

การคำนวณอัลกอริทึมสำหรับการรักษาด้วยความร้อนใน
แบบจำลองมะเร็งเรื้อรังด้วยลำอัลตราซาวด์

COMPUTATIONAL ALGORITHMS FOR HYPERTHERMIA TREATMENT
IN CANCER MODELS WITH ULTRASOUND BEAM



วิทยานิพนธ์นี้สำหรับการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2562

KMITL-2020-SC-D-030-019

การคำนวณอัลกอริทึมสำหรับการรักษาด้วยความร้อนใน
แบบจำลองมะเร็งด้วยลำอัลตราซาวด์

COMPUTATIONAL ALGORITHMS FOR HYPERTHERMIA TREATMENT
IN CANCER MODELS WITH ULTRASOUND BEAM



วิทยานิพนธ์นี้สำหรับการศึกษิตตามหลักสูตร
ปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์
ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2562

KMITL-2020-SC-D-030-019

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

COMPUTATIONAL ALGORITHMS FOR HYPERTHERMIA TREATMENT
IN CANCER MODELS WITH ULTRASOUND BEAM



A THESIS SUBMITTED IN FULFILMENT OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF PHILOSOPHY IN APPLIED PHYSICS

DEPARTMENT OF PHYSICS

FACULTY OF SCIENCE

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

ACADEMIC YEAR 2019

KMITL-2020-SC-D-030-019

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2020

FACULTY OF SCIENCE

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|---|---|
| หัวข้อวิทยานิพนธ์ | การคำนวณอัลกอริทึมสำหรับการรักษาด้วยความร้อนในแบบจำลองมะเร็งด้วยลำอัลตราซาวด์ |
| ชื่อนักศึกษา | นายกิตติพิศ ส่งเกียรติวงศ์ |
| รหัสประจำตัว | 60605012 |
| ปริญญา | ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต |
| ภาควิชา | ฟิสิกส์ |
| พ.ศ. | 2562 |
| อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ | รศ.ดร. กฤษกร โส้เจริญรัตน์ |
| อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม (ถ้ามี) - | |

บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้แบบจำลองการทำลายมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติจากความร้อนด้วยการรักษาแบบไฮเปอร์เทอร์เมียใน 1 และ 2 มิติ ถูกดำเนินการโดยซอฟต์แวร์แมทแลป กล่าวคือแบบจำลอง 1 มิติ เป็นการหาตำแหน่งลำอัลตราซาวด์คู่บนเนื้อมะเร็งจำลองอย่างง่ายรูปทรงกลมและระยะเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุด ลำอัลตราซาวด์ที่ 1 อยู่ที่ตำแหน่งเริ่มต้นที่ 0 mm ณ จุดศูนย์กลางของแบบจำลองอย่างถาวร ประวัติอุณหภูมิถูกคำนวณด้วยสมการการถ่ายเทความร้อนที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและเวลาที่ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแรงคั่นโคลสัน การแพร่ทางความร้อนเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญในสมการถ่ายเทความร้อน ผลจากแบบจำลอง 1 มิติพบว่าตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมที่สุด คือ 6 mm ห่างจากจุดศูนย์กลาง ระยะเวลาการรักษาด้วยความร้อนที่ 50-75 °C คือ 3-9 นาที สำหรับแบบจำลอง 2 มิติ เป็นการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งที่มีลักษณะคล้ายคลึงมะเร็งจริงมากที่สุดในด้านมด้วยลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัส ประวัติอุณหภูมิมินโครงสร้างมะเร็งในด้านมถูกคำนวณโดยสมการเพนเนสไบโอฮีทที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและเวลาด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเคสเปชซูโดสเปคทรัลจากกล่องเครื่องมือ K-wave การแพร่ทางความร้อน การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนของเลือด และ ความร้อนจากการเผาผลาญเป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญสำหรับการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อเชิงชีวะ ผลจากแบบจำลอง 2 มิติ พบว่าระยะเวลาการรักษาด้วยความร้อนที่ 46-56 °C คือ 26 นาที

คำสำคัญ : การถ่ายเทความร้อนเชิงชีวะ วิธีแรงคั่นโคลสัน ลำอัลตราซาวด์ ไฮเปอร์เทอร์เมีย

| | |
|-----------------------------------|---|
| Thesis Title | Computational algorithms for hyperthermia treatment in cancer models with ultrasound beam |
| Student Name | Kittiphot Songkaiwong |
| Student ID | 60605012 |
| Degree | Doctor of Philosophy |
| Department | Physics |
| Year | 2019 |
| Thesis Advisor | Assoc. Prof. Kitsakorn Locharoenrat |
| Thesis Co-advisor (if any) | - |

Abstract

In this work, 1-D and 2-D simulation modellings of cancer destruction without damaging normal tissue from hyperthermia were carried out by MATLAB software. That is, the 1-D modeling was to determine the optimal position of two parallel ultrasound beam on the uncomplicated circular-shape cancer model and was to compute the optimal treatment time. First beam was permanently placed on cancer at 0 mm at center point of model. Temperature profile was computed by heat transfer equation depending on space and time variables with Crank Nicolson method. Thermal diffusivity was an important parameter of heat transfer equation. It is found that the optimal position of the second beam is 6 mm away from center point. Treatment time under beam heat of 50-75 °C is 3-9 min. On the other hand, the 2-D modeling was to destroy the realistic cancer structure in human breast with high-intensity focused ultrasound beam based on Pennes bio-heat equation under space and time variable with k-space pseudo spectral method by K-wave toolbox. Thermal diffusivity, perfusion and metabolism were important parameters in Pennes's equation. It is found that treatment time under beam heat of 46–56 °C is 26 min.

