensions of a single-slot MW antenna.

Materials	Dimensions (mm)
Inner conductor	0.135 (radial)
Dielectric	0.335 (radial)
Outer conductor	0.460 (radial)
Catheter	0.895 (radial)
Slot	1.000 (wide)

Table 7.2 The dielectric properties of a single-slot MW antenna.

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

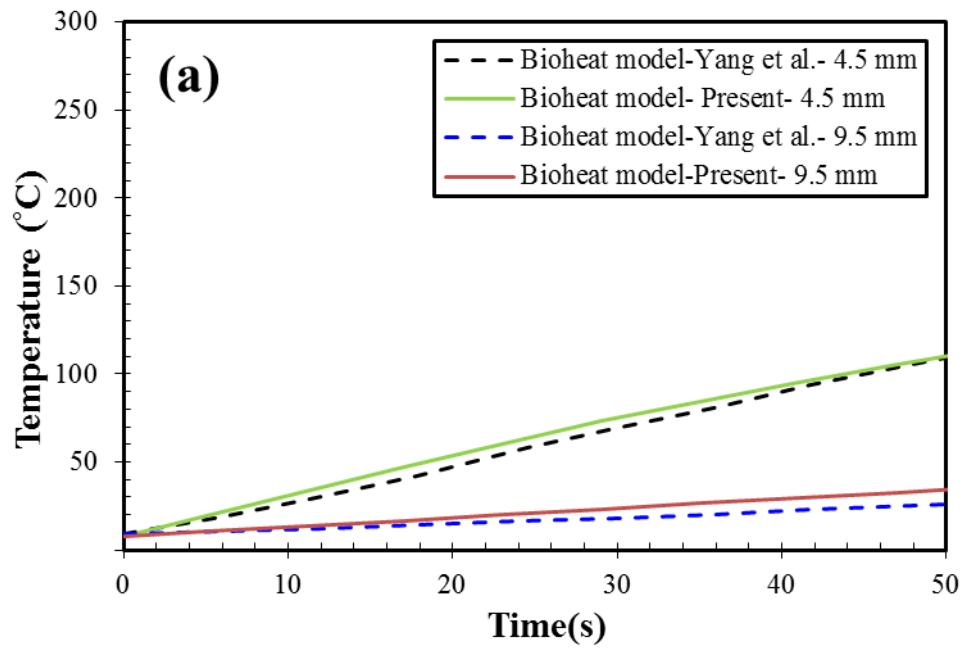
Table 7.3 The thermal properties and dielectric properties of normal tissue, blood and tumor

Properties	Value		
	Normal tissue (n)	Blood (b)	Tumor (t)
Thermal conductivity ; k (W/m °C)	0.497	0.45	0.57
Density ; ρ (kg/m ³)	1,030	1,058	1,040
Specific heat capacity ; c_p (J/ kg. °C)	3,600	3,960	3,960
Relative permittivity ; ϵ_r (-)	43	58.3	48.16
Electric conductivity ; σ (S/m)	1.69	2.54	2.096

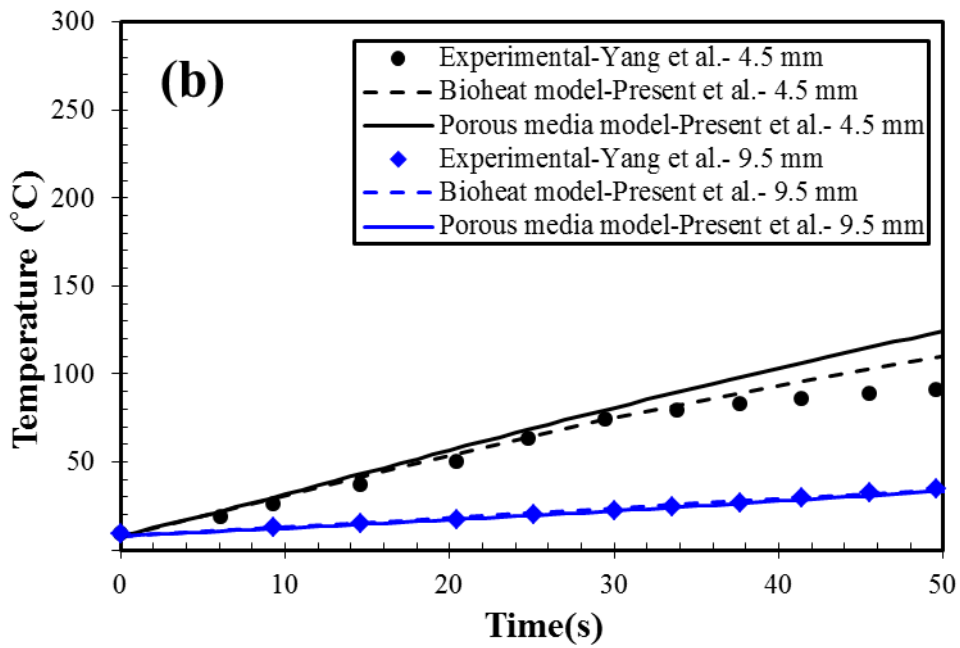
7.4 Results and Discussion

Verification of the Model. The accuracy of this work is verified by the validation against the results offered by Yang et al., 2007 by selection of an input microwave power of 75 W with a frequency of 2.45 GHz and the initial liver tissue temperature of 8°C. The axially symmetrical model is considered to analyze the MW ablation system. The validation results are illustrated in Figure 3 for the distribution of temperature in the liver tissue for 50 s, which it is considered at positions of 4.5 mm and 9.5 mm away from the single-slot MW antenna. Figure 7.3(a) depicts the validation results of the liver tissue temperature of the presented bioheat model compared with the liver tissue temperature of the bioheat model obtained by Yang et al., 2007. It produces similar results with Yang et al., 2007. In addition, to verify the accuracy of the presented model of MW ablation, the resulting data of the bioheat and porous media models are verified with the experimental data presented by Yang et al., 2007 under the same geometric model and same conditions. The comparison of results is depicted in Figure 3(b); it is seen that the simulation results obtained from porous media model follow closer to the experimental results than the one from bioheat model. At the same range of time of both positions, their temperature distributions provide similar results.

This is because the heat transfer characteristics in the porous media model are both conduction and convection modes occur. In contrast, the bioheat model is mainly generated by the conduction heat mode. Therefore, it is reasonable to select the porous media modeling approach which can be effectively used for this problem. This comparison guarantees that the numerical model can accurately represent the transport phenomena in the liver tissue. This is important to achieve near-realistic model of the MW ablation problem.



(a)



(b)

Fig. 7.3 Validation of the mathematical model against Yang et al, 2007:
(a) validation results of the liver tissue temperature of bioheat model and (b) validation results of the liver tissue temperature of bioheat model and porous media model to experimental data.

Comparison of Bioheat Model and Porous Media Model. Comparative studies on the transport of heat transfer using the bioheat and porous media models were performed and evaluated in detail to support the results stated within this paper. The resulting transient temperature profile in liver tissue for durations of 0-300 s based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz and $D = 2.0$ cm for the bioheat and porous media models are shown in Figure 7.4. It is found that the temperature profiles in both models are very similar at a particular time but differ slightly in magnitude. In both models, the temperature profile forms a nearly oval shape around the slot. The areas with highest temperature value (hot zones) occur in the vicinity of the slot of the single-slot MW antenna. This happens because the blood flow in the void of the porous media model is often very slow, and therefore has a small effect on the temperature profile within the porous liver tissue. It is the reason why the present model is applicable to use in this problem. Meanwhile, the porous media model can also show the blood velocity profile as the result of effects of density variation due to thermal gradients, which corresponds to the microwave energy absorbed in the transport of blood. The blood circulation presented in this paper could possibly occur in a realistic situation due to its very high temperature and high energy density in the MW ablation process.

In this study, the influences of the three parameters, namely, the tumor diameter ($D = 1.4, 2.0$ and 2.6 cm), the tumor porosity ($\phi_t = 0.4, 0.5, 0.6$ and 0.7) and the input microwave power ($P = 10, 15$ and 20 W) have been investigated. A parametric study has been performed to estimate the influence of each of these factors separately and analyze their contributions in determining the SAR, temperature and blood velocity profiles.

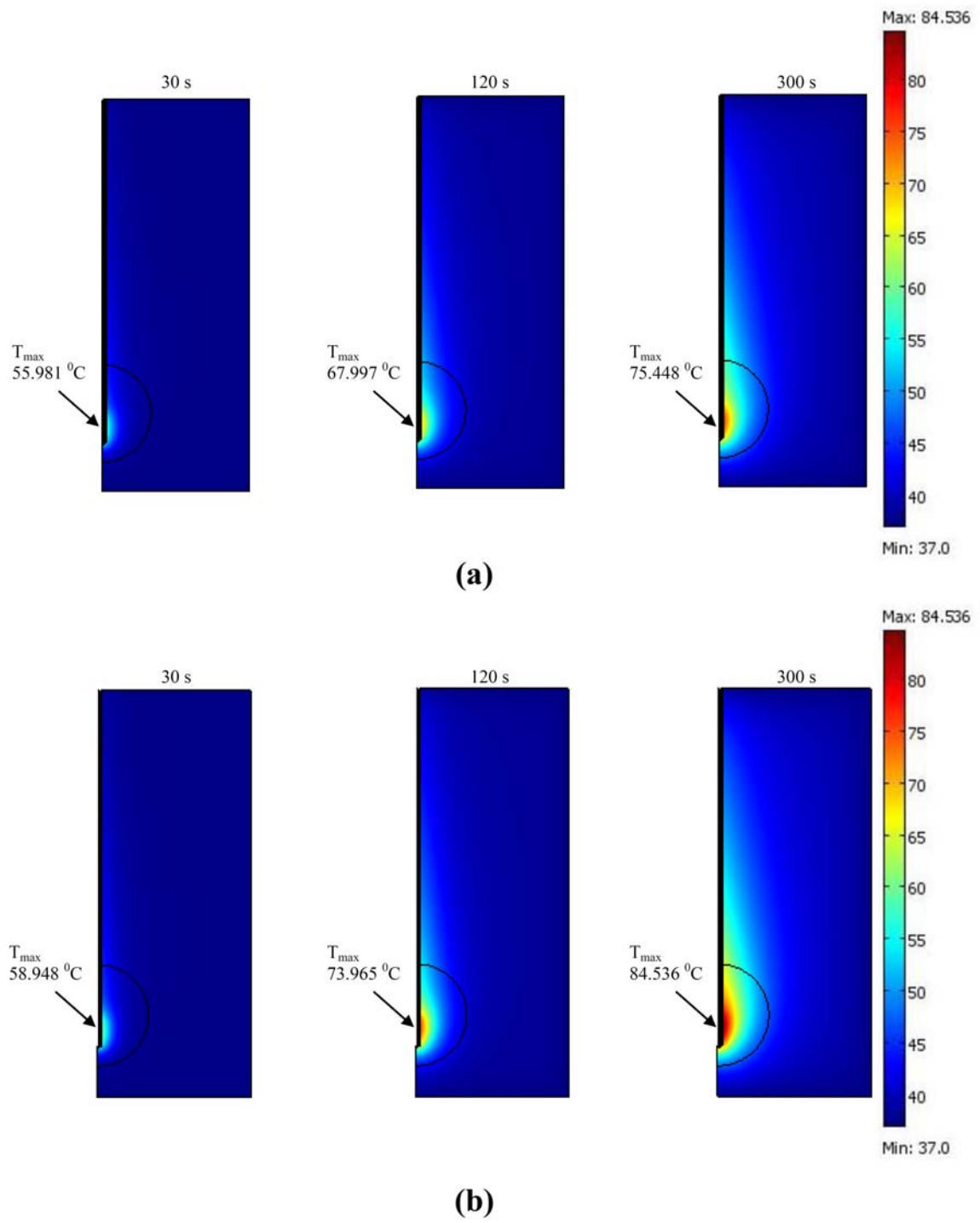


Fig. 7.4 The temperature profile in porous liver tissue at various times based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz and $D = 2.0$ cm for (a) bioheat model and (b) porous media model.

Effects of Tumor Diameter

The effects of then tumor diameter on the SAR profile within the porous liver tissue at $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$ and $t = 300$ s are shown in Figure 7.5. Fig. 7.5(a)–(c) show the SAR profile of the porous liver tissue at the tumor diameters of 1.4, 2.0 and 2.6 cm, respectively. These figures illustrate the volumetric heating effect expected from MW ablation, where a hot spot zone occurs at the position near the end tip and the slot of the single-slot MW antenna. Microwave power delivered from the antenna propagates inside the tumor and the normal tissue, and is transformed into the thermal energy by electromagnetic heating. In all tumor diameters, the SAR profile curves forms a nearly oval distribution around the slot and its highest value near the antenna slot. It then reduces by distance, leading to a higher value of SAR in the tumor than the normal tissue. Nevertheless, the volumetric SAR pattern within the porous liver tissue in the case of a greater tumor diameter provides a broader area of heat dissipation to the surrounding tissue near the slot of the antenna compared with result calculated for a smaller tumor diameter.

Fig. 7.6(a)–(c) show the effects of the tumor diameter on the temperature profile within the porous liver for tumor diameters of 1.4, 2.0 and 2.6 cm, respectively. This figures show that the temperature profile follows the SAR profile quite well. That is a higher temperature value location corresponds to a higher SAR value in that area. The increase of temperature in the porous liver tissue happens because the absorption of the microwave power as well as SAR within the porous liver tissue and thereafter the absorbed energy is converted to thermal energy. The results obtained demonstrate that the maximum temperature value is above 50°C in tumor region, which is capable of destroying tumor in the liver tissue (usually, tumors are destroyed at temperatures over 50 °C). However, in the case of a tumor diameter of 1.4 cm, it is established that the area surrounding the tumor region has a temperature exceeds 50 °C that will damage the normal tissue around the tumor region. It is found that the smaller tumor diameter gives a slightly higher temperature value within the porous liver tissue. Furthermore, the greater tumor diameter provides a wider region of heat far away from the antenna because of the effect of natural convection through the pores of the tumor on heat transfer. This confirmed that the natural convection owing to blood circulation, which is illustrated in Fig. 7.7. Fig. 7.7 show the blood velocity profile of the porous liver tissue with the following conditions in the previous figures at tumor diameters of 1.4, 2.0 and 2.6 cm, respectively. The blood flows is driven by the effect of buoyancy force (natural convection) due to microwave energy. The flowing blood with higher velocity acts as a heat sink and results in dissipates the thermal heat to the surrounding tissue. The warmer blood upward toward the top and contributes to the convection cooling effect near the

vicinity of the antenna slot, while far from the antenna, the heat source is weaker leads to lower temperatures and colder blood with lower velocity. It is shown that the normal tissue receives weakened microwave energy with lower porosity and a lower permeability, causing the blood velocity within this normal tissue to be very weak. Considering the effect of the tumor diameter on the blood velocity, the smaller diameter yields a slightly lower blood velocity compared to that of the greater tumor diameter due to the weakness of the natural convection.

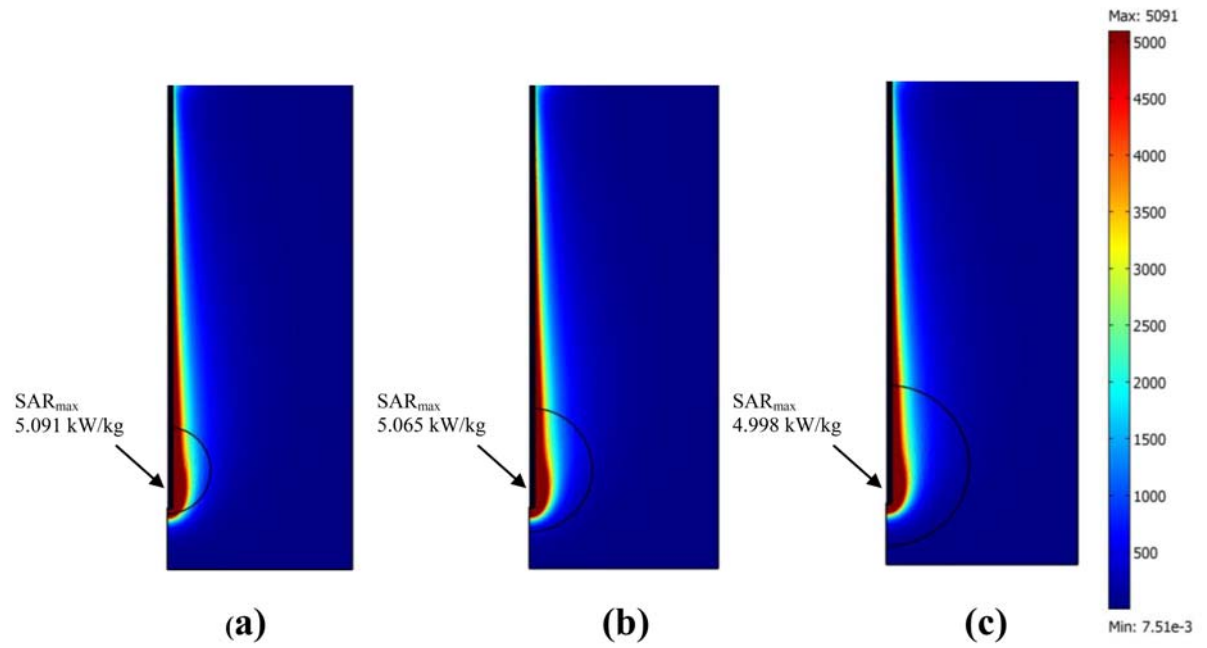


Fig. 7.5 The SAR profile in the porous liver tissue at various tumor diameters based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$ and $t = 300$ s: (a) $D = 1.4$ cm (b) $D = 2.0$ cm and (c) $D = 2.6$ cm.

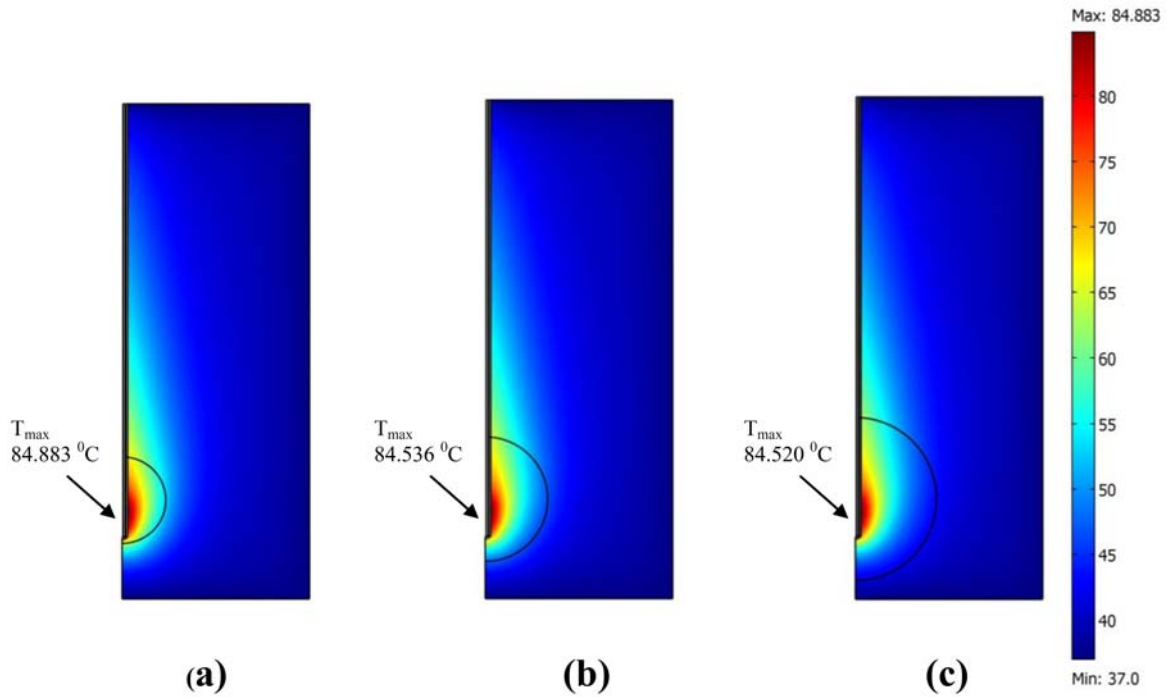


Fig. 7.6 The temperature profile in the porous liver tissue at various tumor diameters based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$ and $t = 300$ s: (a) $D = 1.4$ cm (b) $D = 2.0$ cm and (c) $D = 2.6$ cm.