Keywords : Bio-heat transfer, Crank Nicolson method, Hyperthermia, Ultrasound

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าเขียนวิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงเนื่องจากในระหว่างการศึกษาในระดับปริญญาปรัชญาดุษฎีบัณฑิตที่ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ข้าพเจ้ามีบุคคลที่ไม่เพียงแต่ตัวข้าพเจ้าสามารถปรึษางานวิจัยเพียงอย่างเดียว แต่บุคคลที่ข้าพเจ้ากำลังจะกล่าวถึงนี้มีพระคุณอย่างยิ่งสำหรับชีวิตของข้าพเจ้า ข้าพเจ้ารู้สึกว่ามีวันตอบแทนพระคุณได้หมด นอกจากนี้ข้าพเจ้าคิดอยู่เสมอว่าบุคคลเหล่านี้ถึงแม้จะเป็นเพียงแค่อาจารย์มหาลัยซึ่งมีหน้าที่อุทิศตนสำหรับวงการทางการศึกษาและงานทางด้านวิชาการ แต่สำหรับข้าพเจ้า ท่านเปรียบเสมือนคนในครอบครัวของข้าพเจ้าที่คอยแนะนำสิ่งดีๆ และช่วยแก้ปัญหาทางการศึกษาและทางชีวิตของข้าพเจ้าด้วย ดังนั้นสิ่งนี้ทำให้ข้าพเจ้ามีความรู้สึกอบอุ่นมาโดยตลอด บุคคลที่ข้าพเจ้ากล่าวถึงมีดังนี้

อันดับแรกขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ที่ปรึกษาของข้าพเจ้า รศ.ดร.กฤษกร โสเจริญรัตน์ ที่อุปการะและให้โอกาสข้าพเจ้าเข้าศึกษาในระดับวุฒิการศึกษาที่สูงที่สุดทางด้านวิทยาศาสตร์ ท่านให้คำปรึกษาสำหรับการทำวิจัยระดับปริญญาเอกมาโดยตลอดอย่างสม่ำเสมอ ท่านคอยอบรมสั่งสอนและเคียงข้างข้าพเจ้าเพื่อให้ข้าพเจ้าจบการศึกษาออกไปทำงานได้อย่างเป็นคนที่มีความภาพเช่นเดียวกับท่าน นอกจากนี้ท่านยังให้ข้าพเจ้ามีประสบการณ์การสอนนักศึกษาในระดับปริญญาตรีเพื่อมีโอกาสนำประสบการณ์นี้ไปใช้หลังจากจบการศึกษา ข้าพเจ้ามีความรู้สึกซาบซึ้งอาจารย์ที่ปรึกษาของข้าพเจ้าเป็นอย่างมาก

อันดับที่สองขอกราบขอบพระคุณย้อนรำลึกถึงอาจารย์ รศ.สาหร่าย เล็กชะอุ่ม ซึ่งเคยเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาระดับปริญญาตรีและปริญญาโทของข้าพเจ้า ท่านเป็นอาจารย์ท่านหนึ่งที่ทำให้ข้าพเจ้ามีโอกาสศึกษาต่อระดับปริญญาเอก ท่านคอยอบรมสั่งสอนไม่ให้ข้าพเจ้าออกนอกกลุ่มนอกทางและไม่เคยห่างเหินข้าพเจ้าเมื่อข้าพเจ้ามีปัญหาชีวิตในระหว่างการศึกษา ท่านยังให้ความรู้ทางวิชาการแก่ข้าพเจ้า นอกจากนี้ท่านยังสอนหลักธรรมเพื่อให้ข้าพเจ้านำสิ่งนี้ไปใช้ในการดำรงชีวิตอย่างมีความสุข

อันดับสุดท้ายขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และบรรดาญาติพี่น้องของข้าพเจ้าซึ่งคอยสนับสนุนเงินทางการศึกษาทั้งตั้งแต่วัยเด็กจนถึงปัจจุบันทั้งภายในสถาบันศึกษาและภายนอกสถาบันศึกษา นอกจากนี้ยังคอยให้กำลังใจและให้คำแนะนำระหว่างที่ข้าพเจ้าได้เป็นนักศึกษาที่สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ข้าพเจ้ามีความรู้สึกซาบซึ้งในพระคุณของท่านทั้งหลายที่กล่าวมาเป็นอย่างยิ่ง

นายกิตติพิศ ส่งเกียรติวงศ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

| | หน้า |
|---|-----------|
| บทคัดย่อภาษาไทย | ก |
| บทคัดย่อภาษาอังกฤษ | ข |
| กิตติกรรมประกาศ | ค |
| สารบัญ | ง |
| สารบัญตาราง | ช |
| สารบัญรูป | ฉ |
| คำย่อ/สัญลักษณ์ | น |
| บทที่ 1 บทนำ | 1 |
| 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย | 1 |
| 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย | 6 |
| 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย | 6 |
| 1.4 ขั้นตอนการวิจัยและวิธีการดำเนินงาน | 6 |
| 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ | 9 |
| บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง | 10 |
| 2.1 หลักการทางการแพทย์เบื้องต้นเกี่ยวกับมะเร็งเต้านม | 10 |
| 2.1.1 โครงสร้างเต้านมกับก้อนเนื้อมะเร็ง | 10 |
| 2.1.2 ปัจจัยเสี่ยงสำหรับมะเร็งเต้านม | 13 |
| 2.1.3 ระยะเวลาเจริญเติบโตของมะเร็ง | 13 |
| 2.1.4 วิธีการรักษาโรคมะเร็ง | 14 |
| 2.2 หลักการพื้นฐานของอัลตราซาวด์โฟกัสแบบความเข้มสูง | 23 |
| 2.2.1 คลื่นเสียง | 23 |
| 2.2.2 ประวัติการใช้อัลตราซาวด์โฟกัสแบบความเข้มสูง | 28 |
| 2.2.3 หลักการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU | 28 |
| 2.3 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับสมการความร้อนทั่วไป | 37 |
| 2.3.1 พื้นฐานคณิตศาสตร์สำหรับสมการความร้อน | 37 |
| 2.3.2 เทคนิคทางคณิตศาสตร์สำหรับการหาคำตอบจากสมการความร้อน | 49 |
| 2.4 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับคลื่นอัลตราซาวด์ | 61 |
| 2.4.1 สมการคลื่นเสียงพื้นฐาน | 61 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|---|-----|
| 2.4.2 แหล่งกำเนิดเสียง | 74 |
| 2.4.3 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเคสเปซชูดอสเปคทรัล | 75 |
| 2.4.4 K-wave toolbox | 88 |
| 2.4.5 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับเลย์เออร์การดูดกลืนคลื่นเสียง | 90 |
| 2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง | 93 |
| บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย | 104 |
| 3.1 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 1 มิติ | 104 |
| 3.1.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 1 มิติ | 104 |
| 3.1.2 การสร้างกระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์ | 105 |
| 3.2 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 2 มิติ | 119 |
| 3.2.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 2 มิติ | 119 |
| 3.2.2 การสร้างกระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์ | 119 |
| บทที่ 4 ผลการวิจัยและการอภิปรายผล | 141 |
| 4.1 ผลการถ่ายเทความร้อนบนแบบจำลองเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ที่มีจำนวนจุดกริด เชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 141 |
| 4.1.1 ผลการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนแบบจำลอง | 141 |
| 4.1.2 ผลการหาความร้อน ตำแหน่งและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด | 142 |
| 4.2 ผลการถ่ายเทความร้อนบนแบบจำลองเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ที่มีจำนวนจุดกริด เชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 163 |
| 4.2.1 ผลการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนแบบจำลอง | 163 |
| 4.2.2 ผลการหาความร้อน ตำแหน่งและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด | 164 |
| 4.3 ผลของแบบจำลองการทำลายเนื้อเยื่อด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูง แบบโพกัสใน 2 มิติ | 185 |
| 4.3.1 ผลการคัดเลือกขนาดเลนส์และเวลาสำหรับการรักษาในแบบจำลองมะเร็ง | 185 |
| 4.3.2 ผลการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งที่มีตัวกลางที่ มีความเป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน | 203 |
| 4.3.3 ผลการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัส | 213 |
| บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ | 242 |
| 5.1 สรุปผลการวิจัย | 242 |
| 5.2 ข้อเสนอแนะ | 243 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|--|-----|
| เอกสารอ้างอิง | 244 |
| ภาคผนวก | 251 |
| ภาคผนวก ก หลักการใช้งานซอฟต์แวร์แมทแลป | 252 |
| ภาคผนวก ข กล้องเครื่องมือ K-wave | 263 |
| ภาคผนวก ค ไฟล์แมทแลปการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 1 มิติ | 273 |
| ภาคผนวก ง ไฟล์แมทแลปการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 2 มิติ | 278 |
| ประวัติผู้เขียน | 296 |



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

| ตารางที่ | หน้า |
|--|------|
| 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2560 | 8 |
| 1.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2560 | 8 |
| 1.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2561 | 8 |
| 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2561 | 8 |
| 1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2562 | 9 |
| 1.6 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2562 | 9 |
| 2.1 คุณสมบัติของทรานส์ดิวเซอร์ HIFU สำหรับการใช้รักษาทางด้านคลินิก | 31 |
| 2.2 พารามิเตอร์ λ กับสถานะของผลจากการคำนวณความร้อน | 59 |
| 2.3 คำสั่งที่ถูกใช้จากกล่องเครื่องมือ K-wave ของซอฟต์แวร์แมทแล็บ | 89 |
| 3.1 คุณสมบัติของฟังก์ชัน kWaveGrid | 121 |
| 3.2 การเปรียบเทียบคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นของอุปกรณ์อัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (HIFU) ระหว่าง ข้อมูลมาตรฐานสากล ข้อมูลในแบบจำลองของงานนี้ และ ข้อมูลทางการค้า | 123 |
| 3.3 คุณสมบัติตัวแปรหลักของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น | 123 |
| 3.4 คุณสมบัติตัวแปรย่อยของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น | 124 |
| 3.5 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงของตัวกลางในแบบจำลอง | 126 |
| 3.6 คุณสมบัติคลื่นเสียงของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 128 |
| 3.7 ฟังก์ชันคำนวณประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์ | 132 |
| 3.8 คำสั่งของการกำหนดข้อมูลอินพุตเพิ่มเติม | 132 |
| 3.9 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติทางความร้อนของตัวกลางในแบบจำลอง | 133 |
| 3.10 คุณสมบัติทางความร้อนของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 134 |
| 3.11 ฟังก์ชันคำนวณประวัติอุณหภูมิ | 137 |
| 4.1 ข้อมูลการรักษา มะเร็ง ด้วยความร้อน | 143 |
| 4.2 การเปรียบเทียบข้อมูลการรักษา มะเร็ง ด้วยความร้อน ระหว่างแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ กับ $x_1 - x_{15}$ (เทียบกับตารางที่ 4.1) | 184 |
| 4.3 การเปรียบเทียบความกว้างจุดโฟกัสจากความกว้างเลนส์เว้าที่แตกต่างกัน | 195 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| ตารางที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.4 ผลการคัดเลือกขนาดเลนส์ต้นกำเนิดเสียงและเวลาสำหรับการรักษาเนื้อมะเร็ง | 197 |
| 4.5 การกระจายตัวของหน้าคลื่นบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส | 237 |
| 4.6 การกระจายตัวของแรงดันคลื่นบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส | 238 |
| 4.7 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส | 239 |
| 4.8 อุณหภูมิบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส | 240 |
| 4.9 ผลการตายของเนื้อมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส | 241 |
| ภาคผนวก ก ที่ 1 หมวดหมู่ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ | 254 |
| ภาคผนวก ก ที่ 2 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์ | 256 |
| ภาคผนวก ก ที่ 3 เครื่องหมายสำหรับการเขียนไฟล์ | 258 |
| ภาคผนวก ก ที่ 4 องค์ประกอบของแผนภาพการทำงาน | 259 |
| ภาคผนวก ก ที่ 5 เครื่องหมายตรรกศาสตร์สำหรับคำสั่งการตัดสินใจ | 261 |
| ภาคผนวก ข ที่ 1 คุณสมบัติของฟังก์ชัน kWaveGrid | 264 |