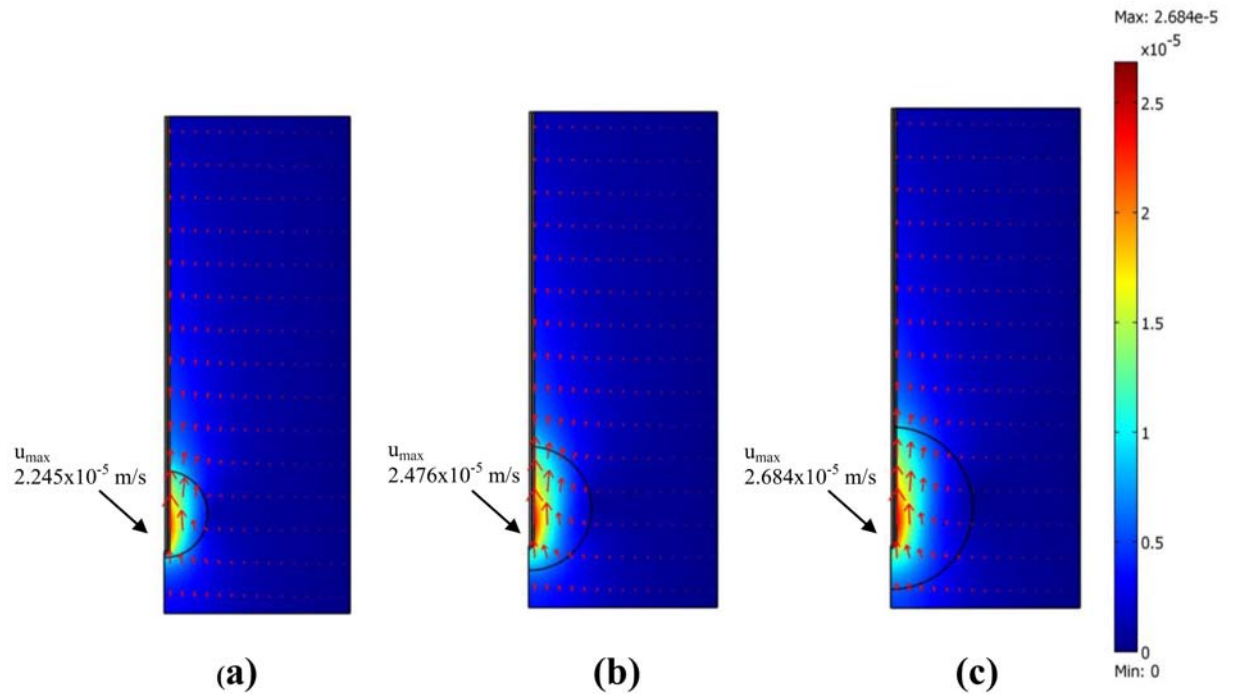
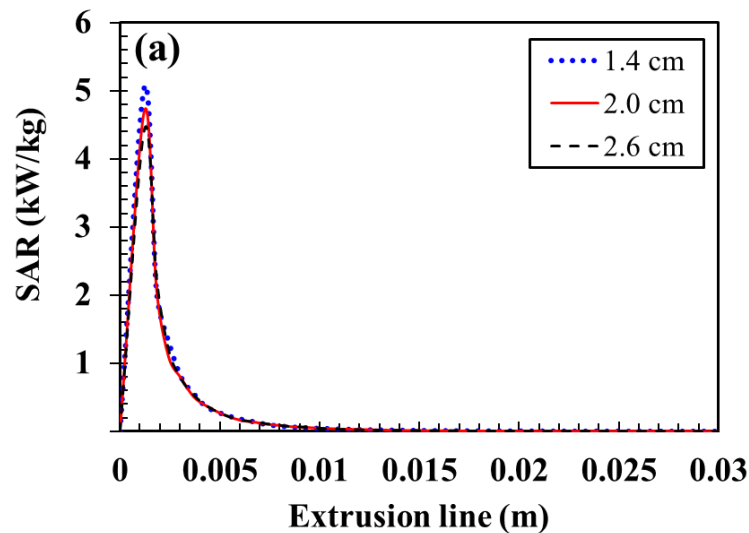
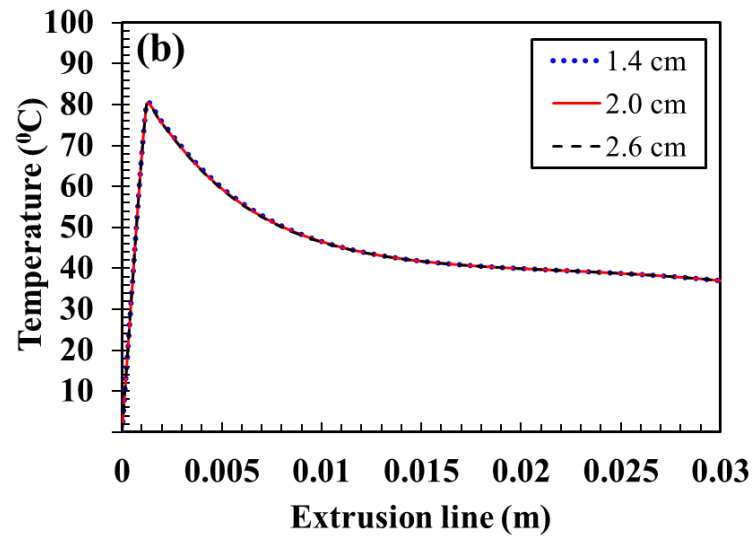


Fig. 7.7 The blood velocity profile in the porous liver tissue at various tumor diameters based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$ and $t = 300$ s: (a) $D = 1.4$ cm (b) $D = 2.0$ cm and (c) $D = 2.6$ cm.

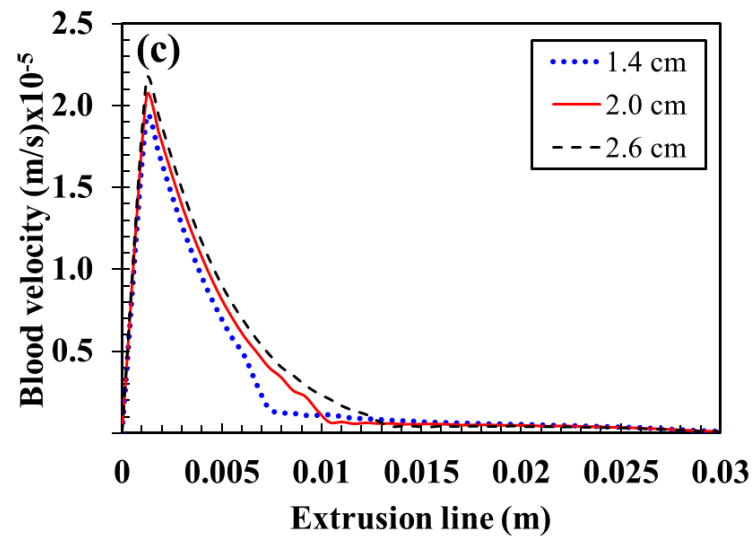
Fig. 7.8(a)–(c) show the effect of tumor diameter on the SAR distribution, the temperature distribution and the blood velocity distribution along the path guidance ($z = 16$ mm or insertion depth of 64 mm), respectively. From Fig. 7.15(a), it can be observed that the slightly changes in maximum magnitude happen with each tumor diameter changes. The SAR distributions gradually increase through the path guidance and quickly decrease and have the lowest value with $r = 30$ mm. Fig. 7.8(b) shows that no change of magnitude can be seen from each diameter uses. The temperature rapidly increases along the path guidance and to a highly temperature localized near the slot of the antenna and then decreases continuously along the distance and approaches 37°C due to the penetration depth which relates to the SAR distribution. It is interesting to observe that the hot spot zone happens in the tumor, meaning that the temperature in the tumor is higher than the temperature in the normal tissue. However, the tumor diameter has only a small effect on the temperature distribution within the porous liver tissue although it has a strong effect on the blood velocity distribution, as shown in Fig. 7.8(c). The convective heat transfer characteristic has a strong effect on the blood velocity distribution. The blood velocity rapidly increases along the path guidance and reaches its maximum value near the slot of the antenna. It then the blood velocity slowly decreases and approaches zero to the outer boundaries of the porous liver tissue because it is not influenced by transmission of waves.



(a)



(b)

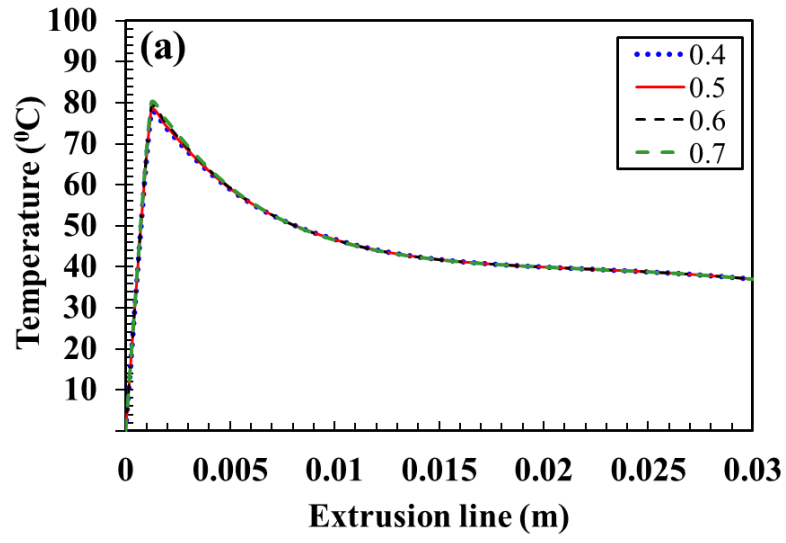


(c)

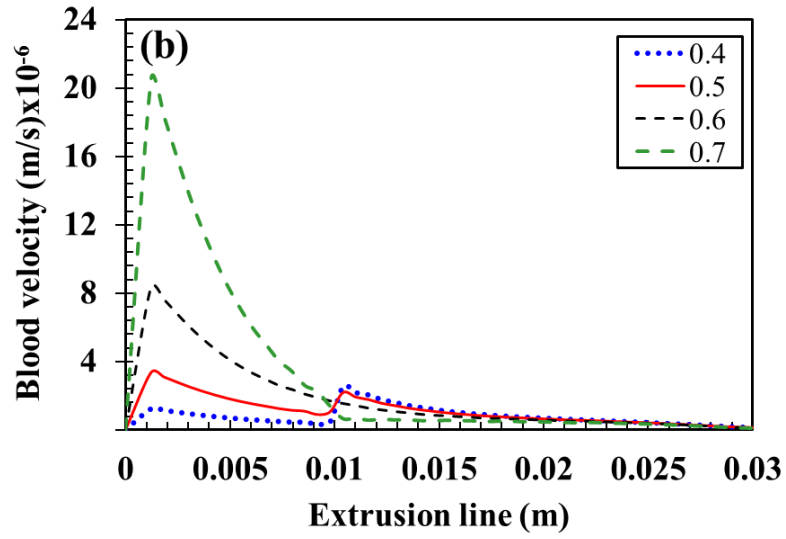
Fig. 7.8 The effect of tumor diameter on: (a) the SAR distribution (b) the temperature distribution (c) the blood velocity distribution along the extrusion line ($P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$ and $t = 300$ s).

Effects of Tumor Porosity

Fig. 7.9(a) and 7.9(b) show the effect of tumor porosity on the temperature distribution and the blood velocity distribution along the path guidance. The physical data are: $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $D = 2.0$ cm and $t = 300$ s. It is found that the temperature distributions for all porosities have the same pattern but differ slightly in magnitude. In addition, the tumor porosity significantly influences the temperature increase within the porous liver tissue. Greater tumor porosity provides greater permeability that leads to a slightly higher temperature. It is also found that the greater tumor porosity corresponds to greater blood velocity because the greater tumor porosity has a large temperature gradient produced by the microwave power, causing a strong impact of natural convection that gives a buffer characteristic to the porous liver tissue temperature during the MW ablation system. As expected, the blood velocity rapidly increases along the path guidance and reaches its maximum value near the antenna slot and then gradually decreases and closer zero at the outer boundaries of the porous liver tissue due to no influence of delivering wave occurs in the tumor porosities of 0.7 and 0.6. This is because the tumor is closer to the end tip and the slot of the single-slot MW antenna, so the higher porosity and higher permeability than normal tissue mean that it will receive a strong incident wave and the blood velocity within the tumor is very strong. By contrast, the normal tissue receives weakened microwave energy and its lower porosity and lower permeability mean that the blood velocity within this normal tissue is very weak. However, in the case of a tumor porosity of 0.7, at the outer region between the tumor and the normal tissue there is a small swing in the blood velocity due to the difference in the porosity of the tumor and the normal tissue. On the other hand, in the case of tumor porosities of 0.4 and 0.5, the blood velocity at $r = 0.01$ m is increased and reaches its maximum value again, then gradually decreases and approaches zero. Since the tumor has a lower porosity and a lower permeability than normal tissue, weakened microwave energy will be absorbed, meaning that the blood velocity is very weak. In addition, in the case of the tumor porosities of 0.4 and 0.5, when the permeability of the tumor is low, the convective heat transfer mechanism is almost suppressed; however conduction plays a major role in heat transfer.



(a)

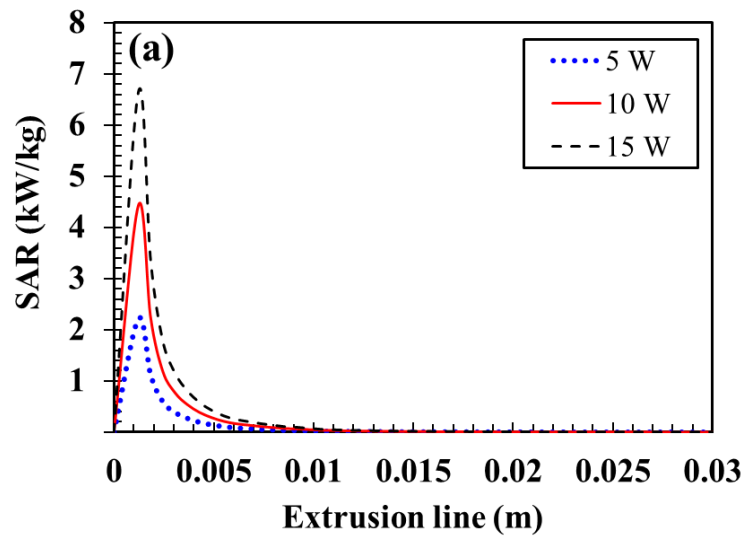


(b)

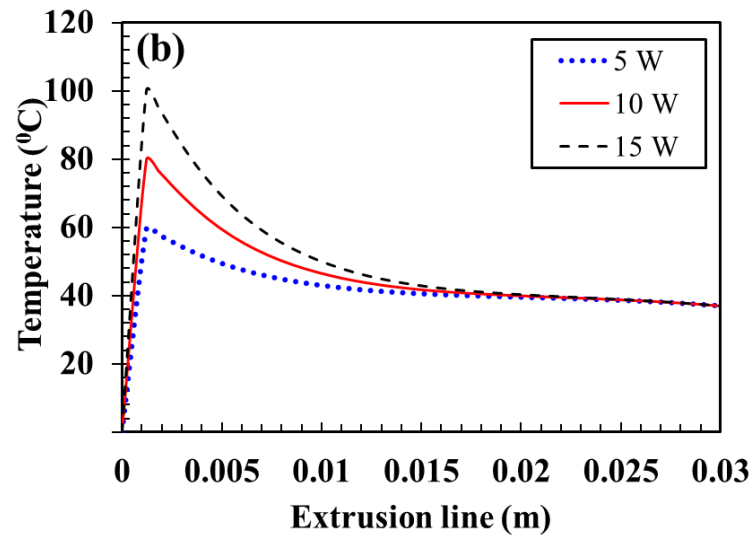
Fig. 7.9 The effect of tumor porosity on: (a) the temperature distribution and (b) the blood velocity distribution along the extrusion line ($P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $D = 2.0$ cm and $t = 300$ s).

Effects of Input Microwave Power

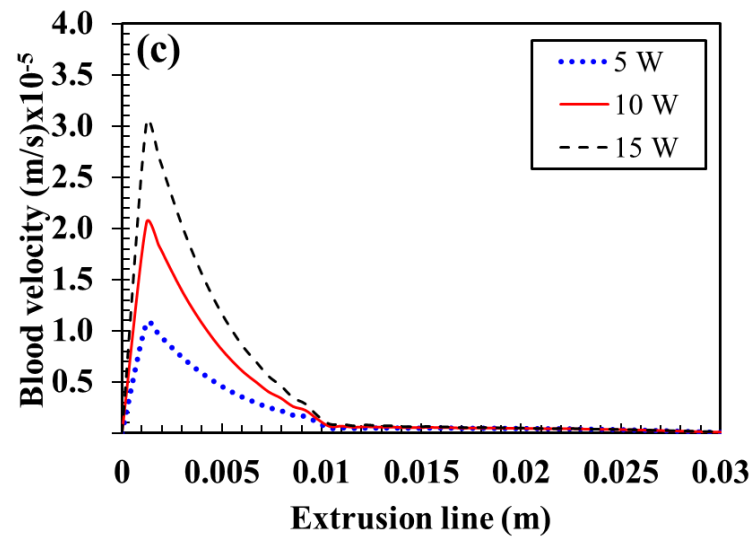
Fig. 7.10(a)–(c) show the effect of the input microwave power on the SAR distribution, temperature distribution and blood velocity distribution along the path guidance based on $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$, $D = 2.0$ cm $f = 2.45$ GHz and $t = 300$ s. Once again, the findings revealed that the temperature distribution relates to the SAR distribution. The maximum temperature at the higher input microwave power is clearly greater than that of the lower input microwave power following SAR. Greater input microwave power, leading to a higher strength of electric field, provides greater heat generation within the porous liver tissue, thereby increasing the maximum temperature during the MW ablation process. The blood velocity distributions have similar trend with the temperature distributions which produce convective heat transfer. Greater input microwave power corresponds to greater blood velocity within the porous liver tissue. The explanation of the blood flow pattern was discussed in the previous topic, where the key factor affecting the velocity of blood in the porous liver tissue is the permeability of the layers of the tumor and normal tissue.



(a)



(b)



(c)

Fig. 7.10 The effect of input microwave power on: (a) the SAR distribution (b) the temperature distribution (c) the blood velocity distribution along the extrusion line ($\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$, $D = 2.0$ cm, $f = 2.45$ GHz and $t = 300$ s).