สารบัญรูป

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 2.1 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมุมมองด้านหน้า | 11 |
| 2.2 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมุมมองด้านข้าง | 12 |
| 2.3 เซลล์มะเร็งที่ต่อมน้ำนมและท่อน้ำนม | 12 |
| 2.4 การผ่าตัดเต้านม | 15 |
| 2.5 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองใต้รักแร้ออกทั้งหมด | 17 |
| 2.6 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองเซนติเนล | 17 |
| 2.7 กลไกการทำงานของยามุ่งเป้าบนผิวเซลล์มะเร็ง | 19 |
| 2.8 อุปกรณ์อัลตราซาวด์แบบโพกัสความเข้มสูงรุ่น FEP-BY™ สำหรับความร้อนบำบัด | 21 |
| 2.9 การใช้ความร้อนสำหรับการรักษาเฉพาะเจาะจงพื้นที่แคบของ HIFU รุ่น FEP-BY™ | 21 |
| 2.10 อุปกรณ์ Tumor cell solution (TCS) โดยองค์กร Celsius42 | 22 |
| 2.11 การใช้ความร้อนสำหรับการรักษาในในพื้นที่บริเวณกว้าง | 22 |
| 2.12 คลื่นตามขวาง | 23 |
| 2.13 คลื่นตามยาว | 24 |
| 2.14 ปรากฏการณ์การหักเหของคลื่น | 24 |
| 2.15 ปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่น | 25 |
| 2.16 ปรากฏการณ์การแทรกสอดของคลื่น | 25 |
| 2.17 ช่วงความถี่ของคลื่นเสียง | 26 |
| 2.18 การกระจายตัวของคลื่นเสียงผ่านตัวกลาง | 26 |
| 2.19 อันตรกิริยาของคลื่นเสียงผ่านตัวกลาง | 27 |
| 2.20 ทรานส์สตีวเซอร์ HIFU รุ่น FEB-BY02 ซึ่งประกอบด้วยเซลล์อาเรย์ ต้นกำเนิดความถี่หลายเซลล์ | 29 |
| 2.21 การให้ความร้อนจุดเดียวบนเนื้อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU | 33 |
| 2.22 การให้ความร้อนหลายจุดบนเนื้อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU | 33 |
| 2.23 การไหลเวียนของเลือดจากหลอดเลือดแดงไปสู่หลอดเลือดดำ | 34 |
| 2.24 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ | 40 |
| 2.25 หลักการถ่ายเทความร้อนผ่านปริมาตรที่มีขนาดเล็กบนเนื้อมะเร็ง | 40 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 2.26 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์ปราศจากค่า R_0 | 43 |
| 2.27 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์กับค่า R_0 | 43 |
| 2.28 หลักการหาค่าเฉลี่ยอนุพันธ์ | 44 |
| 2.29 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์ที่อันดับสูง | 45 |
| 2.30 หลักการผลต่างสี่เหลี่ยม | 46 |
| 2.31 ระบบกริดสำหรับการคำนวณความร้อนใน 2 มิติ | 50 |
| 2.32 ระบบกริดของเทคนิค Explicit method | 51 |
| 2.33 ระบบกริดด้วย Implicit method | 53 |
| 2.34 ระบบกริดของเทคนิค Crank Nicolson method | 56 |
| 2.35 ความเสถียรของผลการคำนวณความร้อน | 60 |
| 2.36 ความไม่เสถียรของผลการคำนวณความร้อน | 60 |
| 2.37 หลักการของสเตรสเซอร์ | 63 |
| 2.38 การประมาณค่าด้วย FFDM | 76 |
| 2.39 การประมาณค่าด้วย CFDM | 77 |
| 2.40 การประมาณค่าด้วย FPM | 79 |
| 2.41 ขอบเขตของเลย์เออร์ดูดกลื่นคลื่นเสียง | 90 |
| 3.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติกับลำอัลตราซาวด์คู่ | 104 |
| 3.2 ตำแหน่งการวางลำอัลตราซาวด์บนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ | 104 |
| 3.3 อัลกอริทึมของแบบจำลองทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ | 105 |
| 3.4 การคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ | 107 |
| 3.5 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 1 | 108 |
| 3.6 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2 | 109 |
| 3.7 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2 กับขอบเขตการคำนวณด้านซ้าย | 110 |
| 3.8 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2 กับขอบเขตการคำนวณด้านขวา | 111 |
| 3.9 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 3 | 112 |
| 3.10 การคำนวณตำแหน่งของต้นกำเนิดและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด | 114 |
| 3.11 กระบวนการ Optimization#1 กับ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_2$ | 115 |
| 3.12 กระบวนการ Optimization#1 กับ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_3$ | 115 |
| 3.13 กระบวนการ Optimization#1 กับ $BH = 45\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_4$ | 116 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 3.14 กระบวนการ Optimization#1 กับ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_{11}$ | 116 |
| 3.15 กระบวนการ Optimization#2 กับ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ | 117 |
| 3.16 กระบวนการ Optimization#2 กับ $BH = 55\text{ }^{\circ}\text{C}$ | 117 |
| 3.17 กระบวนการ Optimization#2 กับ $BH = 60\text{ }^{\circ}\text{C}$ | 118 |
| 3.18 กระบวนการ Optimization#2 กับ $BH = 75\text{ }^{\circ}\text{C}$ | 118 |
| 3.19 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมภายในแบบจำลอง | 119 |
| 3.20 อัลกอริทึมการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัส | 120 |
| 3.21 ลำดับเอเลเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 122 |
| 3.22 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมบนระบบพิกัดฉากภายในแบบจำลอง | 125 |
| 3.23 ตำแหน่งจุดโฟกัสเริ่มต้นและจุดโฟกัสสุดท้ายในแต่ละแถวบนโครงสร้างเนื้อมะเร็ง | 125 |
| 3.24 โครงสร้างเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง | 127 |
| 3.25 โครงสร้างต่อมน้ำนมภายในแบบจำลอง | 127 |
| 3.26 การสร้างส่วนโค้งรูปทรงวงรีสำหรับโครงสร้างต่อมน้ำนมภายในแบบจำลอง | 127 |
| 3.27 การสร้างวงรีที่สมบูรณ์สำหรับโครงสร้างต่อมน้ำนม | 128 |
| 3.28 คุณสมบัติคลื่นเสียงของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมภายในแบบจำลอง | 129 |
| 3.29 การกำหนดคุณสมบัติการถ่ายเทความร้อน (Q_T) ของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 135 |
| 3.30 การกำหนดคุณสมบัติการสูญเสียความร้อนจากระบบไหลเวียนเลือด (Q_p) ของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 135 |
| 3.31 การกำหนดคุณสมบัติความร้อนการเผาผลาญ (Q_M) ของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม | 135 |
| 3.32 ตัวอย่างการวิเคราะห์การตายของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมในแบบจำลอง | 138 |
| 3.33 ตัวอย่างการแสดงผลลัพท์การตายของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในแถวที่ 1 | 139 |
| 3.34 ตัวอย่างการแสดงผลลัพท์การตายของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในแถวที่ 2 | 139 |
| 3.35 ตัวอย่างการแสดงผลลัพท์การตายของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในแถวที่ 3 | 140 |
| 3.36 ตัวอย่างการแสดงผลลัพท์การตายของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในแถวที่ 1-3 | 140 |
| 4.1 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_2$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 144 |
| 4.2 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_3$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 144 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 4.3 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_4 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 145 |
| 4.4 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_5 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 145 |
| 4.5 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_6 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 146 |
| 4.6 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_7 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 146 |
| 4.7 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_8 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 147 |
| 4.8 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_9 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 147 |
| 4.9 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{10} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 148 |
| 4.10 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{11} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ | 148 |
| 4.11 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 50 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 149 |
| 4.12 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 55 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 150 |
| 4.13 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 60 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 151 |
| 4.14 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 65 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 152 |
| 4.15 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 70 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 153 |
| 4.16 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ BH = 75 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 154 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.31 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 70 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$) | 161 |
| 4.32 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 75 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$) | 161 |
| 4.33 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างต้นกำเนิดความร้อนและเวลาที่ใช้รักษากับตำแหน่ง ต้นกำเนิดความร้อนที่ 2 ที่แตกต่างกัน (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$) | 162 |
| 4.34 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_2 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 165 |
| 4.35 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_3 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 165 |
| 4.36 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_4 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 166 |
| 4.37 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_5 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 166 |
| 4.38 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_6 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 167 |
| 4.39 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_7 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 167 |
| 4.40 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_8 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 168 |
| 4.41 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_9 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 168 |
| 4.42 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{10} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 169 |
| 4.43 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{11} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ | 169 |
| 4.44 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ BH = 50 °C กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 170 |