7.5 Conclusions

Computer simulation is necessary to improve the MW ablation procedure. The accurate control of the lesion size is needed for the clinical treatment with MW ablation in order to guarantee destruction of the cancer tissue and minimizing damage to surrounding healthy tissue. This research is carried out to observe the effects of tumor diameter, tumor porosity and input microwave power on the SAR, temperature and blood velocity profiles in two-layer porous liver tissue during MW ablation. The results obtained accurately represent the phenomena occurring in the porous liver tissue during the MW ablation. The effect of tumor diameter is the same for the SAR, temperature and blood velocity profiles but with slightly different amplitudes for each case. The tumor porosity has only a small effect on the temperature distribution, but a clear effect on the blood velocity distribution. In addition, greater input microwave power leads to a higher SAR value, thereby increasing the temperature and resulting in higher blood velocity within the porous liver tissue. The temperature profiles of the bioheat and porous media models are very similar at a particular time, but differ slightly in magnitude because the blood flow in the void of the porous media model has a small effect. The present model is examined for advancing the transport phenomena in biomedical applications.

บทที่ 8

สรุปผล

ในโครงการวิจัยนี้ได้เน้นศึกษาในรูปแบบการวิเคราะห์เชิงทฤษฎีเพื่อศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของวัสดุชีวภาพเมื่อได้รับรังสีจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการใช้งาน โดยมีวัสดุชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้น (Multi-Layered Skin Tissue) ในรูปทรงแบบต่าง ๆ และประยุกต์ใช้งานต่อยอดในการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในวัสดุทางชีวภาพ ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรต่าง ๆ ที่สำคัญต่อกระบวนการทำความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น อิทธิพลกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ความเร็วของเลือด ค่าความพรุน ระยะเวลาในการให้ความร้อน และอุณหภูมิของสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในแต่ละส่วนของเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นจะถูกศึกษาอย่างเป็นระบบ นอกจากนั้นอิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนซึ่งประกอบด้วยแบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat Model) แบบจำลองของ Klinger (Klinger Model) แบบจำลองวัสดุพูนแบบสมดุลทางความร้อน (Local Thermal Equilibrium (LTE) Porous Media Model) และแบบจำลองวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local Thermal Non-Equilibrium (LTNE) Porous Media Model) จะถูกพิจารณาเพื่อหาแบบจำลองที่เหมาะสมที่สุด โดยทำการเปรียบเทียบผลจากความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนากับผลจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง เพื่อทำการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อชีวภาพตัวอย่างคือเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นทั้งในกรณีวัสดุชีวภาพแบบของแข็งเนื้อเดียว (Solid Biological Materials) และในกรณีวัสดุชีวภาพแบบวัสดุพูน (Porous Media Biological Materials) โดยการดำเนินการวิจัยจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็นส่วนหลัก ๆ โดยเริ่มจากศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับงานวิจัยและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ทำการสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ทางทฤษฎีพัฒนาและใช้สมการที่เกี่ยวข้องกับการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและการถ่ายเทความร้อนในการแก้ปัญหา ทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของแบบจำลองที่ได้รับการพัฒนา ศึกษาอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทำการวิเคราะห์ผลการวิจัย สรุปผลการวิจัย และจัดทำเอกสารรายงานวิจัย

ผลจากการศึกษาพบว่าเนื้อเยื่อชีวภาพกรณีศึกษาแรกคือ เนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นที่ได้รับอิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและระยะเวลาในการให้ความร้อนที่มากจะส่งผลให้การกระจายตัวของอุณหภูมิเพิ่มขึ้น เนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นที่มีอัตราการแพร่กระจายตัวที่สูงจะส่งผลให้การกระจายตัวของอุณหภูมิลดลง ในขณะที่เนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นที่ได้รับอิทธิพลจากฟลักซ์ความร้อนที่มีค่าสูงจะส่งผลให้การกระจายตัวของอุณหภูมิเพิ่มขึ้น เนื้อเยื่อผิวหนังวัสดุพูนแบบหลายชั้นที่มีความเร็วการไหลของเลือดที่มีค่าสูงจะเหมาะสมสำหรับการใช้แบบจำลองวัสดุพูนแบบไม่สมดุลทางความร้อนในการวิเคราะห์และพบว่าอิทธิพลจากสิ่งแวดล้อมภายนอกส่งผลต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อและอุณหภูมิของเลือดภายในเนื้อเยื่อผิวหนังแบบหลายชั้นอย่างเห็นได้ชัด จากการศึกษาเนื้อเยื่อชีวภาพกรณีศึกษาครั้งที่สองคือการศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประยุกต์ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานคลื่นไมโครเวฟโดยใช้แบบจำลองของเนื้อเยื่อชีวภาพวัสดุพูนจะพบว่าการใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนแบบวัสดุพูนจะส่งผลให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพมีค่าสูงกว่าการใช้แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนไบโอฮีท เนื้อเยื่อชีวภาพที่มีขนาดของเซลล์มะเร็งที่มีขนาดใหญ่ขึ้นจะส่งผล

ให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อชีวภาพที่มีขนาดของเซลล์มะเร็งที่มีขนาดเล็ก แต่ส่งผลให้ความเร็วการไหลของเลือดมีค่าเพิ่มขึ้น อิทธิพลของค่าความพรุนส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงความเร็วการไหลของเลือดอย่างเห็นได้ชัด แต่ส่งผลเพียงเล็กน้อยต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิ และอิทธิพลของกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในระหว่างการทำความร้อนที่สูงขึ้นจะส่งผลให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อชีวภาพมีค่าสูงขึ้น ผลจากการวิจัยจากการศึกษานี้จะสามารถเป็นประโยชน์พื้นฐานในการศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีศึกษาต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทำให้เข้าใจอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ต่อเนื้อเยื่อชีวภาพ สามารถใช้เป็นพื้นฐานในการประยุกต์และต่อยอดด้านการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้ประโยชน์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในงานด้านต่าง ๆ รวมทั้งการประยุกต์ทางด้านการแพทย์ โดยไม่ต้องทำการทดลองหรือทดสอบจริงในร่างกายมนุษย์ เพื่อลดข้อจำกัดในการศึกษาด้านการทดลอง

ผลจากการวิจัยนี้มีประโยชน์ในหลายด้าน หากพิจารณาประโยชน์ด้านงานวิจัยและองค์ความรู้ ผลจากการศึกษาในโครงการวิจัยนี้จะเป็ประโยชน์พื้นฐานในการแสดงให้เห็นลักษณะการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและลักษณะการถ่ายโอนความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีศึกษาต่าง ๆ ในระหว่างเมื่อได้รับอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เป็นประโยชน์ในการศึกษาอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย สามารถเป็นประโยชน์พื้นฐานในการศึกษาการตอบสนองทางสรีรวิทยาทางความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพในกรณีศึกษาต่าง ๆ เมื่อได้รับอิทธิพลของการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทำให้เข้าใจอิทธิพลของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ต่อเนื้อเยื่อชีวภาพ สามารถใช้เป็นพื้นฐานในการประยุกต์และต่อยอดด้านการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้ประโยชน์จากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในงานด้านต่าง ๆ รวมทั้งการประยุกต์ทางด้านการแพทย์ โดยไม่ต้องทำการทดลองหรือทดสอบในร่างกายมนุษย์ เพื่อลดข้อจำกัดในการศึกษาด้านการทดลอง องค์ความรู้ที่ได้ โดยเฉพาะในภาคทฤษฎี รวมถึงแบบจำลองทางคณิตศาสตร์กับโปรแกรมการคำนวณที่ประดิษฐ์ขึ้นในโครงการวิจัยครั้งนี้จะเป็นส่วนหนึ่งในของงานวิจัยที่ครบวงจรในศาสตร์ทางด้านการถ่ายเทความร้อนที่ผู้วิจัยมุ่งหวังให้เกิดขึ้นภายในประเทศไทย ตลอดจนความร่วมมือระหว่างด้านความร่วมมือระหว่างสถาบันการศึกษาอื่นๆ ภายในประเทศไทย ธรรมศาสตร์ (ศูนย์รังสิต) เป็นพื้นฐานและเป็นอย่างสูงในการพัฒนาการเรียนการสอน ทั้งในระดับปริญญาตรี ปริญญาโท และในระดับปริญญาเอกต่อไปในอนาคต

โดยสำหรับกรณีการศึกษาต่างๆ สามารถต่อยอดและเขียนบทความทางวิชาการเพื่อตีพิมพ์ในวารสารระดับนานาชาติได้ 2 บทความ อันประกอบไปด้วย

- การศึกษาอิทธิพลจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการประยุกต์ใช้รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษาโรคมะเร็งด้วยพลังงานคลื่นไมโครเวฟโดยใช้แบบจำลองของวัสดุพรุน (ชื่อบทความ : A Numerical Investigation of Microwave Ablation on Porous Liver Tissue)
- การศึกษาอิทธิพลของแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนแบบต่าง ๆ (ชื่อบทความ : Thermal Models for Temperature Increases in the Human Skin Tissue)

หากพิจารณาด้านประโยชน์ที่แก่งานที่ต้นสังกัดได้รับ ถือได้ว่าเป็นการสร้างและส่งเสริมบุคลากรของหน่วยงานให้เกิดแนวความคิดในการพัฒนางานวิจัย ได้รับความรู้เพิ่มเติม ซึ่งเป็นการยกระดับทางวิชาการของบุคลากรและหน่วยงานที่สังกัด รวมทั้งสามารถนำความรู้ที่ได้มาประยุกต์ใช้กับการทำวิจัยภายในหน่วยงานที่สังกัด สามารถเป็นพื้นฐานและต่อยอดโครงการวิจัยของนักศึกษาต่อไป ซึ่งนักวิจัยที่ได้รับทุนมีโอกาสได้ทำการศึกษาและต่อยอดด้านการวิจัยกับนักวิจัยพี่เลี้ยงและพบปะนักวิชาการท่านอื่นที่

ทำวิจัยที่อยู่ในวงการเดียวกัน ทำให้ส่งผลดีในการพัฒนางานด้านการวิจัยและการประสานงานด้านการวิจัยต่อไป ซึ่งผลงานตีพิมพ์ในวารสารนานาชาติและการนำเสนอผลงานระดับนานาชาติหลังงานวิจัยสำเร็จ จะทำให้เพิ่มผลงานวิจัยในหน่วยงานที่สังกัดและยกระดับมาตรฐานด้านการวิจัยแก่นักวิจัยที่ได้รับทุนต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- Ahmadiki, H., Fazlali, R., and Moradi, A. 2012. "Analytical solution of the parabolic and hyperbolic heat transfer equations with constant and transient heat flux conditions on skin tissue", *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 39(1): 121-130.
- Alazmi, B., and Vafai, K. 2000. "Analysis of variants within the porous media transport models", *Journal of Heat Transfer*, 122(2): 303-326.
- Alekseevand, S.I., and Ziskin, M.C. 2009. "Influence of blood flow and millimeter wave exposure on skin temperature in different thermal models", *Bioelectromagnetics*, 30: 52-58.
- Almeida, S.T.de, Borsato, M., and Ugaya, C.M. 2017. "Application of exergy-based approach for implementing design for reuse: The case of microwave oven", *Journal of Cleaner Production*, 168: 876-892.
- Bellomo, C. A. 2006 "Mathematical model of the immersion of a spherical tumor with a necrotic core into a nutrient bath", *Mathematical and Computer Modelling*, 43(7-8): 779-786.
- Brinkman, H.C. 1949 "On the permeability of media consisting of closely packed porous particles", *Flow, Turbulence and Combustion*, 1:81.
- Chaichanyut, M.,and Tungjtkusolmun, S. 2016. "Microwave ablation using four-tine antenna: effects of blood flow velocity, vessel location, and total displacement on porous hepatic cancer tissue", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2016: 1-14.
- Datta, A., Elwassif, M. and Bikson, M. 2009. "Bio-heat transfer model of transcranial DC stimulation: comparison of conventional pad versus ring electrode", 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6 pp. 670-673.
- Dehghan, M., and Sabouri, M. 2012. "A spectral element method for solving the Pennes bioheat transfer equation by using triangular and quadrilateral", *Applied Mathematical Modelling*, 36(12): 6031-6049.
- Diao, C., Zhu, L. and Wang, H. 2003. "Cooling and rewarming for brain ischemia or injury: theoretical analysis", *Annals of Biomedical Engineering*, 31(3): 346-353.
- Dutta, J. and Kundu, B. 2018. "Two-dimensional closed-form model for temperature in living tissues for hyperthermia treatments", *Journal of Thermal Biology*, 71: 41-51.

- Dutta, J. and Kundu, B. 2018. "Thermal wave propagation in blood perfused tissues under hyperthermia treatment for unique oscillatory heat flux at skin surface and appropriate initial condition", *Heat and Mass Transfer*, 2018: 1-19.
- Dehghan, M., and Sabouri, M. 2012. "A spectral element method for solving the Pennes bioheat transfer equation by using triangular and quadrilateral", *Applied Mathematical Modelling*, 36(12): 6031-6049.
- Diao, C., Zhu, L. and Wang, H. 2003. "Cooling and rewarming for brain ischemia or injury: theoretical analysis", *Annals of Biomedical Engineering*, 31(3): 346-353.
- Elwassif, M. M., Kong, Q., Vazquez, M. and Bikson, M. 2006. "Bio-heat transfer model of deep brain stimulation - induced temperature changes", *Journal of Neural Engineering*, 3: 306-315.
- Fan, J., and Wang, L. 2011. "A general bioheat model at macroscale", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 54(1-3): 722-726.
- Goyal, R., and Bhargava, R. 2018. "FEM simulation of EM field effect on body tissues with bio-nanofluid (blood with nanoparticles) for nanoparticle mediated hyperthermia", *Mathematical Biosciences*, 300: 76-86.
- Guyton, A. C., and Hall, J. E. 1996, *Textbook of Medical Physiology*, Saunders, Philadelphia, PA, Chap. 73.
- Hobiny, A.D., and Abbas, I.A. 2006. "Theoretical analysis of thermal damages in skin tissue induced by intense moving heat source", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 124: 1011-1014.
- Horuz, E., Bozkurt, H., Karataş, H., and Maskan, M. 2018. "Simultaneous application of microwave energy and hot air to whole drying process of apple slices: drying kinetics, modeling, temperature profile and energy aspect", *Heat and Mass Transfer*, 54(2): 425-436.
- Ibrahiem, A., Dale, C., Tabbara, W. and Wiart, J. 2005. "Analysis of the temperature increase linked to the power included by RF source", *Progress In Electromagnetics Research*, PIER 52: 23-46.
- Jiang, S.C., Ma, N., Li, H.J., and Zhang, X.X. 2002. "Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries", *Burns*, 28(8): 713-717.
- Jaunich, M., Raje, S., Kim, K., Mitra, K., and Guo, Z. 2008. "Bio-heat transfer analysis during short pulse laser irradiation of tissues", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 51(23-24): 5511-5521.

- Karli, R., Ammor, H., and Terhzaz, J. 2014. "Dosimetry in the human head for two types of mobile phone antennas at GSM frequencies", *Central European Journal of Engineering*, 4(1): 39-46.
- Katrina, F.C., and Damian, E.D. 2014. "Thermal ablation of tumours: biological mechanisms and advances in therapy", *Nature Reviews Cancer*, 14: 199-208.
- Keangin, P., Wessapan, T., and Rattanadecho, P. 2011. "Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna", *Applied Thermal Engineering*, 31(16): 3243-3254.
- Keangin, P., Wessapan, T., and Rattanadecho, P. 2011. "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: 757-766.
- Keangin, P., and Rattanadecho, P., 2013. "Analysis of heat transport on local thermal non-equilibrium in porous liver during microwave ablation", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 67: 46-60.
- Kee, R.J., Coltrin, M.E., and Glarborg, P. 2003, *Chemically reacting flow: theory and practice*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2003.
- Khaled, A.-R.A. and Vafai, K. 2003. "The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 46: 4989-5003.
- Klinbun, W. and Rattanadecho, P. 2012. "Numerical model of microwave driven convection in multi-layer porous pack bed using a rectangular waveguide (Effects of layers configuration, layered thickness and frequency)", *ASME Journal of Heat Transfer*, 134: 042605-1- 042605-10.
- Klinger, H.G. 1974. "Heat transfer in perfused biological tissue. I: General theory", *Bulletin of Mathematical Biology*, 36: 403-415.
- Konstas, A.A., Neimark, M.A., Laine, A.F. and Spellman, J.P. 2007. "A theoretical model of selective cooling using intracarotid cold saline infusion in the human brain", *Journal of Applied Physiology*, 102: 1329 -1340.
- Kumar, D., and Rai, K.N. 2017. "Numerical simulation of time fractional dual-phase-lag model of heat transfer within skin tissue during thermal therapy", *Journal of Thermal Biology*, 67: 49-58.
- Ibitoye, A.Z., Orotoye, T., Nwoye, E.O., and Aweda, M.A. 2018. "Analysis of efficiency of different antennas for microwave ablation using simulation and experimental methods", *Egyptian Journal of Basic and Applied Sciences*, 5(1): 24-30

- Leduc, C. and Zhadobov, M. 2017. "Thermal model of electromagnetic skin-equivalent phantom at millimeter waves", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 65(3): 1036-1045.
- Lee, D.Y., and Vafai, K. 1999. "Analytical characterization and conceptual assessment of solid and fluid temperature differentials in porous media", International Journal of Mass Transfer, 42(3): 423-435.
- Li, X., Li, C., Xue, Z., and Tian, X. 2018. "Analytical study of transient thermo-mechanical responses of dual-layer skin tissue with variable thermal material properties", International Journal of Thermal Sciences, 124: 459-466.
- Liu, J., Zhang, C., Hong, D., Shang, M., Yao, W., and Chen, Y. 2017. "Percutaneous microwave ablation liver partition and portal vein embolization for planned hepatectomy due to large gastrointestinal stromal tumor metastases A case report", Medicine (Baltimore), 96(42): 1-4.
- Lv, Y.G., and Liu, J. 2007. "Effect of transient temperature on thermoreceptor response and thermal sensation", Building and Environment, 42(2): 656-664.
- Ma, J., Yang, X., Liu, S., Sun, Y., and Yang, J. 2018. "Exact solution of thermal response in a three-dimensional living bio-tissue subjected to a scanning laser beam", International Journal of Heat and Mass Transfer, 124: 1107-1116.
- Marafie, A., and Vafai, K. 2001. "Analysis of non-Darcian effects on temperature differentials in porous media", International Journal of Heat and Mass Transfer, 44(23): 4401-4411.
- Mahjoob, S., and Vafai, K. 2009. "Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment", International Journal of Heat Mass Transfer, 52:1608-1618.
- Mahjoob, S., and Vafai, K. 2010. "Analysis of bioheat transport through a dual layer biological media", ASME Journal Heat Transfer, 132: 031101-1-031101-14.
- Majchrzak, E., and Turchan, L. 2013. "Numerical analysis of tissue heating using the bioheat transfer porous model", Computer Assisted Methods in Engineering and Science, 20: 123-131.
- Mangat, P.S., Grigoriadis, K., and Abubakri, S. 2016. "Microwave curing parameters of in-situ concrete repairs", Construction and Building Materials, 112: 856-866.
- Marafie, A.; Vafai, K. 2001. "Analysis of non-Darcian effects on temperature differentials in porous media", International Journal of Heat and Mass Transfer, 44(23): 4401-4411.
- Marszałek, K., Wozniak, L., Skapska, S., and Mitek, M. 2016. "A comparative study of the quality of strawberry purée preserved by continuous microwave heating and conventional thermal pasteurization during long-term cold storage", Food and Bioprocess Technology, 9(7): 1100-1112.

- Monte, F. de, and Haji-Sheikh, A., 2017. "Bio-heat diffusion under local thermal non-equilibrium conditions using dual-phase lag-based Green's functions", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 113: 1291-1305.
- Moore, S.M., McIntosh, R.L., Iskra, S., Lajevardipour, A., and Wood, A.W. 2016. "Effect of adverse environmental conditions and protective clothing on temperature rise in a human body exposed to radiofrequency electromagnetic fields", *Bioelectromagnetics*, 38(5): 329-404.
- Nagel, A., Neidhart, S., Kuebler, S., Elstner, P., Anders, T., Korhummel, S., Sulzer, T., Kienzle, S., Winkler, C., Qadric, S., Rentschler, C., Pholpipattanapong, N., Wuthisomboon, J., Endress, H.-U., Sruamsiri, P., and Carle, R. 2017. "Applicability of fruit blanching and intermittent microwave-convective belt drying to industrial peel waste of different mango cultivars for the recovery of functional coproducts", *Industrial Crops and Products*, 109: 923-935.
- Nakayama, A. and Kuwahara, F. 2008. "A general bioheat transfer model based on the theory of porous media", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 51: 3190-3199.
- Nóbrega, S., and Coelho, P.J. 2017. "A parametric study of thermal therapy of skin tissue", *Journal of Thermal Biology*, 63: 92-103.
- Orsat, V., Raghavan, G.S.V., and Krishnaswamy, K. 2017. "5 – Microwave technology for food processing: An overview of current and future applications", *The Microwave Processing of Foods (Second Edition)*, A volume in Woodhead Publishing Series in Food Science, Technology and Nutrition : 100-116.
- Özen, S., Helhel, S., and Cerezci, O. 2008. "Heat analysis of biological tissue exposed to microwave by using thermal wave model of bio-heat transfer (Twmbt)", *Burns* 34(1): 45-49.
- Peng, T., O'Neill, D.P., and Payne, S.J. 2008. "A two-equation coupled system for determination of liver tissue temperature during thermal ablation", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 54(9-10): 2100-2109.
- Pennes, H. H. 1948. "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", *Journal of Applied Physiology*, 1: 93-122.
- Pu, Y.-Y., and Sun, D.W. 2017. "Combined hot-air and microwave-vacuum drying for improving drying uniformity of mango slices based on hyperspectral imaging visualisation of moisture content distribution", *Biosystems Engineering*, 156: 108-119.

- Rattanadecho, P., and Keangin, P. 2013. "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*, 58: 457-470.
- Ren, Y., Qi, H., Chen, Q., and Ruan, L. 2017. "Thermal dosage investigation for optimal temperature distribution in gold nanoparticle enhanced photothermal therapy", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 106: 212-221.
- Renato, M., Cotta, B.P., Cotta, Naveira-Cotta, C.P., and Cotta-Pereira, G. 2010. "Hybrid integral transforms analysis of the bioheat equation with variable properties", *International Journal of Thermal Sciences*, 49(9): 1510-1516
- Sand, M., Gambichler, T., Sand, D., Skrygan, M., Altmeyer, P., and Bechara, F.G. (2009). MicroRNAs and the skin: Tiny players in the body's largest organ, *Journal of Dermatological Science*, vol. 53(3), October 2008, pp. 169–175.
- Saito, K., Hayashi, Y., Yoshimura, H., and Ito, K. 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.
- Sarkar, D., Haji-Sheikh, A., and Jain, A. 2015. "Temperature distribution in multi-layer skin tissue in presence of a tumor", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 91: 602-610.
- Singh, I., Das, K., Okajima, J., Maruyama, S., and Mishra, S.C. 2015. "Modeling skin cooling using optical windows and cryogens during laser induced hyperthermia in a multilayer vascularized tissue", *Applied Thermal Engineering*, 89: 28-35.
- Siriwitpreecha, A., Rattanadecho, P., and Wessapan, T. 2013. "The influence of wave propagation mode on specific absorption rate and heat transfer in human body exposed to electromagnetic wave", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 65: 423-434.
- Shafahi, M. and Vafai, K. 2015. "Human eye response to thermal disturbances", *Journal of Heat Transfer*, 133(1): 011009.
- Shit, G.C., and Bera, A. 2017. "Temperature response in a living tissue with different heating source at the skin surface under relaxation time", *International Journal of Applied and Computational Mathematics*, 3(2): 381-394.
- Spiegel, R.J. 1984. "A review of numerical models for predicting the energy deposition and resultant thermal response of humans exposed to electromagnetic fields", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 32 pp. 730–746.

- Tangy, A., Pulidindi, N., Perkas, N., and Gedanken, A. 2017. "Continuous flow through a microwave oven for the large-scale production of biodiesel from waste cooking oil", *Bioresource Technology*, 224: 333-341.
- Verma, A.K., Rath, P., and Mahapatra, S.K. 1984. "Assessment of thermal damage during skin tumor treatment using thermal wave model: A realistic approach", *Journal of Heat Transfer*, 139(5): 1-9.
- Wang, K., Tavakkoli, F., Wang, S., and Vafai, K. 2015. "Analysis and analytical characterization of bioheat transfer during radiofrequency ablation", *Journal of Biomechanics*, 48(6): 930-940.
- Wang, T., Zhao, G., and Qiu, B. 2015. "Theoretical evaluation of the treatment effectiveness of a novel coaxial multi-slot antenna for conformal microwave ablation of tumors", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 90: 81-91.
- Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S. and Rattanadecho, P. 2011. "The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy", *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 38: 255-262.
- Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S. and Rattanadecho, P. 2012. "Specific absorption rate and temperature distributions in human head subjected to mobile phone radiation at different frequencies", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 55(1-3), 347- 359.
- Wessapan, T., and Rattanadecho, P. 2012. "Specific absorption rate and temperature increase in human eye subjected to electromagnetic fields at 900 MHz", *ASME Heat Transfer*, 134: 091101.
- X. Wu, B. Liu, and B. Xu, "Theoretical evaluation of high frequency microwave ablation applied in cancer therapy," *Applied Thermal Engineering*, vol. 107(25), pp. 501 – 507, 2016.
- Xi, W., Baolin, L., and Binkai, X. 2016. "Theoretical evaluation of high frequency microwave ablation applied in cancer therapy", *Applied Thermal Engineering*, 107: 501-507.
- Xiaohui, N., Qun, N., Xuemei, G., and Zhen, T. 2015. "Numerical study of the effect of blood vessel on the microwave ablation shape", *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1): pp. S265-S270.
- Xu, F., Lu, T.J., and Seffen, K.A. 2008. "Biothermomechanical behavior of skin tissue", *Acta Mechanica Sinica*, 24(1): 1-23.

- Zhang, Y. 2009. "Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 52: 4829-4834.
- Zhu, L. and Diao, C. 2001. "Theoretical simulation of temperature distribution in the brain during mild hypothermia treatment for brain injury", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39: 681- 687.
- Ziegelberger, G. 2009. "ICNIRP Statement on the 'Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields up to 300 GHz", *Health Physics*, 97(3): 257-258.
- Zhang, Y. 2009. "Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues", *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 52(21-22): 4829-4834.
- Zhao, J.J., Zhang, J., Kang, N. and Yang, F. (2005). A two level finite difference scheme for one dimensional Pennes' bioheat equation, *Applied Mathematics and Computation*, vol. 171(1), December 2005, pp. 320–331.
- Zhu, L. and Diao, C. 2001. "Theoretical simulation of temperature distribution in the brain during mild hypothermia treatment for brain injury", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39: 681-687.
- Zolfaghari, A., and Maerefat, M. 2010. "A new simplified thermoregulatory bioheat model for evaluating thermal response of the human body to transient environments", *Building and Environment*, 45(10): 2068-2076
- Web site:
<https://micro.magnet.fsu.edu/primer/java/wavebasics/index.html>
- Web site:
http://www.slri.or.th/slriith/index.php?option=com_content&view=article&id=42&Itemid=8

ภาคผนวก

เอกสารแนบ : บทความที่ลงตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารระดับนานาชาติและ
บทความที่อยู่ระหว่างการรอพิจารณาบทความในวารสารวิจัยระดับนานาชาติ

A numerical investigation of microwave ablation on porous liver tissue

Pornthip Keangin¹ and Phadungsak Rattanadecho²

Abstract

The understanding of heat transport in biological tissues is important for enhanced insight on the physiological mechanisms and thermoregulatory mechanisms. This article presents a numerical simulation of microwave ablation using a single-slot microwave antenna on two layers of porous liver tissue. The two layers are of tumor and normal tissue. A porous media approach is proposed for mathematical model of microwave ablation. Three coupled models which include transient momentum equations and a transient energy equation coupled with an electromagnetic wave propagation equation are analyzed. This article focuses on the influences of the tumor diameter, tumor porosity, and input microwave power on the specific absorption rate profile, temperature profile, and blood velocity profile within the porous liver tissue. The results obtained from the calculation of porous media model are examined and compared with the one of bioheat model along with the experimental results from previous work. The results indicated that all parameters have a significant effect on the specific absorption rate profile, temperature profile, and blood velocity profile in the porous liver tissue. The advanced results in this research can be used in applications such as it provides guidance on the practical treatment and can be developed medically for therapeutic.

Keywords

Bioheat model, heat transfer, liver tissue, microwave ablation, porous media model

Date received: 15 May 2017; accepted: 25 August 2017

Handling Editor: Liyuan Sheng

Introduction

A new advancing technique for cancer treatment is microwave (MW) ablation. This is a method that transmission of heat from MW energy via the MW antenna to kill cancer cells while doing little or no damage to surrounding healthy tissues. MW ablation is a slightly invasive local treatment of tumors, especially where the tumor infiltrates deeply into the tissue, can also reduce the impact on patients due to the use of anti-cancer drugs.¹ One of its benefits is it produces a larger active heating region on the tissue, leading to considerably more effective treatment. Therefore, the topic of heat transfer in human tissue during MW ablation has been of interest for several years, especially liver cancer MW ablation. However, experimental MW ablation therapy

cannot be applied on live human beings due to ethical considerations. Experimental studies in animals are another choice for researchers.^{2–4} However, some of the properties of animals may not be applicable in a wide range of realistic situations of cancer treatment. It is a

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Mahidol University, Salaya, Thailand

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Thammasat University, Rangsit, Thailand

Corresponding author:

Phadungsak Rattanadecho, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Thammasat University, Rangsit Campus, 99 Moo 18, Paholyothin Road, Klong Nueng, Klong Luang, Rangsit 12120, Pathum thani, Thailand.
Email: ratphadu@engr.tu.ac.th

AQ1



Creative Commons CC-BY: This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 License (<http://www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) which permits any use, reproduction and distribution of the work without

further permission provided the original work is attributed as specified on the SAGE and Open Access pages (<https://us.sagepub.com/en-us/nam/open-access-at-sage>).

more completely relevant process of MW ablation to improve a realistic biological tissue model via numerical simulation. Numerical analysis of tissue MW therapy can provide useful information on the studied cancer treatment under a variety conditions as it is a rapid and inexpensive way to test innovative medical equipment design.

In the past, the studies of MW ablation dealt with homogeneous material and focused on heat conduction using Pennes' bioheat equation.⁵ Pennes' bioheat model is widely used for modeling the heat transport of biological tissue during thermal therapy.^{6–8} Also, due to the simplifications and limitations of this model, Pennes' bioheat equation is based on the assumption of all heat exchange between the tissue and vascular occurs in the capillaries⁹ and assumes that the temperature of the vascular within the capillaries is equivalent to the core temperature of the human body.¹⁰ Therefore, other researchers have developed bioheat modeling by extending, modifying, or coupling this model with other models.^{11–15}

In reality, biological tissues, there are complex structures consisting of cells of different sizes and a microvascular bed in which the blood flow direction contains various vessels as we referred to as porous structure. Investigation of heat transfer using the anatomical structure of biological tissues can be represented more accurately via porous media theory. With only a few assumptions, porous media models have been applied to analyze the heat transfer in biological tissues in recent years. Most of previous works on the modeling of heat transport focused on single-layer porous media biomaterials.^{16–18} Some studies on the modeling of the heat transport of layered materials.^{19–23} Although porous media models have been used for heat transfer studies in some multilayer biomaterials in previous investigations, they did not utilize porous media modeling in representing the thermal transport of various effects, such as tumor diameter, tumor porosity, and input MW power. In practical treatment, these effects can enhance the heat transfer process of absorption within the target tissue. Therefore, in order to provide adequate information on MW ablation, it is essential to consider complete modeling based on porous media theory in multilayer porous liver tissue and consider all of the previously mentioned parameters in the analysis so as to represent the actual process of MW ablation.

This study investigated the influences of tumor diameter, tumor porosity, and input MW power. A mathematical model of the process through MW ablation is expressed completely by the transient momentum equations and the transient energy equation coupled with the electromagnetic wave propagation (EWP) equation to investigate the characteristics of specific absorption rate (SAR) profile, temperature profile, and blood velocity profile in two-layer porous liver with embedded

tumor during MW ablation. Governing equations in the study are analyzed by the axisymmetric finite element method (FEM). The values obtained provide an indication toward understanding the realistic situation of MW ablation and serve as a first step for the development of medically safe MW ablation treatment.

Models

For MW ablation, an MW antenna is inserted into a tumor to release MW energy (insertion depth of 70.5 mm). The goal of MW ablation is to raise the temperature of the unwanted tissue (tumor) to 50°C or above, at which cancer cells are destroyed.²⁴ In this research, a single-slot MW antenna is situated into the porous liver tissue to deliver input MW power in order to destroy the tumor. The single-slot MW antenna with a diameter of 1.79 mm is applied because this thin antenna is need in interstitial MW therapy to affect the tissues of the body minimally. The dimension of the ring-shaped slot is 1 mm wide and is cut off from the outer conductor of 5.5 mm in length from the short circuited tip to effectively treat deep-seated tumors. The effective heating is formed at locations around the antenna tip and is very significant for effective interstitial hyperthermia.²⁵ The single-slot MW antenna has three components: inner conductor, dielectric, and outer conductor. For hygienic and guidance purposes, the antenna is enclosed in a catheter which made of polytetrafluoroethylene (PTFE). Figure 1 displays the geometry of a single-slot MW antenna. The working frequency of the antenna is 2.45 GHz, a widely used frequency in MW ablation. The dimensions of the single-slot MW antenna are shown in Table 1, while its dielectric properties are listed in Table 2.

Figure 2 depicts the computational domain of the problem. The porous liver tissue comprises of two

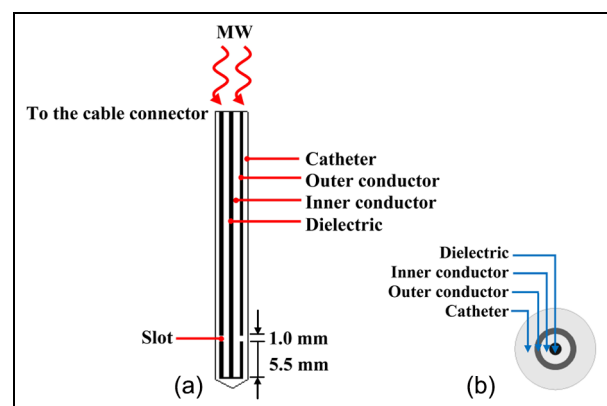


Figure 1. Model geometry of a single-slot MW antenna: (a) schematic of a single-slot MW antenna and (b) cross section of a single-slot MW antenna.

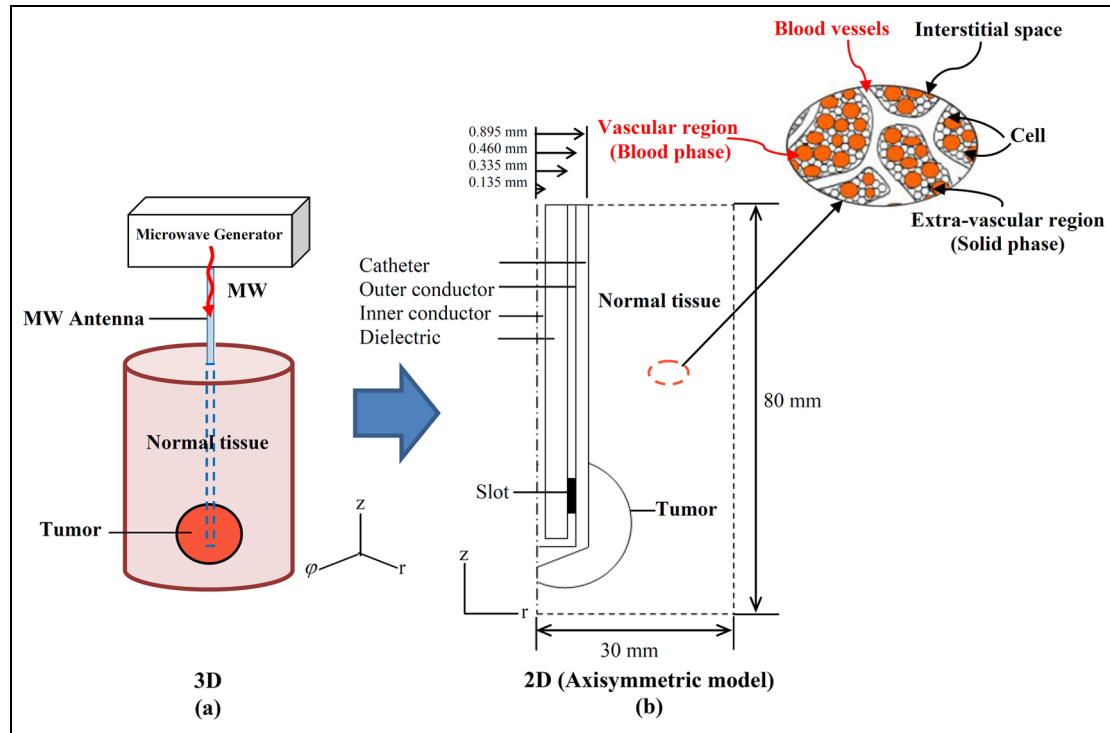


Figure 2. Physical model: (a) 3D porous media model and (b) 2D axisymmetric model.

AQ4

Table 1. Dimensions of a single-slot MW antenna.

Materials	Dimensions (mm)
Inner conductor	0.135 (radial)
Dielectric	0.335 (radial)
Outer conductor	0.460 (radial)
Catheter	0.895 (radial)
Slot	1.000 (wide)

Table 2. The dielectric properties of a single-slot MW antenna.

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

parts, that is, the tumor and normal tissue. A cylindrical geometry of porous liver tissue with a radius of 30 mm and a height of 80 mm is considered. The anatomical structure of the porous liver tissue is assumed to have spaces between cells which are filled with blood (blood-saturated porous media). Within a cylindrical geometry of porous liver tissue, we consider a tumor in spherical shape with different diameters. The approach

based on assuming a spherical and cylindrical geometry for the tumor and normal tissue, respectively, has been used in several works.^{20,23,26,27}

In an anatomical structure, the biological tissues comprise of three components which are blood vessels, cells, and interstitial space. However, most previous studies have been categorized into two distinct regions, that is, the vascular region (blood vessels) and the extra-vascular region (cells and the interstitial space), and the whole anatomical structure can be treated as a blood-saturated tissue represented by a porous matrix in which the blood infiltrates through.^{16,17,20,23} The vascular region refers to as a blood phase and a solid matrix phase is regarded as an extra-vascular region, as explained in Figure 2.