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.45 ประสิทธิภาพหมุ้บนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ BH = 55 °C กับล้าอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 171 |
| 4.46 ประสิทธิภาพหมุ้บนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ BH = 60 °C กับล้าอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 172 |
| 4.47 ประสิทธิภาพหมุ้บนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ BH = 65 °C กับล้าอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 173 |
| 4.48 ประสิทธิภาพหมุ้บนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ BH = 70 °C กับล้าอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 174 |
| 4.49 ประสิทธิภาพหมุ้บนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 + x_{15}$ ที่ BH = 75 °C กับล้าอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที) | 175 |
| 4.50 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_2 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 176 |
| 4.51 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_3 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 176 |
| 4.52 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_4 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 177 |
| 4.53 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_5 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 177 |
| 4.54 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_6 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 178 |
| 4.55 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_7 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 178 |
| 4.56 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_8 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 179 |
| 4.57 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_9 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 179 |
| 4.58 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประสิทธิภาพหมุ้ที่ BH = 50 °C และ B2P = x_{10} ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 180 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 4.59 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_{11}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 180 |
| 4.60 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 181 |
| 4.61 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 55\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 181 |
| 4.62 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 60\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 181 |
| 4.63 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 65\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 182 |
| 4.64 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 70\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 182 |
| 4.65 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ $BH = 75\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 182 |
| 4.66 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างต้นกำเนิดความร้อนและเวลาที่ใช้รักษาที่ ตำแหน่งต้นกำเนิดความร้อนที่ 2 ที่แตกต่างกัน (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) | 183 |
| 4.67 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0\text{ cm}$ และ $CR = 3.0\text{ cm}$ | 187 |
| 4.68 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0\text{ cm}$ และ $CR = 3.5\text{ cm}$ | 187 |
| 4.69 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0\text{ cm}$ และ $CR = 4.0\text{ cm}$ | 188 |
| 4.70 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0\text{ cm}$ และ $CR = 4.5\text{ cm}$ | 188 |
| 4.71 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0\text{ cm}$ และ $CR = 5.0\text{ cm}$ | 189 |
| 4.72 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความ กว้างและรัศมีความโค้งของเส้นสตันกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0\text{ cm}$ และ $CR = 3.0\text{ cm}$ | 189 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.73 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.5$ cm | 190 |
| 4.74 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm | 190 |
| 4.75 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm | 191 |
| 4.76 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm | 191 |
| 4.77 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm | 192 |
| 4.78 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 3.5$ cm | 192 |
| 4.79 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm | 193 |
| 4.80 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm | 193 |
| 4.81 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm | 194 |
| 4.82 ตัวอย่างของการคำนวณความยาวโฟกัสเลนส์เว้าและความกว้างของจุดโฟกัสที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm | 194 |
| 4.83 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 10 วินาที | 197 |
| 4.84 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 20 วินาที | 197 |
| 4.85 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 30 วินาที | 198 |
| 4.86 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 40 วินาที | 198 |

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 4.87 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที | 199 |
| 4.88 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 30 วินาที | 199 |
| 4.89 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 40 วินาที | 200 |
| 4.90 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที | 200 |
| 4.91 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 60 วินาที | 201 |
| 4.92 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 70 วินาที | 201 |
| 4.93 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 40 วินาที | 202 |
| 4.94 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที | 202 |
| 4.95 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 60 วินาที | 203 |
| 4.96 อุกมภูมิมบโนครงสร้งเนือมะเรึงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 70 วินาที | 203 |
| 4.97 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเรึงในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลา รักษา 30 วินาที | 206 |
| 4.98 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเรึงในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลา รักษา 50 วินาที | 207 |