AQ6

Problem formulation

EWP analysis

The EWP model is calculated using Maxwell's equations. The general form of Maxwell's equations based on the harmonic propagation assumption is simplified to demonstrate the SAR profile. This research is carried out with the following assumptions:

1. The EWP is rendered in two-dimensional (2D) axially symmetrical cylindrical coordinates (r - z).²⁸

2. An electromagnetic wave propagates along the single-slot MW antenna, is characterized by transverse electromagnetic (TEM) field.²⁹
3. A transverse magnetic (TM) field is used to characterize an electromagnetic wave in the porous liver tissue.²⁹
4. The wall of the single-slot MW antenna is assumed to be a perfect electric conductor (PEC).
5. The outer surface of the porous liver tissue is shortened by a scattering boundary condition (the electromagnetic wave can pass through the boundary without reflection) and the electromagnetic wave is confined to the porous liver tissue.

In this work, the adapted axisymmetric finite element (FE) model is utilized.^{13,20,28} The electric and magnetic fields associated with the time-varying TEM wave is analyzed in 2D axially symmetrical cylindrical coordinates

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

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

Where

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

Z is the wave impedance (Ω), P is the input MW power (W), while r_{inner} and r_{outer} are the dielectric's inner and outer radius (m), respectively. Furthermore, $\omega = 2\pi f$ denotes the angular frequency (rad/s) where f is the frequency (Hz). The propagation constant (m^{-1}), $k = 2\pi/\lambda$ and λ is the wave length (m).

In the porous liver tissue, the electric field has a finite axial component, whereas the magnetic field is purely in the azimuth direction.²⁹ The electric field is in the radial direction only inside the coaxial cable and in both radial and the axial directions inside the tissue. This assumption encourages the single-slot MW antenna to be modeled using an axisymmetric TM wave formulation and based on harmonic propagation. The wave equation is simplified for $\vec{H}_\phi$ as follows

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right) - \mu_r \gamma_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (3)$$

where ϵ_0 is the permittivity of vacuum/free space and is equal to 8.8542×10^{-12} F/m, ϵ_r is the relative permittivity, σ is the electric conductivity (S/m), μ_r is the relative permeability, and γ_0 is the free space wave number (m^{-1}).

Boundary condition for EWP analysis

The single-slot MW antenna is connected to the MW generator and is placed into the porous liver tissue. MW energy which is generated by MW generator propagates in single-slot MW antenna into the porous liver tissue from the slot to destroy cancerous tissue. Thus, the boundary condition for determining EWP is considered as follows.

At the inlet of the single-slot MW antenna, TM wave propagation with various input MW powers is assigned. At $r = 0$, an axial symmetry boundary is used

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

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

The scattering boundary conditions (waves can be pass through boundary without reflection) for $\vec{H}_\phi$ are used along the outer sides of the porous liver tissue boundaries

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

where $\vec{H}_{\phi 0} = C/Zr$ is the excitation magnetic field.

The inner and outer conductors of the single-slot MW antenna are modeled as the PEC boundary conditions

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

The continuity boundary condition is applied for electromagnetic field at the boundary between normal tissue and tumor

$$\hat{n} \times (\vec{E}_n - \vec{E}_t) = 0 \quad (8)$$

Blood flow and heat transfer analysis

Solving the governing equations for the blood velocity and temperature profiles in the porous liver tissue has been evaluated by the transient momentum equations via Brinkman extended Darcy model and transient energy equation, respectively. This research is carried out on the blood flow and the heat transfer examination which is based upon the following assumptions:

1. Corresponding to the EWP analysis, the blood flow and heat transfer analysis in the porous liver tissue is modeled to be in 2D axially symmetrical cylindrical coordinates ($r-z$).
2. The porous liver tissue is homogeneous, thermally isotropic, and blood-saturated material.²⁰
3. The incompressible Navier–Stokes model is used to simulate the laminar flow conditions in the blood vessel.³⁰

AQ11

AQ7

AQ8

AQ9

AQ10

4. The local thermal equilibrium (LTE) heat transfer between solid and blood phases is considered.
5. The energy exchange across the outer surface of the porous liver tissue is negligible, and no phase change and no chemical reactions occur in the porous liver tissue.
6. The effects of buoyancy due to the temperature gradient are modeled using the Boussinesq approximation.^{31,32}

Momentum equations. In the present numerical work, the Brinkman extended Darcy flow model is used for studying the blood flow within the porous liver tissue, which was first described by Brinkman.³³ The governing equations explaining the blood flow within porous liver tissue as follows²⁰:

Continuity equation

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

Momentum equations

$$\begin{aligned} \frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\ = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{\nu}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{u\nu}{\kappa} \end{aligned} \quad (10a)$$

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

From equation (10), the first term on the right is the pressure gradient term, and the second viscous term on the right is the Darcy term while the third term on the right is analogous to the momentum diffusion term in the Navier–Stokes equation to simulate the laminar flow conditions in a blood vessel.³⁰ Where u and w are the blood velocity component (m/s) ($\vec{u} = (u, w)$), ϕ is the porosity which is the ratio of the vascular space volume to the tissue volume, p is the pressure (Pa), $\nu = 3.78 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$ is the kinematics viscosity, $\beta = 1 \times 10^{-4} \text{ 1/K}$ is the coefficient of the thermal expansion, and κ is the permeability (m^2).

However, in this work, the blood velocity and temperature vary little, and therefore, the density varies little, yet the buoyancy drives the motion. Thus, the variation in density is neglected everywhere except in the buoyancy term. The viscous boundary layer in the porous medium is essential for heat transfer calculations, even though it is very thin.³⁴ Furthermore, the inertial result is also neglected since the flow is very little.

Energy equation. The energy equation with assumes that the temperature of solid and blood phases are identical (LTE model) where the MW energy is included as given by Rattanadecho and Keangin²⁰

$$\begin{aligned} (\rho c_p)_{eff} \frac{\partial T}{\partial t} + (\rho c_p)_b \left(u \frac{\partial T}{\partial r} + w \frac{\partial T}{\partial z} \right) \\ = K_{eff} \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q_{met} + Q_{ext} \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} (\rho c_p)_{eff} &= (1 - \phi)(\rho c_p)_s + \phi(\rho c_p)_b \text{ and} \\ K_{eff} &= (1 - \phi)K_s + \phi K_b \end{aligned} \quad (12)$$

Two parameters in equation (12) are the overall heat capacity per unit volume and overall thermal conductivity, respectively. Subscripts *eff*, *s*, and *b* represent the effective value, solid, and blood phases, respectively. T , ρ , c_p , and K denote the average temperature ($^\circ\text{C}$), density (kg/m^3), specific heat capacity ($\text{J/kg } ^\circ\text{C}$), and thermal conductivity ($\text{W/m } ^\circ\text{C}$), respectively.

The metabolic heat generation (Q_{met}) of $33,800 \text{ W/m}^3$ is determined³⁵ and is considered due to the circulation of blood.³⁶ While, the resistive heat generated by electric field is denoted by external heat source (Q_{ext}) as follows

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2} \quad (13)$$

The electromagnetic fields strongly affect the temperature increase. The SAR parameter represents the energy rate per unit mass of tissue (W/kg) which is absorbed by the biological tissues when exposed to electromagnetic fields can be expressed as

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \text{ or } \text{SAR} = \frac{Q_{ext}}{\rho} \quad (14)$$

Boundary condition for blood flow and heat transfer analysis

The blood flow and heat transfer problem are analyzed only in the porous liver tissue except the single-slot MW antenna. The boundaries of porous liver tissue correspond to the hypothesis are determined in the following.

An axial symmetry boundary is applied at $r = 0$ for the blood flow and heat transfer analysis

$$\hat{n} \cdot \vec{u} = 0 \quad (15)$$

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + \left(\frac{1}{\phi} \right) \eta \left(\nabla \cdot \vec{u} + \left(\nabla \cdot \vec{u} \right)^T \right) \right) = 0 \quad (16)$$

$$\hat{n} \cdot \left(K_{eff} \nabla T - (\rho c_p)_b \vec{u} T \right) = 0 \quad (17)$$

AQ15

AQ12

AQ16

AQ17

AQ18

AQ13

AQ14

The surroundings of the porous liver tissue are keeping at body temperature (37°C) and the boundaries for blood flow analysis are considered an open boundary condition

$$\hat{n} \cdot \left(-pI + \left(\frac{1}{\phi} \right) \eta \left(\nabla \cdot \bar{u} + \left(\nabla \cdot \bar{u} \right)^T \right) \right) = -F_0 \cdot \hat{n} \quad (18)$$

where η is the dynamic viscosity (Pa s) and F_0 is the normal stress (N/m²).

The outer surface between the single-slot MW antenna and the porous liver tissue is considered as adiabatic boundary condition

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T) = 0 \quad (19)$$

The interaction surface between single-slot MW antenna and porous liver tissue is assumed to be rigid body motion as well as no-slip boundary conditions

$$\bar{u} = 0 \quad (20)$$

The internal boundary along the interfaces between normal tissue and the tumor is identified as continuity boundary conditions (no contact resistant occurs)

$$\begin{aligned} \hat{n} \cdot \left(-p_t I + \eta_t \left(\nabla \cdot \bar{u}_t + \left(\nabla \cdot \bar{u}_t \right)^T \right) \right) \\ + p_n I - \eta_n \left(\nabla \cdot \bar{u}_n + \left(\nabla \cdot \bar{u}_n \right)^T \right) = 0 \end{aligned} \quad (21)$$

$$\hat{n} \cdot \left(K_{eff} \nabla T_t - (\rho C_p)_b \bar{u}_t T_t - K_{eff} \nabla T_n - (\rho C_p)_b \bar{u}_n T_n \right) = 0 \quad (22)$$

The initial temperature within the porous liver tissue is considered as a constant core body temperature at 37°C. Numerical modeling is utilized to perform the FEM via COMSOL™ Multiphysics to analyze the problems. The axisymmetric FEM model is performed. The number of elements that the solution to the numerical model is independent of the mesh density is approximately 20,471 elements. We assume that the dielectric and thermal properties and porosities of porous medium are constant. Table 3 tabulates the dielectric and thermal properties of porous medium used in the computations.

Results and discussion

Verification of the model

The accuracy of this work is verified by the validation against the results offered by Yang et al.¹² by selection of an input MW power of 75 W with a frequency of 2.45 GHz and the initial liver tissue temperature of 8°C. The axially symmetrical model is considered to analyze the MW ablation system. The validation results

Table 3. The thermal properties and dielectric properties of normal tissue, blood, and tumor.^{29,37–39}

Properties	Value		
	Normal tissue (n)	Blood (b)	Tumor (t)
Thermal conductivity, K (W/m °C)	0.497	0.45	0.57
Density, ρ (kg/m ³)	1030	1058	1040
Specific heat capacity, c_p (J/kg °C)	3600	3960	3960
Relative permittivity, ϵ_r (–)	43	58.3	48.16
Electric conductivity, σ (S/m)	1.69	2.54	2.096

are illustrated in Figure 3 for the distribution of temperature in the liver tissue for 50 s, which it is considered at positions of 4.5 and 9.5 mm away from the single-slot MW antenna. Figure 3(a) depicts the validation results of the liver tissue temperature of the presented bioheat model compared with the liver tissue temperature of the bioheat model obtained by Yang et al.¹² It produces similar results with Yang et al.¹² In addition, to verify the accuracy of the presented model of MW ablation, the resulting data of the bioheat and porous media models are verified with the experimental data presented by Yang et al.¹² under the same geometric model and same conditions. The comparison of results is depicted in Figure 3(b); it is seen that the simulation results are in agreement with the experimental data. In addition, the simulation results obtained from porous media model follow closer to the experimental results than the one from bioheat model. At the same range of time of both positions, their temperature distributions provide similar results. This is because the heat transfer characteristics in the porous media model are both conduction and convection modes occur. In contrast, the bioheat model is mainly generated by the conduction heat mode. Therefore, it is reasonable to select the porous media modeling approach which can be effectively used for this problem. This comparison guarantees that the numerical model can accurately represent the transport phenomena in the liver tissue. This is important to achieve near-realistic model of the MW ablation problem.

In this study, the influences of the three parameters, namely, the tumor diameter ($D = 1.4, 2.0$, and 2.6 cm), the tumor porosity ($\phi_t = 0.4, 0.5, 0.6$, and 0.7), and the input MW power ($P = 10, 15$, and 20 W), have been investigated. A parametric study has been performed to estimate the influence of each of these factors separately and analyze their contributions in determining the SAR, temperature, and blood velocity profiles.

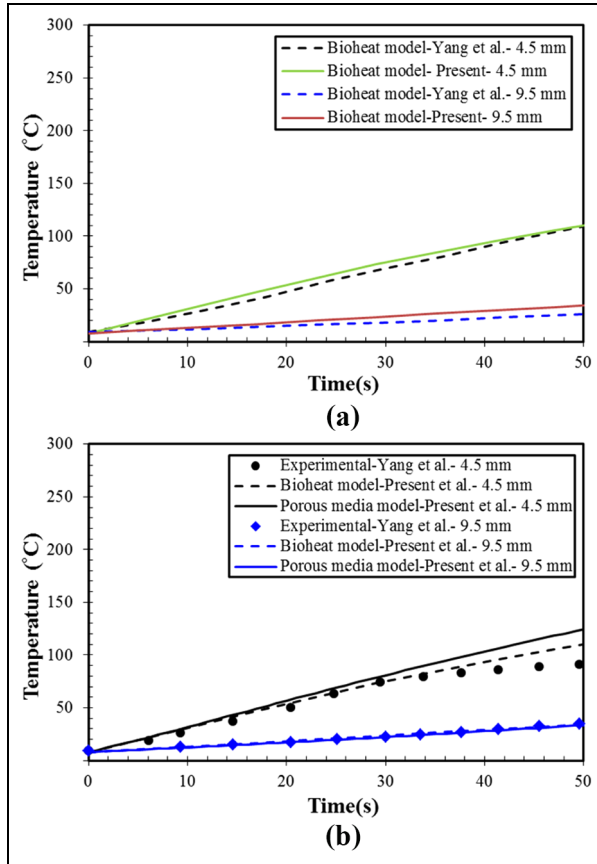


Figure 3. Validation of the mathematical model against Yang et al.¹² (a) validation results of the liver tissue temperature of bioheat model and (b) validation results of the liver tissue temperature of bioheat model and porous media model to experimental data.

Comparison of bioheat model and porous media model

Comparative studies on the transport of heat transfer using the bioheat and porous media models were performed and evaluated in detail to support the results stated within this article. The resulting transient temperature profile in liver tissue for durations of 0–300 s based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, and $D = 2.0$ cm for the bioheat and porous media models is shown in Figure 4. It is found that the temperature profiles in both models are very similar at a particular time but differ slightly in magnitude. In both models, the temperature profile forms a nearly oval shape around the slot. The areas with highest temperature value (hot zones) occur in the vicinity of the slot of the single-slot MW antenna. This happens because the blood flow in the void of the porous media model is often very slow and therefore has a small effect on the temperature profile within the porous liver tissue. It is the reason why the present model is applicable to use in this problem. Meanwhile, the porous media model can also show the

blood velocity profile as the result of effects of density variation due to thermal gradients, which corresponds to the MW energy absorbed in the transport of blood. The blood circulation presented in this article could possibly occur in a realistic situation due to its very high temperature and high energy density in the MW ablation process.

Tumor diameter effects

The effects of then tumor diameter on the SAR profile within the porous liver tissue at $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$, and $t = 300$ s are shown in Figure 5. Figure 5(a)–(c) shows the SAR profile of the porous liver tissue at the tumor diameters of 1.4, 2.0, and 2.6 cm, respectively. These figures illustrate the volumetric heating effect expected from MW ablation, where a hot spot zone occurs at the position near the end tip and the slot of the single-slot MW antenna. The calculated results for SAR profile are consistent closely with the experimental SAR profile in the research of Deshazer et al.⁴⁰ MW power delivered from the antenna propagates inside the tumor and the normal tissue and is transformed into the thermal energy by electromagnetic heating. In all tumor diameters, the SAR profile curves form a nearly oval distribution around the slot and its highest value near the antenna slot. It then reduces by distance, leading to a higher value of SAR in the tumor than the normal tissue. Nevertheless, the volumetric SAR pattern within the porous liver tissue in the case of a greater tumor diameter provides a broader area of heat dissipation to the surrounding tissue near the slot of the antenna compared with result calculated for a smaller tumor diameter.

Figure 6(a)–(c) shows the effects of the tumor diameter on the temperature profile within the porous liver for tumor diameters of 1.4, 2.0, and 2.6 cm, respectively. This figures show that the temperature profile follows the SAR profile quite well. That is a higher temperature value location corresponds to a higher SAR value in that area. The increase of temperature in the porous liver tissue happens because the absorption of the MW power as well as SAR within the porous liver tissue, and thereafter, the absorbed energy is converted to thermal energy. The simulated temperature profiles are comparable with the experimental temperature profiles in the research of Deshazer et al.⁴⁰ The results obtained demonstrate that the maximum temperature value is above 50°C in tumor region, which is capable of destroying tumor in the liver tissue (usually, tumors are destroyed at temperatures over 50°C²⁴). However, in the case of a tumor diameter of 1.4 cm, it is established that the area surrounding the tumor region has a temperature exceeds 50°C that will damage the normal tissue around the tumor region. It

AQ20

AQ21

AQ22

AQ23

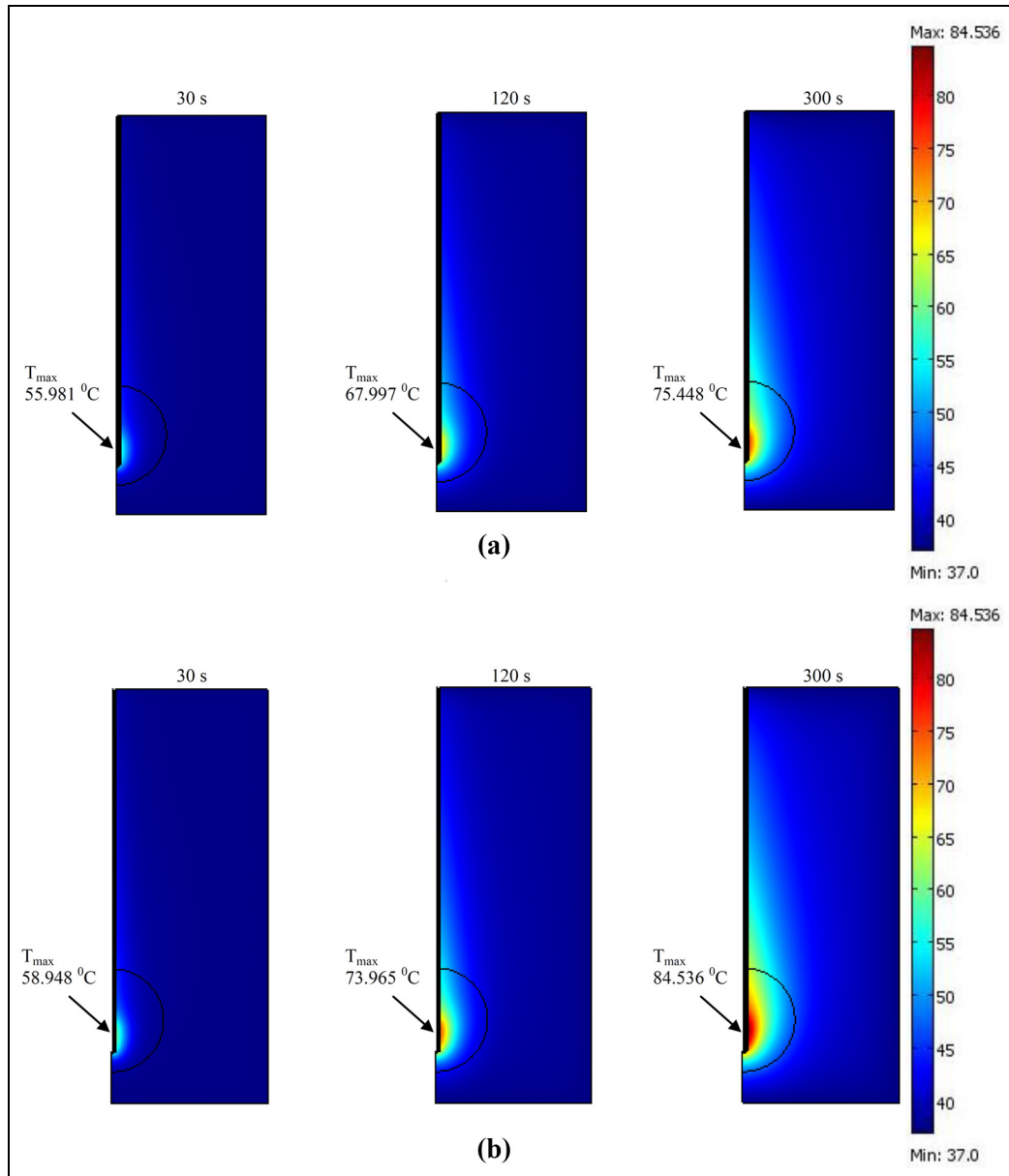


Figure 4. The temperature profile in porous liver tissue at various times based on $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, and $D = 2.0$ cm for (a) bioheat model and (b) porous media model.

is found that the smaller tumor diameter gives a slightly higher temperature value within the porous liver tissue. Furthermore, the greater tumor diameter provides a wider region of heat far away from the antenna because of the effect of natural convection through the pores of the tumor on heat transfer. This confirmed that the natural convection due to blood circulation, which is illustrated in Figure 7. Figure 7(a)–(c) shows the blood velocity profile of the porous liver tissue with the following conditions in the previous figures at tumor diameters of 1.4, 2.0, and 2.6 cm, respectively. The blood flows are driven by the effect of buoyancy force (natural convection) due to MW energy. The flowing blood with higher velocity acts as a heat sink and results in

dissipates the thermal heat to the surrounding tissue. The warmer blood upward toward the top and contributes to the convection cooling effect near the vicinity of the antenna slot, while far from the antenna, the heat source is weaker leads to lower temperatures and colder blood with lower velocity. It is shown that the normal tissue receives weakened MW energy with lower porosity and a lower permeability, causing the blood velocity within this normal tissue to be very weak. Considering the effect of the tumor diameter on the blood velocity, the smaller diameter yields a slightly lower blood velocity compared to that of the greater tumor diameter due to the weakness of the natural convection.

AQ25

AQ24

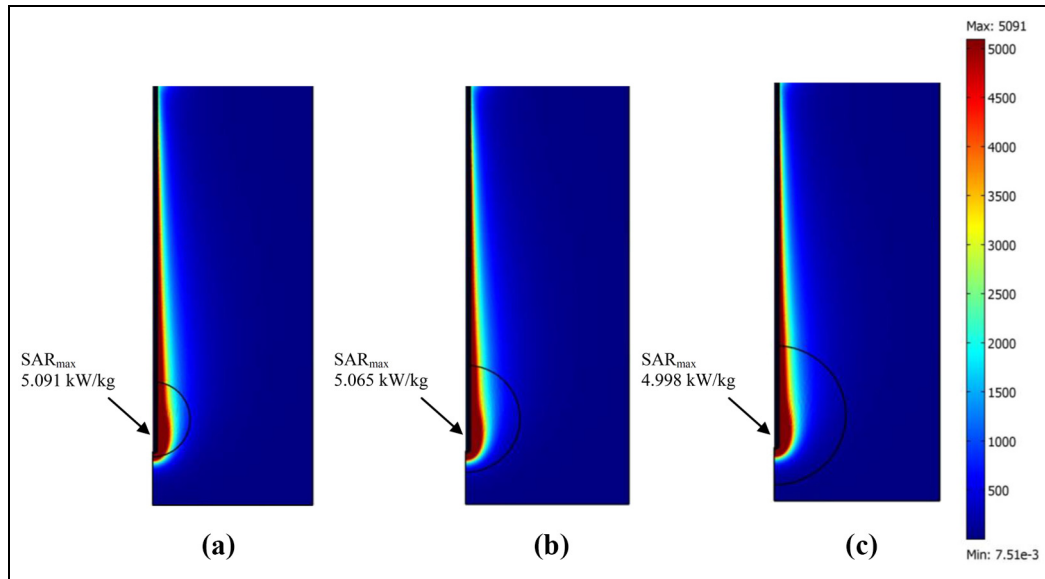


Figure 5. The SAR profile in the porous liver tissue at various tumor diameters for (a) $D = 1.4 \text{ cm}$, (b) $D = 2.0 \text{ cm}$, and (c) $D = 2.6 \text{ cm}$.

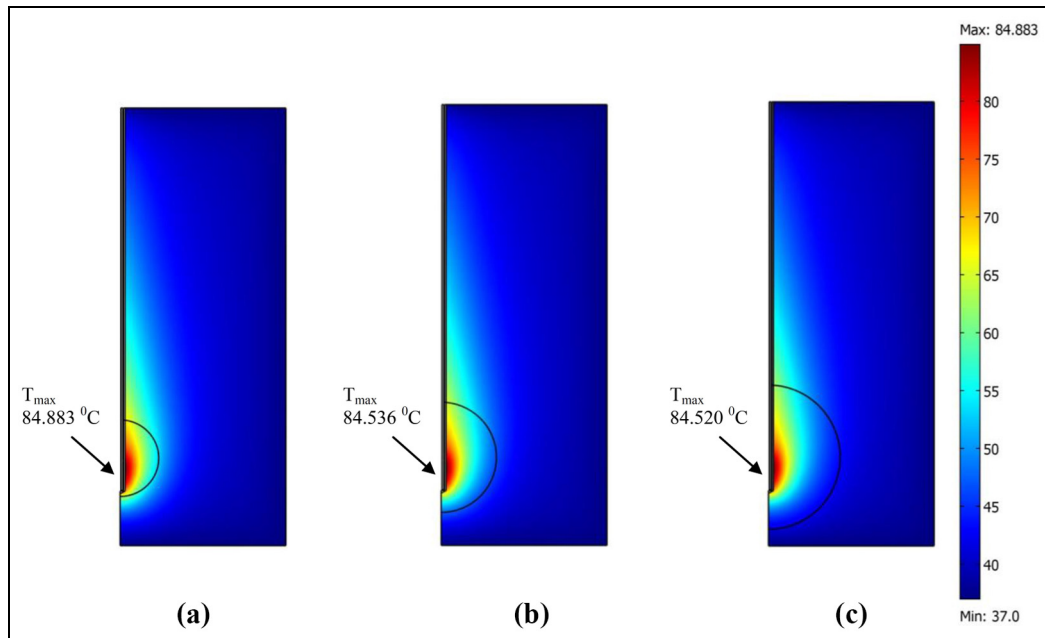


Figure 6. The temperature profile in the porous liver tissue at various tumor diameters for (a) $D = 1.4 \text{ cm}$, (b) $D = 2.0 \text{ cm}$, and (c) $D = 2.6 \text{ cm}$.

Figure 8(a)–(c) shows the effect of tumor diameter on the SAR distribution, the temperature distribution, and the blood velocity distribution along the path guidance ($z = 16 \text{ mm}$ or insertion depth of 64 mm), respectively. From Figure 8(a), it can be observed that the slightly changes in maximum magnitude happen with each tumor diameter changes. The SAR distributions gradually increase through the path guidance and quickly decrease and have the lowest value with $r = 30 \text{ mm}$. Figure 8(b)

shows that no change of magnitude can be seen from each diameter uses. The temperature rapidly increases along the path guidance and to a highly temperature localized near the slot of the antenna and then decreases continuously along the distance and approaches 37°C due to the penetration depth which relates to the SAR distribution. It is interesting to observe that the hot spot zone happens in the tumor meaning that the temperature in the tumor is higher than the temperature in the normal

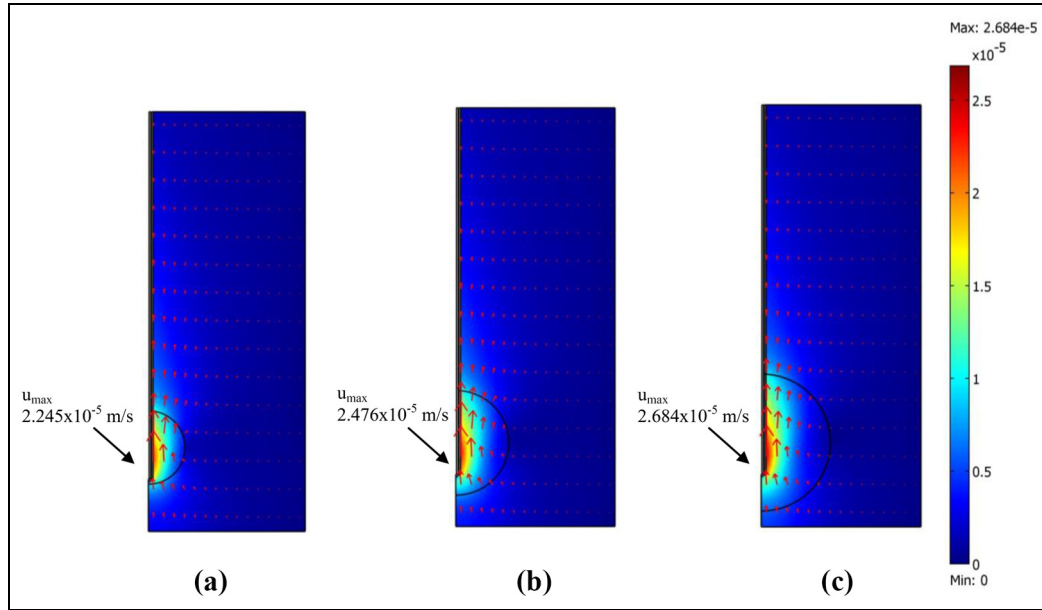


Figure 7. The blood velocity profile in the porous liver tissue at various tumor diameters for (a) $D = 1.4$ cm, (b) $D = 2.0$ cm, and (c) $D = 2.6$ cm.

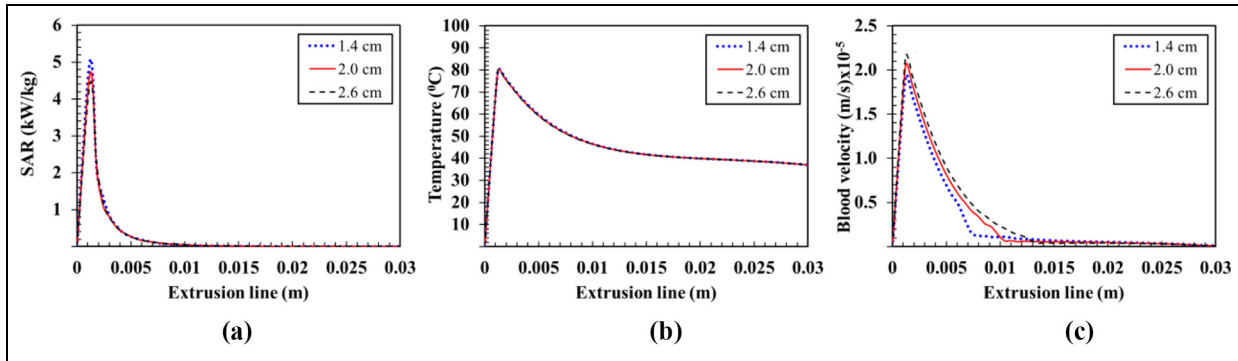


Figure 8. The effect of tumor diameter on (a) the SAR distribution, (b) the temperature distribution, and (c) the blood velocity distribution along the extrusion line.

tissue. However, the tumor diameter has only a small effect on the temperature distribution within the porous liver tissue, although it has a strong effect on the blood velocity distribution, as shown in Figure 8(c). The convective heat transfer characteristic has a strong effect on the blood velocity distribution. The blood velocity rapidly increases along the path guidance and reaches its maximum value near the slot of the antenna. It then the blood velocity slowly decreases and approaches zero to the outer boundaries of the porous liver tissue because it is not influenced by transmission of waves.

Tumor porosity effects

Figure 9(a) and (b) shows the effect of tumor porosity on the temperature distribution and the blood velocity

distribution along the path guidance. The physical data are $P = 10$ W, $f = 2.45$ GHz, $\phi_n = 0.6$, $D = 2.0$ cm, and $t = 300$ s. It is found that the temperature distributions for all porosities have the same pattern but differ slightly in magnitude. In addition, the tumor porosity significantly influences the temperature increase within the porous liver tissue. Greater tumor porosity provides greater permeability that leads to a slightly higher temperature. It is also found that the greater tumor porosity corresponds to greater blood velocity because the greater tumor porosity has a large temperature gradient produced by the MW power, causing a strong impact of natural convection that gives a buffer characteristic to the porous liver tissue temperature during the MW ablation system. As expected, the blood velocity rapidly increases along the path guidance and reaches its

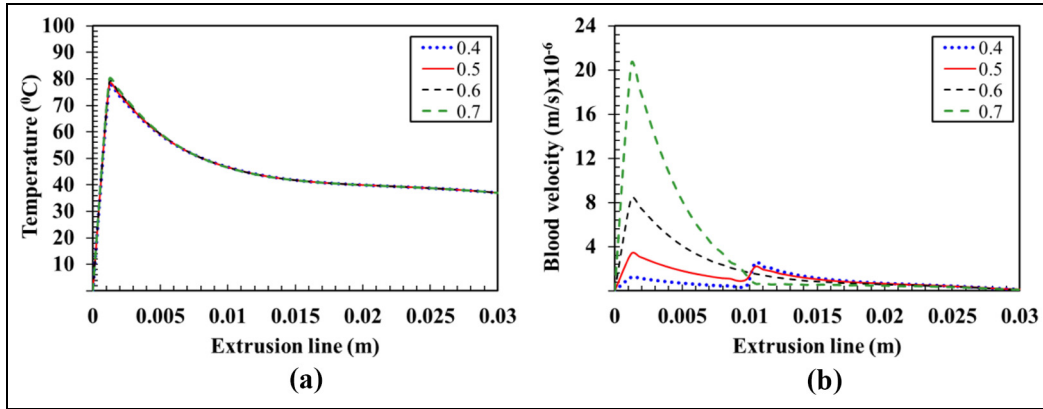


Figure 9. The effect of tumor porosity on (a) the temperature distribution and (b) the blood velocity distribution along the extrusion line.

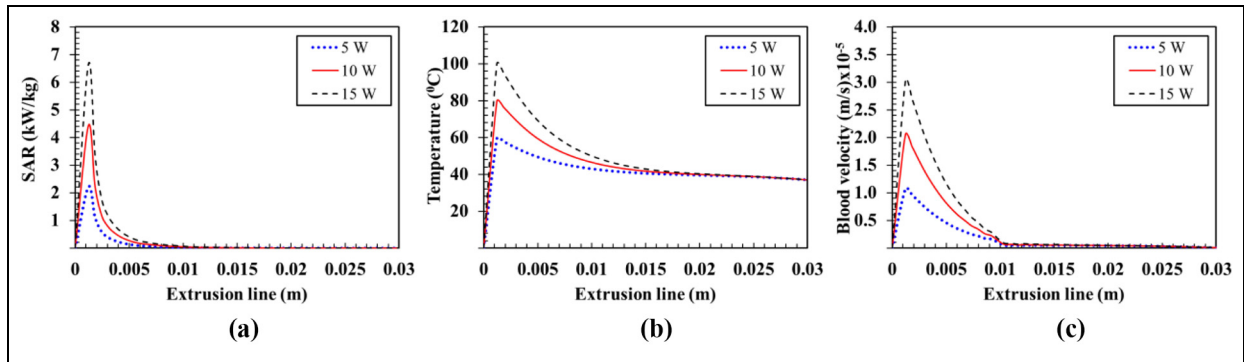


Figure 10. The effect of input microwave power on (a) the SAR distribution, (b) the temperature distribution, and (c) the blood velocity distribution along the extrusion line.

maximum value near the antenna slot and then gradually decreases and closer zero at the outer boundaries of the porous liver tissue due to no influence of delivering wave occurs in the tumor porosities of 0.7 and 0.6. This is because the tumor is closer to the end tip and the slot of the single-slot MW antenna, so the higher porosity and higher permeability than normal tissue mean that it will receive a strong incident wave and the blood velocity within the tumor is very strong. By contrast, the normal tissue receives weakened MW energy and its lower porosity and lower permeability mean that the blood velocity within this normal tissue is very weak. However, in the case of a tumor porosity of 0.7, at the outer region between the tumor and the normal tissue, there is a small swing in the blood velocity due to the *difference* in the porosity of the tumor and the normal tissue. On the other hand, in the case of tumor porosities of 0.4 and 0.5, the blood velocity at $r = 0.01$ m is increased and reaches its maximum value again and then gradually decreases and approaches zero. Since the tumor has a lower porosity and a lower permeability than normal tissue, weakened MW energy

will be absorbed, meaning that the blood velocity is very weak. In addition, in the case of the tumor porosities of 0.4 and 0.5, when the permeability of the tumor is low, the convective heat transfer mechanism is almost suppressed; however, conduction plays a major role in heat transfer.

Input MW power effects

Figure 10(a)–(c) shows the effect of the input MW power on the SAR distribution, temperature distribution, and blood velocity distribution along the path guidance based on $\phi_n = 0.6$, $\phi_t = 0.7$, $D = 2.0$ cm, $f = 2.45$ GHz, and $t = 300$ s. Once again, the findings revealed that the temperature distribution relates to the SAR distribution. The maximum temperature at the higher input MW power is clearly greater than that of the lower input MW power following SAR. Greater input MW power, leading to a higher strength of electric field, provides greater heat generation within the porous liver tissue, thereby increasing the maximum temperature during the MW ablation process. The blood velocity distributions have similar trend with the

temperature distributions which produce convective heat transfer. Greater input MW power corresponds to greater blood velocity within the porous liver tissue. The explanation of the blood flow pattern was discussed in the previous topic, where the key factor affecting the velocity of blood in the porous liver tissue is the permeability of the layers of the tumor and normal tissue.

Conclusion

Computer simulation is necessary to improve the MW ablation procedure. The accurate control of the lesion size is needed for the clinical treatment with MW ablation in order to guarantee destruction of the cancer tissue and minimizing damage to surrounding healthy tissue. This research is carried out to observe the effects of tumor diameter, tumor porosity and input MW power on the SAR, temperature, and blood velocity profiles in two-layer porous liver tissue during MW ablation. The results obtained accurately represent the phenomena occurring in the porous liver tissue during the MW ablation. The effect of tumor diameter is the same for the SAR, temperature, and blood velocity profiles but with slightly different amplitudes for each case. The tumor porosity has only a small effect on the temperature distribution, but a clear effect on the blood velocity distribution. In addition, greater input MW power leads to a higher SAR value, thereby increasing the temperature and resulting in higher blood velocity within the porous liver tissue. The temperature profiles of the bioheat and porous media models are very similar at a particular time, but differ slightly in magnitude because the blood flow in the void of the porous media model has a small effect. The present model is examined for advancing the transport phenomena in biomedical applications.