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.99 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ระยะเวลา รักษา 60 วินาที | 207 |
| 4.100 ผลการเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงบนตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านขวา) | 208 |
| 4.101 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งใน เต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 30 วินาที | 208 |
| 4.102 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งใน เต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลาการรักษา 50 วินาที | 209 |
| 4.103 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งใน เต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 60 วินาที | 209 |
| 4.104 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 30 วินาที | 210 |
| 4.105 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลาการรักษา 50 วินาที | 210 |
| 4.106 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 60 วินาที | 211 |
| 4.107 การสะท้อนกลับของหน้าคลื่นบริเวณรอยต่อระหว่างต่อมและท่อน้ำนมกับชั้นไขมัน | 211 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| รูปที่ | หน้า |
|--|------|
| 4.108 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลาง ที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้น กำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 30 วินาที | 212 |
| 4.109 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลาง ที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้น กำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลาการรักษา 50 วินาที | 212 |
| 4.110 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลาง ที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้น กำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 60 วินาที | 213 |
| 4.111 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่ง ที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 217 |
| 4.112 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่ง ที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 218 |
| 4.113 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 219 |
| 4.114 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 220 |
| 4.115 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 221 |
| 4.116 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 222 |
| 4.117 การเปรียบเทียบความแตกต่างของความดันคลื่นอัลตราซาวด์ในระดับความลึกของ จุดโฟกัสต่างกันที่ ก, ข, ค, ง = 15, 25, 35, 45 mm ตามลำดับ สำหรับการตรวจจับ เนื้อมะเร็งด้วยการถ่ายภาพแบบยืดหยุ่น [5] | 223 |
| 4.118 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 224 |
| 4.119 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 225 |

| รูปที่ | หน้า |
|---|------|
| 4.120 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกัน จากซ้ายไปขวา (ก-ณ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 226 |
| 4.121 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้าย ไปขวา (ก-ณ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 227 |
| 4.122 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้าย ไปขวา (ก-ณ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 228 |
| 4.123 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้าย ไปขวา (ก-ณ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ | 229 |
| 4.124 การวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งในแถวที่ 1 | 230 |
| 4.125 การวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งในแถวที่ 2 | 231 |
| 4.126 การวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งในแถวที่ 3 | 232 |
| 4.127 การรวบรวมผลการตายของเนื้อมะเร็ง | 233 |
| ภาคผนวก ก ที่ 1 หน้าต่างการทำงานของซอฟต์แวร์แมทแล็บ | 252 |
| ภาคผนวก ก ที่ 2 วิธีการเข้าถึงข้อมูลแบบไม่ละเอียด | 253 |
| ภาคผนวก ก ที่ 3 วิธีการเข้าถึงข้อมูลแบบละเอียด | 254 |
| ภาคผนวก ก ที่ 4 คำอธิบายการใช้ฟังก์ชันไซน์ | 255 |
| ภาคผนวก ก ที่ 5 ประเภทของตัวแปร | 256 |
| ภาคผนวก ก ที่ 6 การกำหนดตัวแปรเซลล์อาร์เรย์ | 257 |
| ภาคผนวก ก ที่ 7 แผนภาพการทำงานคำสั่งการตัดสินใจแบบเงื่อนไขเดียว (ซ้าย) แผนภาพการทำงานคำสั่งการตัดสินใจแบบหลายเงื่อนไข (ขวา) | 260 |
| ภาคผนวก ก ที่ 8 แผนภาพการทำงานคำสั่งการวนซ้ำ | 260 |
| ภาคผนวก ก ที่ 9 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการตัดสินใจแบบเงื่อนไขเดียว | 261 |
| ภาคผนวก ก ที่ 10 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการตัดสินใจแบบหลายเงื่อนไข | 261 |
| ภาคผนวก ก ที่ 11 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการวนซ้ำ | 252 |
| ภาคผนวก ข ที่ 1 ผลลัพธ์ความดันคลื่นเสียงบนแบบจำลอง | 267 |
| ภาคผนวก ข ที่ 2 ผลความดันคลื่นและความร้อนบนแบบจำลองลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส | 272 |

คำย่อ/สัญลักษณ์

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|-----------------|---|
| I | ความเข้มคลื่นอัลตราซาวด์หลังจากผ่านเนื้อเยื่อ (W/m^2) |
| I_0 | ความเข้มคลื่นอัลตราซาวด์เริ่มต้น (W/m^2) |
| x | ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่ในเนื้อเยื่อ (m) |
| α | สัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (Np/m) ในบทที่ 2.2 |
| α_0 | สัมประสิทธิ์การลดทอนซึ่งไม่มีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน ($Np/((rad/s)^{\gamma}.m)$) |
| y | เอกซิปอนเนนเชียลของกฎยกกำลัง |
| ω | ความถี่เชิงมุม (rad/s) |
| f | ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (Hz) |
| Q | อัตราการสะสมความร้อนเชิงปริมาตร (W/m^3) |
| p | แรงดันเสียงที่ค่า RMS (Pa) |
| ρ | ความหนาแน่นเชิงมวล (kg/m^3) |
| c | ความเร็วคลื่นเสียงตามยาว (m/s) |
| ρ | ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ (kg/m^3) |
| C_p | ความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ ($J/kg/^\circ C$) |
| K | การนำความร้อนของเนื้อเยื่อ ($W/m/^\circ C$) |
| T | อุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและเวลาที่เปลี่ยนไป ($^\circ C$) |
| Q_m | ความร้อนที่ถูกสร้างจากกระบวนการเผาผลาญ (W/m^3) |
| Q_p | ความร้อนที่สูญเสียจากการไหลเวียนเลือด (W/m^3) |
| q | ปริมาณเลือดทั้งหมดที่ไหลผ่านเส้นเลือดฝอย (m^3/s) |
| ρ_b | ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3) |
| C_{pb} | ความจุความร้อนจำเพาะของเลือด ($J/kg/^\circ C$) |
| T_a | อุณหภูมิของหลอดเลือดแดงอาร์เทอร์รี่ ($^\circ C$) |
| T_v | อุณหภูมิของหลอดเลือดดำเวน ($^\circ C$) |
| v | อัตราการสูญเสียความร้อนโดยระบบไหลเวียนเลือด ($kg/m^3/s$) |
| Q_{in} | ปริมาณเลือดที่ไหลเข้าเส้นเลือดฝอยต่อวินาที (kg/s) |
| Q_{out} | ปริมาณเลือดที่ไหลออกเส้นเลือดฝอย (kg/s) |
| V | ปริมาตรของเลือด (m^3) |
| Δx | ระยะห่างจุดกริดในแนวแกน x (m) |