Acknowledgements

The authors would like to gratefully acknowledge the Thailand Research Fund under the project no. TRG5780208, RTA598009 and Mahidol University for supporting this research.

Declaration of conflicting interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

References

1. Garrean S, Hering J, Saied A, et al. Ultrasound monitoring of a novel microwave ablation (MWA) device in porcine liver: lessons learned and phenomena observed on ablative effects near major intrahepatic vessels. *J Gastrointest Surg* 2009; 13: 334–340.
2. Haemmerich D, Santos ID, Schutt DJ, et al. In vitro measurements of temperature-dependent specific heat of liver tissue. *Med Eng Phys* 2006; 28: 194–197.
3. Hines-Peralta AU, Pirani N, Clegg P, et al. Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver. *Radiology* 2006; 239: 94–102.
4. Yang D, Converse MC, Mahvi DM, et al. Measurement and analysis of tissue temperature during microwave liver ablation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007; 54: 150–155.
5. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol* 1998; 85: 5–34.
6. Gupta PK, Singh J and Rai KN. Numerical simulation for heat transfer in tissues during thermal therapy. *J Therm Biol* 2010; 35: 295–301.
7. Choi SY, Kwak BK and Seo T. Mathematical modeling of radiofrequency ablation for varicose veins. *Comput Math Method M* 2014; 2014: 485353.
8. Wu X, Liu B and Xu B. Theoretical evaluation of high frequency microwave ablation applied in cancer therapy. *Appl Therm Eng* 2016; 107: 501–507.
9. Shih TC, Yuan P, Lin WL, et al. Analytical analysis of the Pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface. *Med Eng Phys* 2007; 29: 946–953.
10. Becker S. Analytic one dimensional transient conduction into a living perfuse/non-perfuse two layer composite system. *Int J Heat Mass Tran* 2012; 48: 317–327.
11. Klinger H. Heat transfer in perfused biological tissue—I: general theory. *B Math Biol* 1974; 36: 403–415.
12. Yang D, Converse MC and Mahvi MD. Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007; 54: 1382–1388.
13. Keangin P, Wessapan T and Rattanadecho P. Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna. *Appl Therm Eng* 2011; 31: 3243–3254.
14. Liu KC, Wang CC and Cheng PJ. Nonlinear behavior of thermal lagging in laser-irradiated layered tissue. *Adv Mech Eng* 2013; 5: 1–6.
15. He ZZ and Liu J. An efficient parallel numerical modeling of bioheat transfer in realistic tissue structure. *Int J Heat Mass Tran* 2016; 95: 843–852.
16. Nakayama A and Kuwahara F. A general bioheat transfer model based on the theory of porous media. *Int J Heat Mass Tran* 2008; 51: 3190–3199.
17. Mahjoob S and Vafai K. Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment. *Int J Heat Mass Tran* 2009; 52: 1608–1618.

18. Wang K, Tavakkoli F, Wang S, et al. Analysis and analytical characterization of bioheat transfer during radiofrequency ablation. *J Biomech* 2015; 48: 930–940.
19. Khakpour M and Vafai K. A comprehensive analytical solution of macromolecular transport within an artery. *Int J Heat Mass Tran* 2008; 51: 2905–2913.
20. 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. *Int J Heat Mass Tran* 2013; 58: 457–470.
21. Chiang J, Birla S, Bedoya M, et al. Modeling and validation of microwave ablations with internal vaporization. *IEEE Trans Biomed Eng* 2015; 62: 657–663.
22. Vyas DCM, Kumar S and Srivastava A. Porous media based bio-heat transfer analysis on counter-current artery vein tissue phantoms: applications in photo thermal therapy. *Int J Heat Mass Tran* 2016; 99: 122–140.
23. Chaichanyut M and Tungjitsolmun S. Microwave ablation using four-tine antenna: effects of blood flow velocity, vessel location, and total displacement on porous hepatic cancer tissue. *Comput Math Method M* 2016; 2016:4846738.
24. McGahan JP, Brock JM, Tesluk H, et al. Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model. *J Vasc Interv Radiol* 1992; 3: 291–297.
25. Saito K, Hayashi Y, Yoshimura H, et al. Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy. *IEEE T Microw Theory* 2000; 48: 1800–1806.
26. Bellomo C. A mathematical model of the immersion of a spherical tumor with a necrotic core into a nutrient bath. *Math Comput Model* 2006; 43: 779–786.
27. Phasukkit P, Tungjitsolmun S and Sangworasil M. Finite-element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2009; 56: 2564–2572.
28. Keangin P, Rattanadecho P and Wessapan T. An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna. *Int Commun Heat Mass* 2011; 38: 757–766.
29. Bertram JM, Yang D and Converse MC. Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model. *Biomed Eng Online* 2006; 5: 15.
30. Kee RJ, Coltrin ME and Glarborg P. *Chemically reacting flow: theory and practice*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2003.
31. Shafahi M and Vafai K. Human eye response to thermal disturbances. *ASME: J Heat Trans* 2011; 133: 011009.
32. Wessapan T and Rattanadecho P. Specific absorption rate and temperature increase in human eye subjected to electromagnetic fields at 900 MHz. *ASME: J Heat Trans* 2012; 134: 091101.
33. Brinkman HC. On the permeability of media consisting of closely packed porous particles. *Appl Sci Res* 1949; 1: 81–86.
34. Al-Amiri AM. Analysis of momentum and energy transfer in a lid-driven cavity filled with a porous medium. *Int J Heat Mass Tran* 2000; 43: 3513–3527.
35. Rabin Y and Shitzer A. A numerical solution of the multidimensional freezing problem during cryosurgery. *J Biomech Eng* 1998; 120: 32–37.
36. Absalan H, SalmanOgli A, Rostami R, et al. Simulation and investigation of quantum dot effects as internal heat-generator source in breast tumor site. *J Therm Biol* 2012; 37: 490–495.
37. Chen ZP, Miller WH, Roemer RB, et al. Errors between two- and three-dimensional thermal model predictions of hyperthermia treatments. *Int J Hyperthermia* 1990; 6: 175–191.
38. Stauffer PR, Rossetto F, Prakash M, et al. Phantom and animal tissues for modelling the electrical properties of human liver. *Int J Hyperthermia* 2003; 19: 89–101.
39. Wessapan T, Srisawatdhisukul S and Rattanadecho P. The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy. *Int Commun Heat Mass* 2011; 38: 255–262.
40. Deshazer G, Prakash P, Merck D, et al. Experimental measurement of microwave ablation heating pattern and comparison to computer simulations. *Int J Hyperthermia* 2017; 33: 74–82.

Thermal Models for Temperature Increases in the Human Skin Tissue

Pornthip Keangin,¹ and Phadungsak Rattanadecho²

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Mahidol University,
25/25 Phutthamonthon 4 Road, Salaya, Nakhon Pathom, 73170, Thailand.

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering,
Thammasat University (Rangsit Campus),

99 mu 18, Paholyothin Road, Klong Nueng, Klong Luang, Pathumthani, 12120, Thailand.

Correspondence should be addressed to Phadungsak Rattanadecho; ratphadu@engr.tu.ac.th

Abstract

The skin is one of the sensitive organs that have complexity of the configurations. The skin helps protecting body from dirt, microbes and other element. In addition, the skin helps regulate body temperature from temperature change such as hot and cold and permits the sensations of touch. The temperature increase in the skin may be significantly affected by thermal physiologic response such as shivering, regulatory sweating and vasomotion. Due to ethical consideration, the study of heat transfer within the skin for experimental purposes is limited. Therefore, the study of heat transfer within the skin from numerical analysis is another alternative that is gaining attention. In this research, presents a comparison of temperature distributions in the multi-layer skin by using the multi-heat transfer models. The heat transfer models includes bioheat model, Klinger model, local thermal equilibrium (LTE) porous media model and local thermal non-equilibrium (LTNE) porous media model to find a model that is most appropriate. The skin model is consisted of three-layer components, which are epidermis, dermis and subcutaneous fat. The influences from external environments are systematically investigated. The heat transfer equations in multi-heat transfer models are solved using the finite element method (FEM). The results obtained in this work reveal that the proposed approach can provide accurate estimation the transient temperature distribution and predicting the thermal response in the multi-layer skin exposed to effects from external environments.

Keywords: Heat transfer, Human skin, Multi-layer, Porous media

1. Introduction

The skin is an organ that covering or integument the body's surface. The skin is a sensitive organ and has complexity of the anatomical structure. The skin is the largest organ of the human body [1], with a total area of about 20 square feet. The skin helps protecting body from dirt, microbes, sensory stimuli from the external environment and other element. In addition, the skin helps regulate body temperature from temperature change such as hot and cold; and permits the sensations of touch. Human skin can be divided into three components, which are epidermis, dermis and subcutaneous tissue [2-4] as shown in Fig. 1. The epidermis is the outermost layer of skin, provides a waterproof barrier and creates our skin tone, while, the dermis are found beneath the epidermis, contains tough connective tissue, hair follicles, and sweat glands. Further, the deeper subcutaneous tissue (hypodermis) is made of fat and connective tissue.

The temperature increases in skin maybe significantly influences the thermal physiologic response such as shivering, regulatory sweating and vasomotion [5]. The severity of the physiological effect produced by small temperature increases can be expected to worsen in sensitive organs. An increase of approximately 1-5°C in human body temperature can cause numerous malformations, temporary infertility in males, brain lesions, and blood chemistry changes [6]. However, the resulting thermo-physiologic response of the skin is not well understood due to the complexity of the problem. There have been reports on the effects of temperature increases on the thermo-physiologic response of the skin [5,7]. In order to gain insight into the phenomena occurring within the skin subjected to an imposed external environment, detailed knowledge of the heat transfer is necessary. The experimental data of heat transfer on human skin are sparse due to ethical consideration. Therefore, modeling of the heat transport in human skin is needed. Numerical analysis of temperature increases in the human skin has provided useful information on thermo-physiologic response for the skin under a variety of conditions.

The modeling of heat transport in skin was first introduced by Pennes [8] which is normally called bioheat equation. The bioheat equation is based on the heat diffusion equation, is a frequency used for analysis of heat transfer in skin [9-12]. Zhao et.al. [10] developed a new two level finite difference scheme for the one-dimension Pennes's bioheat equation. Lv and Liu [11] investigated the dynamic response of cutaneous thermoreceptors (TRs) under various environmental conditions of human skin. The model consists of an electrical submodel and a Pennes bioheat transfer submodel. However, mathematic model

prediction of skin based on bioheat equation is quite good for micro vessels, in the presences of large vessels, more complicated models are suggested. Therefore, due to simplifications and shortcomings of bioheat model, other workers have established mathematical bioheat models by extending or modifying bioheat model [13-15]. For example, Klinger [14] developed a mathematical procedure using green's function to gain an exact analytical solution of the bioheat equation with convection terms.

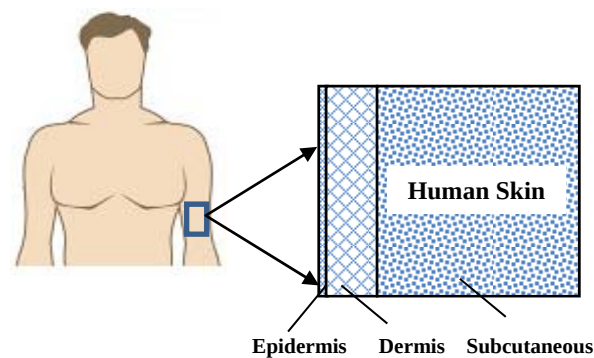


Fig. 1 The structure of human skin

Furthermore, in realistic, the biological tissues such as skin are complex structures consisting of cells of different sizes and microvascular bed with the blood flow direction contains many vessels and can be regarded more accurately via porous media theory [16]. Utilizing porous media theory in modeling heat transfer in human tissues results in fewer assumptions as compared to different established bioheat transfer models [17-18]. Depictions of heat transport in porous tissues have been a topic of interest for many decades. Two different models are used for analyzing heat transfer in a porous medium; local thermal equilibrium (LTE) and local thermal non-equilibrium (LTNE) [19]. The LTE model is based on the assumption that the tissue phase temperature is equal to blood phase temperature everywhere in the porous medium and referred to as the one equation model [20-22]. In recent years, the LTNE model has received more attention to demonstrate the heat transport in biological media [23-25]. Utilizing the porous media theory, LTNE between the tissue and the blood phase is addressed and the tissue-blood convective heat exchange is taken into account. Volume averaging over each of the tissue and blood phases result in energy equations for each individual phase. Therefore, the theory of LTNE model for heat transfer in biological tissues is found to be most appropriate as compared to LTE model.

Most previous studies heat transport phenomena in skin was used bioheat equation, very few works have studied heat transfer based on porous media approach. Furthermore, they have been a few works to investigate the systematic studies on the influences of the blood perfusion rate, blood velocity, and external environment, especially effects of heat transfer model. Therefore in order to provide adequate information on the appropriate level of thermal physiologic response due to temperature increase in skin, it is essential to consider all of heat transfer models in analysis transport phenomena in human skin.

The aim of this research is to analyze and learn more about temperature increases on the human skin. Comparisons of temperature distributions in the multi-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer model in this study includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model. The skin model is consisted of three-layer components, which are epidermis, dermis and subcutaneous fat. The effects of blood perfusion rate, blood velocity, and external environment on the temperature distributions in the skin are systematically investigated. The heat transfer equations in multi-heat transfer models are solved using the finite element method (FEM).

2. Skin Model

In this study, an analysis of heat transfer within the multi-layered skin is considered. It is assumed that the skin has three-layer components namely, epidermis, dermis and subcutaneous fat and consider a two-dimensional model, as shown in Fig. 2. The porous skin model as illustrated in Fig. 3. The porous skin have been categorized into two distinct regions, i.e., the vascular region (blood vessels) and the extra-vascular region (cells and the interstitial space) and treat the whole anatomical structure as a fluid-saturated porous medium, through which the blood infiltrates [16-18]. The vascular region is regarded as a blood phase and the extra-vascular region is regarded as a tissue phase, as explained in Fig. 3. The porous skin is assumed to be a homogeneous and thermally isotropic as well as saturated porous medium. The skin total thickness is 0.006 m. The thickness and thermal properties of the individual skin layers are shown in Table 1 [2]. The effects of external environment i.e. effective heat transfer coefficient (h) and external environment temperature (T_{∞}) on the temperature distributions in the skin are studied. The parameters of external environment for analysis are $h = 7 \text{ W/ m}^2\text{°C}$ and $T_{\infty} = 25 \text{ °C}$ [4] and $h = 10 \text{ W/ m}^2\text{°C}$ and $T_{\infty} = 20 \text{ °C}$ [26]. The effects of external environment is applied at time period 0 to 15 s to correspond the

conditions of literatures [2,4]. However, the thermoregulation mechanisms such as shivering, regulatory sweating and vasomotion are not taken into account in this study. Because of these thermoregulation mechanisms are activated while the human body is in a state of discomfort which this work aimed at enhancing the human thermal comfort.

3. Equations for Heat Transfer Analysis

In this research, the comparisons of temperature distributions in the multi-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer model in this study includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model. To simplify the problem, this research is carried on the following assumptions:

1. The skin model is assumed in two-dimensional coordinates (x-y axis) [2,26].
2. The skin model is considered homogenous, thermally isotropic and is saturated with a fluid (blood) which the blood velocity is assumed to be constant.
3. There is no phase change occurs in the skin, no energy exchange through the outer surface of the skin, and no chemical reactions occur in the skin.
4. Neglect the effect of shrinkage of skin.
5. The porosities and thermal properties of the skin are assumed to be constant.

The system of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved numerically using the FEM. The concept idea for formulating control equation in this research is shortly illustrated below:

3.1 The Bioheat Model: The bioheat model developed by Pennes [8] is one of the earliest models for heat transport in biological tissue. The transient bioheat equation which the metabolic heat source are applied to the skin can be written as [5,26]:

$$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + (\rho C_p)_b \omega_b (T_b - T_t) + q_{met} \quad (1)$$

where subscripts t and b represent the tissue and blood phase, respectively, T is the temperature averaged ($^{\circ}\text{C}$), ρ is the density (kg/m^3), C_p is the specific heat capacity ($\text{J}/\text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$), k is the thermal conductivity ($\text{W}/\text{m} \cdot ^{\circ}\text{C}$), ω is the blood perfusion rate ($1/\text{s}$) and q_{met} is the metabolic heat source (W/m^3), respectively. However, thermal model prediction of biological tissue based on bioheat equation is quite good for micro vessels, however, in the presences of large vessels, more complicated models are recommended.

3.2 The Klinger Model: The Klinger equation which is derived from Klinger model with the assumption of quasi-steady state as the following equation [27]:

$$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} + \phi (\rho C_p)_b (\mathbf{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + q_{met} \quad (2)$$

where ϕ is the porosity which is the ratio of the blood volume to the total volume (-) [16], $\mathbf{u}$ is the blood phase average velocity (cm/s) which is assumed to be constant.

The main difference between Eq. (1) and Eq. (2) is found in their convection term due to blood flow, this term in Eq. (2) accounts for the directional effect of blood flow on the tissue temperature distribution, whilst, that of Eq. (1) acts as a blood perfusion term $((\rho C_p)_b \omega_b (T_b - T_t))$.

3.3 The Local thermal non-equilibrium (LTNE) porous media model : The porous media model for heat transport in biological tissues is found to be most suitable since it has fewer assumptions than the bioheat model [28]. The transient temperature distribution within the porous skin is obtained by solving the energy equation of tissue and blood phases where the metabolic heat source is included. The governing equations in a saturated porous medium for tissue and blood phases incorporating with LTNE conditions can be represented as [29]:

Tissue phase:

$$(1 - \phi)(\rho C)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{t,eff} \nabla T_t) - h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) - \omega_b C_b (T_t - T_b) + (1 - \phi) q_{met,t} \quad (3)$$

Blood phase:

$$\phi(\rho C)_b \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla T_b \right) = \nabla \cdot (k_{b,eff} \nabla T_b) + h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) + \omega_b C_b (T_t - T_b) + \phi q_{met,b} \quad (4)$$

where

$$k_{t,eff} = (1 - \phi)k_t \quad (5)$$

$$k_{b,eff} = \phi k_b \quad (6)$$

are the overall heat capacity per unit volume and overall thermal conductivity, subscripts *eff*, *t* and *b* represent the effective value, tissue and blood phase, respectively, h_{tb} is the blood to tissue interfacial heat transfer coefficient (W/m²°C) and a_{tb} is the volumetric transfer area between the blood and the tissue (m²/ m³). The h_{tb} depends on the nature of the porous matrix and the saturating fluid and the value of this coefficient has been the subject of intense experimental interest. In this study, the blood to tissue interfacial heat transfer coefficient is selected to be 170 W/ m².°C for all cases [23].

From the Eq. (3) and (4), the first, second, third and fourth terms on the right-hand side of equation denote heat conduction term, interstitial convection heat transfer term, blood perfusion term and metabolic heat source, respectively. On the other hand, the first and second terms on the left-hand side of Eq. (4) denotes the transient term and convection term due to blood flow, respectively.

3.4 The local thermal equilibrium (LTE) porous media model : When LTE assumption is maintained, the temperature of the tissue is equal to that of the blood temperature ($T_t = T_b = T$). Therefore, the above Eqs. (3) and (4) can be combined into a one equation as follows:

$$\left((1-\phi)(\rho C_p)_t + \phi(\rho C_p)_b\right) \frac{\partial T}{\partial t} + \phi(\rho C_p)_b (\mathbf{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot ((1-\phi)k_t + \phi k_b) \nabla T + q_{met} \quad (7)$$

3.5 Boundary Condition for Heat Transfer Analysis: The time variation of the temperature distributions is promoted by the influence of the external environment. As shown in Figs. 2 and 3, the boundaries of skin correspond to the assumption are considered as follows:

The left-hand side of the skin surface, the applied heat flux and eventually also of the conventional heat transfer at the external skin surface at $x = 0$ for the heat transfer analysis:

$$-k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = q_0 + h[T_\infty - T], t > 0 \quad (8)$$

The exposition of the external skin surface is desirable in applications such as in infrared thermotherapy.

At the outer surface of skin is considered as adiabatic boundary condition.

$$\frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=L} = 0, t > 0 \quad (9)$$

In addition, the internal boundary along the interfaces between variable layers of skin is considered as continuity boundary conditions (no contact resistant occurs).

The initial temperature is assumed to be uniform throughout the skin:

$$T(t_0) = 37\text{ }^{\circ}\text{C} \quad (10)$$

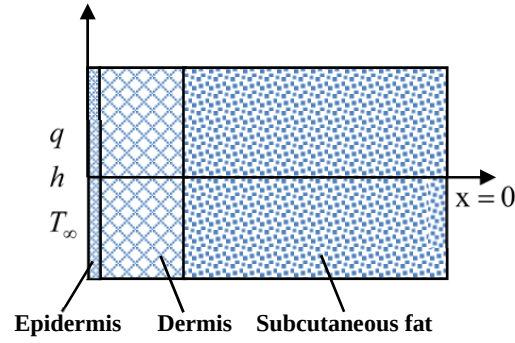


Fig. 2 The skin model of the problem

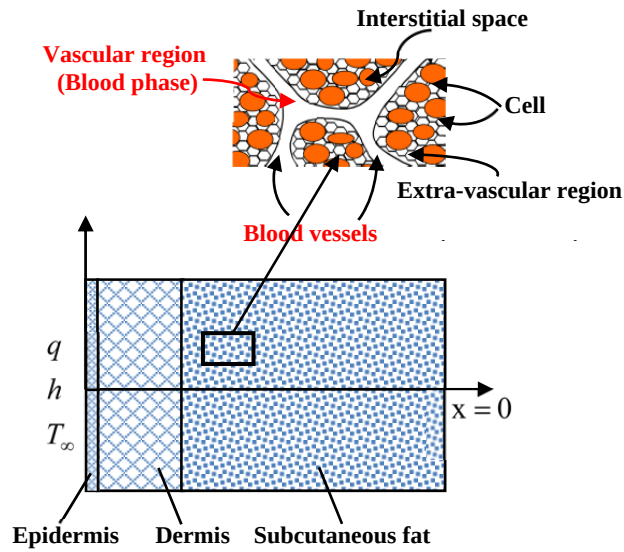


Fig. 3 The porous skin model in this study

4. Calculation Procedure

The mathematical model has been formulated to predict the temperature distribution in the skin. The effects of external environments are systematically investigated. The system

of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved numerically using the FEM via COMSOLTM Multiphysics to analyze the transient problems. The skin FEM model is discretized using triangular elements with the Lagrange quadratic shape functions. In order to obtain a good approximation, a fine mesh is specified in the sensitive areas. The system of governing equations as well as initial and boundary conditions are solved with the Unsymmetric Multifrontal Method (UMFPACK) solver to approximate temperature distribution across each element. The convergence test is carried out to identify the suitable numbers of element required and to assure that the transient solution is accurate. The number of elements where solution is independent of mesh density is found to be around 58,956 elements. It is reasonable to confirm that, at this number of element, the accuracy of the simulation results is independent from the number of elements through the calculation process.

The porosity of 0.025 is selected for investigating the tissue and blood temperature distributions within porous skin in this study [30]. The relationship between blood velocity, porosity and volumetric transfer area between the blood and the tissue are given in Table 2 [30]. The blood velocity and volumetric transfer area are constant and are relevant to the different generations of the vasculature which taken from the literature.

Table 1 : The thickness and thermal properties of the individual skin layers [2].

Parameters	Layers	Value
Density (kg/m^3)	Epidermis	1190.0
	Dermis	1116.0
	Subcutaneous fat	971.0
	Blood	1060.0
Thermal conductivity ($\text{W/m}^\circ\text{C}$)	Epidermis	0.235
	Dermis	0.445
	Subcutaneous fat	0.185
	Blood	0.5
Specific heat ($\text{J/kg}^\circ\text{C}$)	Epidermis	3600.0
	Dermis	3300.0
	Subcutaneous fat	2700.0
	Blood	3770.0
Metabolic heat generation (W/m^3)	Epidermis	368.1
	Dermis	368.1
	Subcutaneous fat	368.3
	Blood	N/A
Thickness (m)	Epidermis	0.0001
	Dermis	0.0015
	Subcutaneous fat	0.0044
	Blood	N/A

N/A -Non-applicable

Table 2 : The volumetric transfer area between the tissue and the blood at $\phi = 0.025$ [30]

Porosity (-)	Volumetric transfer area between the tissue and the blood (m^2/m^3)			
	$u = 0.4 \text{ cm/s}$	$u = 2 \text{ cm/s}$	$u = 3 \text{ cm/s}$	$u = 3.4 \text{ cm/s}$
$\phi = 0.025$	667	400	200	143

5. Results and Discussion

In this study, the effects of blood perfusion rate, blood velocity, external environment and heat transfer model on the temperature distributions in the skin are systematically investigated.

5.1 Validation of the Model

In order to perform verification of the models presented here, the simulated results is validated against the numerical results obtained with the same geometric model and same conditions obtained by Xu at al. [2]. In the validation case the effects of blood perfusion rate at 0 ml/ml/s, 0.025 ml/ml/s, 0.050 ml/ml/s and 0.100 ml/ml/s on the temperature distribution are systematically investigated. The boundary condition surface at the left hand side of skin is considered as fixed temperature at 90 °C. The result of the validation test case is illustrated in Fig. 4 and clearly shows good agreement of the temperature distributions of skin between the present study and that of Xu at al. [2]. This favorable comparison lends confidence in the accuracy of the present numerical model and ensures that the numerical model can accurately represent the phenomena occurring in skin. Furthermore, it is found that the temperature value decreases exponentially in the deeper layers of the skin. The obtained results also showed that the highest blood perfusion rate has lower temperature value than lower blood perfusion rate. This is due to the highest blood perfusion rate cause highest convection term due to blood flow lead to lower temperature value.

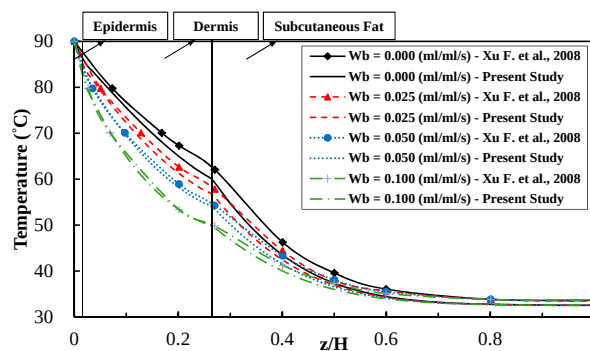
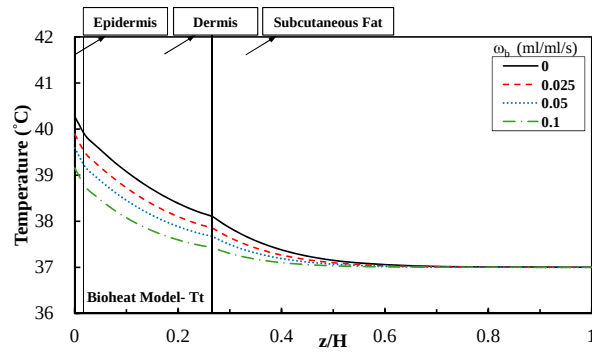


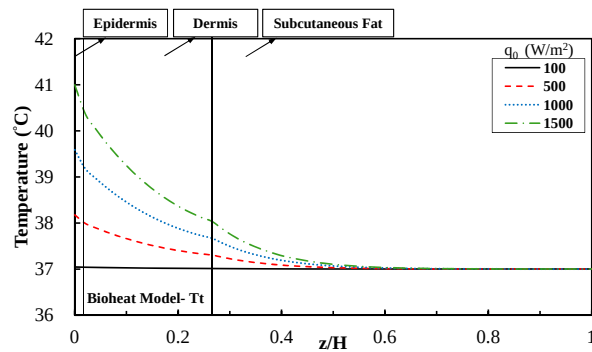
Fig. 4 Comparison of the calculated temperature distribution to the temperature distribution obtained by Xu et al. [2]

5.2 Effects of Blood Perfusion Rate and Heat flux

The simulation results of temperature distribution of skin with bioheat model at the $x = 0$ m and at time of 15 s are shown in Fig. 5. Fig. 5(a) illustrates the effects of blood perfusion rate on the temperature distribution in skin which the heat fluxes of 1000 W/m^2 . It found that the temperature distributions results correspond to the temperature distributions in the skin with previous Figure. The highest blood perfusion rate has lower temperature value than lower blood perfusion rate. The effects of heat flux on the temperature distribution in skin which the blood perfusion rate to be constant of 0.100 ml/ml/s are demonstrates in Fig. 5(b). It is observed that the distributions of skin temperatures are increases with increases in heat flux. This is because an increase in the heat flux results in a higher heat generation rate in a skin, which causes its temperature to rise.



(a)



(b)

Fig. 5 The simulation results of temperature distribution of skin with bioheat model at the $x = 0$ m and at time of 15 s; (a) The effects of blood perfusion rate on the temperature distribution in skin which the heat flux of 1000 W/m^2 and (b) The effects of heat flux on the temperature distribution in skin which the blood perfusion rate to be constant of 0.100 ml/ml/s .

5.3 Effects of Thermal Models

Fig. 6 depicts the temperature distribution in skin for four different blood velocities (u) at the $x = 0$ m versus thermal models based on porosity (ϕ) of 0.025 and time of 15 s. The blood velocities (u) of 0.4 cm/s, 2 cm/s, 3 cm/s and 3.4 cm/s are selected for study and demonstration. Figs. 6(a) and 6(b) show the tissue temperature distribution of the Klinger model and LTE model, respectively. While, Figs. 6(c) and 6(d) show the tissue and blood temperature distributions of the LTNE model, respectively. It is found that the tissue temperature distributions of the Klinger model and the tissue temperature distribution of the LTE model have similar trends with a slight difference in magnitude. The distributions of temperatures are decreases with increases in blood velocities. This is due to the two models have magnitude of convection term are slight difference as shown in Eq. (2) and Eq. (7). Consider the different of tissue and blood temperature distributions from LTNE model in Fig. 6(c) and Fig. 6(b), it is found that the distributions of tissue and blood temperatures are decreases with increases in blood velocities. From Fig. 6(c), it is observed that the tissue temperature distribution of the LTNE model have similar trends with a slight difference in magnitude, whilst, the simulated blood temperature distribution pattern of the LTNE model (Fig. 6(d)) is in contrast. It can be clearly seen that the blood temperatures are decreases with increases in blood velocities. In addition, it is shown that the tissue temperature and blood temperature are very similar trends at blood velocity to be 0.4 cm/s and 2 cm/s. It can be concluded that the LTE model is suitable for a predicted the distribution of temperature when the blood velocity to be 0.4 cm/s and 2 cm/s for this condition. While, the difference between the temperatures of two phases can see clearly in case blood velocity to be 3 cm/s and 3.4 cm/s. This shows that the LTE assumption is not valid for higher blood velocity. On the other hand, when blood velocity to be 3 cm/s and 3.4 cm/s the LTNE assumption for heat transfer analysis needs to be utilized because of the difference of temperature in two phases varies significantly. This is because the effects of volumetric transfer area between the tissue and the blood.

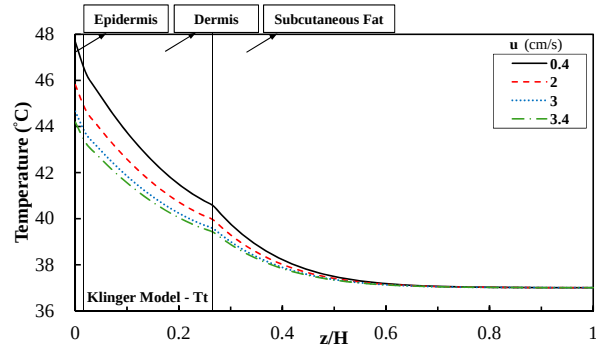
5.4 Effects of External Environment

External environmental conditions of the skin surface will be effect on the temperature increase within the skin. In this section, discusses the effect of external environment temperature (T_{∞}) and effective heat transfer coefficient (h) on tissue and blood temperatures of LTNE model. The simulation results of temperature distribution with LTNE

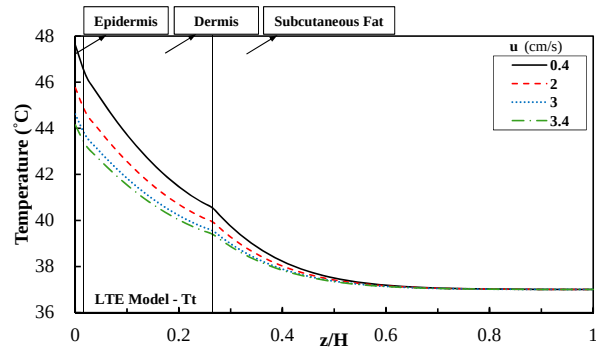
model at the $x = 0$ m and at time of 15 s at various T_{∞} and h with different blood velocities (u) are shown in Fig. 7. Fig. 7(a) shows the tissue and blood temperature distributions in skin at various T_{∞} and h based on heat fluxes of 1000 W/m^2 , blood perfusion rate of 0.025 ml/ml/s , blood velocity of 0.4 cm/s and time of 15 s. While, Fig. 10(b) displays the tissue and blood temperature distributions in skin at various T_{∞} and h based on heat fluxes of 1000 W/m^2 , blood perfusion rate of 0.025 ml/ml/s , blood velocity of 3.4 cm/s and time of 15 s. It is found that the tissue and blood temperature distributions with h of $7 \text{ W/m}^2\text{°C}$ and T_{∞} of 25 °C higher than tissue and blood temperature distributions with h of $10 \text{ W/m}^2\text{°C}$ and T_{∞} of 20 °C . In addition, the results also supported the past results that the LTE model is suitable for lower blood velocity, while the LTNE model is appropriate for higher blood velocity.

6. Conclusions

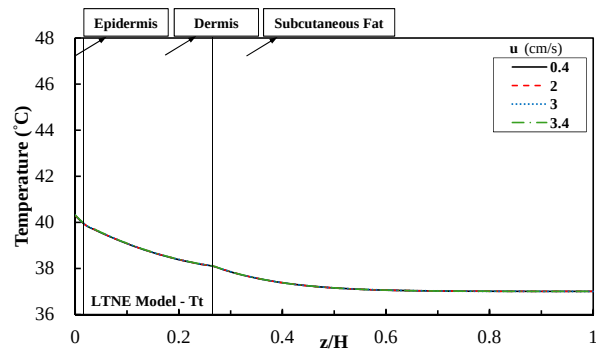
In this study, investigates the temperature distribution within the skin during influenced by the external environment. The effects of blood perfusion rate, blood velocity, effective heat transfer coefficient, external environment temperature and heat transfer model on the temperature distributions in the skin are systematically investigated. Comparisons of temperature distributions in the three-layer skin by using the multi-heat transfer models are presented. The heat transfer models includes bioheat model, Klinger model, LTE porous media model and LTNE porous media model to find a model that is most suitable. FEM is applied for modeling of numerical simulations to analyze the temperature changes in layers of skin. It is found that the distributions of temperatures are decreases with increases in blood velocities. The obtained results found that the predicted temperature distribution with the Klinger model is the same as the pattern of the temperature distribution with the LTE model. Moreover, the results show that the LTE model is suitable for predicting the temperature distribution when the blood velocities to be 0.4 cm/s and 2 cm/s , whilst, in case of blood velocities to be 3 cm/s and 3.4 cm/s the LTNE assumption for heat transfer analysis needs to be utilized. It is shown that the theory of porous media for heat transfer in biological tissues to be most appropriate since it contains fewer assumptions as compared to different bioheat models.



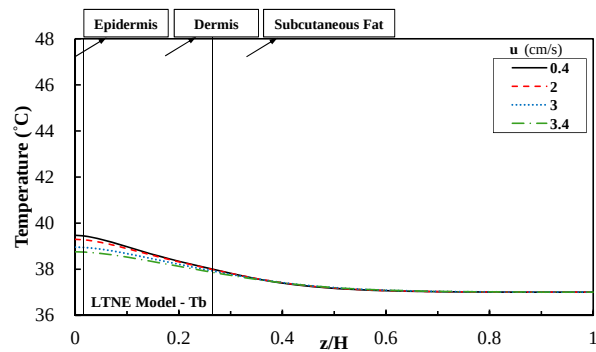
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 6 The simulation results of temperature distribution in skin for four different blood velocities (u) at the $x = 0$ m versus thermal models based on porosity of 0.025 and time of 15

s using (a) Klinger model (b) LTE model (c) LTNE model (tissue temperature) and (d) LTE model (blood temperature)

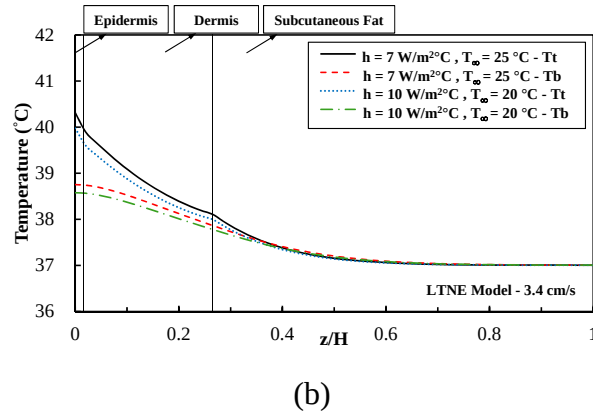
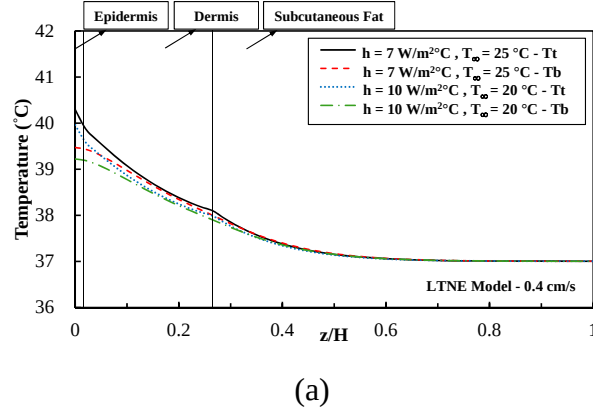


Fig. 7 The simulation results of temperature distribution in skin with LTNE model at the $x = 0$ m and at time of 15 s at various T_∞ and h with different blood velocities (u); (a) blood velocity of 0.4 cm/s and (b) blood velocity of 3.4 cm/s

7. Acknowledgement

The authors would like to acknowledge the financial support from the Mahidol University and the Thailand Research Fund (Contract No. TRG 5780208).