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|--------------------------------|--|
| Δy | ระยะห่างระหว่างจุดกริดในแนวแกน y (m) |
| Δz | ระยะห่างระหว่างจุดกริดในแนวแกน z (m) |
| Δt | ความแตกต่างของเวลา (sec) |
| ΔT | ความแตกต่างของอุณหภูมิ (K) |
| α | สัมประสิทธิ์การแพร่กระจายทางความร้อนในตัวกลาง (m^2/s) ในบทที่ 2.3 |
| x_{i+1} | ตำแหน่งของจุดข้อมูลแรกสำหรับการคำนวณ |
| x_i | ตำแหน่งของจุดข้อมูลสุดท้ายสำหรับการคำนวณ |
| h | ระยะห่างของจุดกริด |
| n | อันดับของการอนุพันธ์ |
| f' | การอนุพันธ์อันดับที่ 1 ของฟังก์ชัน |
| f'' | การอนุพันธ์อันดับที่ 2 ของฟังก์ชัน |
| R_n | Remainder (ความแม่นยำของการคำนวณด้วยอนุกรมเทย์เลอร์) |
| R_0 | อนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 0 |
| R_1 | อนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 |
| R_2 | อนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 |
| T_i^l | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ i และเวลาที่ l |
| T_{i+1}^l | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ $i+1$ และเวลาที่ l |
| T_{i-1}^l | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ $i-1$ และเวลาที่ l |
| T_{i+1}^{l+1} | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ $i+1$ และเวลาที่ $l+1$ |
| T_i^{l+1} | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ i และเวลาที่ $l+1$ |
| T_{i-1}^{l+1} | อุณหภูมิบนตัวกลางในตำแหน่งที่ $i-1$ และเวลาที่ $l+1$ |
| λ | ค่าพารามิเตอร์สำหรับความถูกต้องจากการประมาณค่าด้วย Crank Nicolson method |
| p, u, ρ | ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m^3) สุทธิตามลำดับ |
| $\bar{p}, \bar{u}, \bar{\rho}$ | ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m^3) ของคลื่นเสียงที่ผ่านตัวกลาง ตามลำดับ |
| p_0, u_0, ρ_0 | ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m^3) ของตัวกลางที่สภาวะปกติ ตามลำดับ |
| F_B | แรงที่กระทำกับปริมาตรของวัตถุ (N) |
| F_S | แรงที่กระทำบนพื้นผิวของวัตถุ (N) |

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|---------------------------|---|
| σ_{ij} | สเตรสเทนเซอร์ หรือ แรงพื้นผิวในแต่ละด้านของปริมาตรทรงสี่เหลี่ยมขนาดเล็กในปริมาตรผิวปิด |
| i | เลขดัชนีแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉาก |
| j | เลขดัชนีแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉากของสเตรสเทนเซอร์ |
| e_i | เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉากสำหรับสเตรสเทนเซอร์ |
| n_j | เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉาก |
| δ_{ij} | Kronecker delta ซึ่งมีค่าเป็น 1 และ 0 ถ้า i กับ j มีค่าเท่ากันและไม่เท่ากัน ตามลำดับ |
| n | เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในระบบพิกัดฉาก |
| ∇ | เกรเดียนต์ หรือ การอนุพันธ์บางส่วนเชิงตำแหน่ง |
| c_0^2 | ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนโทรปิก (m/s^2) |
| L | สัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียว |
| τ | สัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นเสียง |
| η | สัมประสิทธิ์การกระเจิงของคลื่นเสียง |
| S_F | เทอมต้นกำเนิดเชิงแรง (N/kg) |
| S_M | เทอมต้นกำเนิดเชิงมวล (kg/m^3s^1) |
| a_k | basis function weight |
| ϕ_k | basis function |
| N | จำนวนจุดกริดทั้งหมดในแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก |
| k_x | เวกเตอร์คลื่นบนแนวแกน x |
| i | จำนวนจินตภาพ |
| \mathbb{F}_x^{-1} | อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์มเชิงตำแหน่งบนแนวแกน x |
| \mathbb{F}_x | ฟอร์เวิร์ดฟูเรียร์ทรานฟอร์มเชิงตำแหน่งบนแนวแกน x |
| N_x | จำนวนจุดกริดทั้งหมดบนแนวแกน x |
| $u_\zeta^{n+\frac{1}{2}}$ | ความเร็วอนุภาคบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครั้งเดียว ($n+1/2$) |
| $u_\zeta^{n-\frac{1}{2}}$ | ความเร็วอนุภาคบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหลังครั้งเดียว ($n-1/2$) |
| p_ζ^n | ความดันของคลื่นบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากที่จุดเริ่มต้นการก้าวของเวลา (n) |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|--------------------|--|
| ρ_{ξ}^{n+1} | ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครั้งเดียว ($n+1$) |
| ρ_{ξ}^n | ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหลังครั้งเดียว (n) |
| $u_{\xi}^{n+1/2}$ | ความเร็วอนุภาคของตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากที่จุดเริ่มต้นการก้าวของเวลา ($n+1/2$) |
| p^{n+1} | ความดันของคลื่นบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาที่ $n+1$ |
| ρ^{n+1} | ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาที่ $n+1$ |
| $u_{\xi}^{n+1/2}$ | ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครั้งเดียว $n+1/2$ |
| n | อันดับการก้าวของเวลา |
| Δt | ผลต่างของเวลา (sec) |
| ρ_0 | ความหนาแน่นของตัวกลางที่สภาวะปกติ (Kg/m^3) |
| \mathbb{F}^{-1} | อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์ม |
| \mathbb{F} | ฟอร์เวิร์ดฟูเรียร์ทรานฟอร์ม |
| i | จำนวนจินตภาพ |
| k_{ξ} | เวกเตอร์คลื่นที่ไม่ต่อเนื่องบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก |
| K | K-space operator |
| $\Delta \xi$ | ผลต่างเชิงตำแหน่งระหว่างจุดกริดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก (m) |
| N_{ξ} | จำนวนจุดกริดทั้งหมดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก |
| v_p | ขนาดของความเร็วอนุภาค (m/s) |
| c_0 | ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนทรอปิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1500 m/s |
| p | แอมพลิจูดความดันของคลื่นเสียง (Pa) |
| D | จำนวนมิติของแบบจำลองคลื่นเสียงบนตัวกลาง |
| c_0 | ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนทรอปิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1500 m/s |
| y | กฎการยกกำลังของเอ็กซ์โพเนนเชียล |
| B/A | พารามิเตอร์ความไม่เป็นเชิงเส้น |
| α_{ξ} | สัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นเสียงแบบแอนไอโซทรอปิกกับองค์ประกอบการดูดกลืนตามแนวแกนในระบบพิกัดฉาก (Np/sec) |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|-----------------|--|
| ρ_{ξ} | ผลรวมความหนาแน่นของคลื่นเสียงในระบบพิกัดฉากซึ่งกล่องเครื่องมือ K-wave ใช้สำหรับการคำนวณตามหลักการของ Berenger's original split-field formulation |
| ξ_0 | จุดพิกัดเริ่มต้นของเลย์เออร์ PML |
| ξ_{max} | จุดพิกัดสุดท้ายของเลย์เออร์ PML |
| ξ | จุดพิกัดที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ในเลย์เออร์ PML |
| Beam#1 | ลำอัลตราซาวด์ที่ 1 |
| Beam#2 | ลำอัลตราซาวด์ที่ 2 |
| dx | ระยะระหว่างจุดกริดเชิงตำแหน่ง (m) |
| dt | ระยะการก้าวของเวลา (sec) |
| end_x | รัศมีของเนื้อเยื่อมะเร็ง (m) |
| end_t | ระยะเวลาทั้งหมดของแบบจำลอง (sec) |
| N_x | จำนวนจุดกริดทั้งหมดในแนวแกน x |
| N_t | จำนวนจุดกริดทั้งหมดในแนวแกน y |
| K_{ref} | ค่าคงที่สัมประสิทธิ์การนำความร้อนอ้างอิง (W/m.K) |
| T_{ref} | ค่าคงที่อุณหภูมิอ้างอิง (°C) |
| Type#1 | รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่ซึ่งเป็นแบบแรก (ตำแหน่งลำที่ 1 และ 2 อยู่ติดกัน) |
| Type#2 | รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่ซึ่งเป็นแบบสอง (ตำแหน่งลำที่ 2 ถูกวางห่างจากตำแหน่งลำที่ 1 และ เนื้อเยื่อปกติ) |
| Type#3 | รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่ซึ่งเป็นแบบสาม (ตำแหน่งลำที่ 2 อยู่ติดกับเนื้อเยื่อปกติ) |
| BH | ความร้อนจากต้นกำเนิด |
| B2P | ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 |
| SFP_num | จำนวนจุดโฟกัส |
| S_value | การเปลี่ยนตำแหน่งของจุดโฟกัส |
| $Initial_FP$ | จุดโฟกัสเริ่มต้น |
| $Final_FP$ | จุดโฟกัสสุดท้าย |
| ppw | จำนวนจุดกริดต่อความยาวคลื่นภายในแบบจำลอง |
| ppp | จำนวนจุดกริดต่อคาบของคลื่นภายในแบบจำลอง |
| cfl | ค่าคงที่ Courant-Friedrichs-Lewy |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| คำย่อ/สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|-----------------|--|
| f | ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (Hz) |
| T | คาบของคลื่นอัลตราซาวด์ (1/s) |
| dt | การก้าวของเวลา (s) |
| t_{end} | เวลาที่คลื่นเคลื่อนที่จากมุมไปยังมุมตรงข้ามตามแนวเส้นทแยงมุมของระบบกริด (sec) |
| $S_{diagonal}$ | ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่จากมุมไปยังมุมตรงข้ามตามแนวเส้นทแยงมุมของระบบกริด (m) |
| v_{avg} | ความเร็วเฉลี่ยของคลื่นอัลตราซาวด์บนแบบจำลอง (m/s ²) |
| $kgrid.x_size$ | ขนาดของแบบจำลองในแนวแกน x (m) |
| $kgrid.y_size$ | ขนาดของแบบจำลองในแนวแกน y (m) |
| Nt | จำนวนการก้าวของเวลา |
| dt | ระยะการก้าวของเวลา (sec) |
| AD | ขนาดความกว้างของเลนส์เว้าต้นกำเนิดคลื่น (cm) |
| CR | ขนาดรัศมีความโค้งของเลนส์เว้าต้นกำเนิดคลื่น (cm) |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มะเร็งเป็นโรคประเภทหนึ่งที่น่าทำทหายมากที่สุดสำหรับการรักษาทางด้านการแพทย์ เนื่องจากข้อมูลทางด้านสถิติโดยองค์กรอนามัยโลก (World Health Organization: WHO) รายงานว่าโรคมะเร็งคือสาเหตุการตายหลักติดอันดับ 1 ใน 5 ของประชากรโลก [1] สาเหตุการเกิดโรคมะเร็งคือการแบ่งเซลล์ของเนื้อเยื่อปกติที่ไม่สามารถควบคุมได้จนกระทั่งกลายเป็นเนื้องอกก่อนการกลายเป็นเนื้อมะเร็งในที่สุด [2,3] ถึงแม้ว่ามะเร็งเป็นโรคที่ยากสำหรับการรักษา แต่นักวิจัยและแพทย์พยายามกำหนดวิธีการรักษาที่เหมาะสม ได้แก่ การผ่าตัด (Surgery) การใช้ยาบำบัด (Drug therapy) การใช้ความร้อนบำบัด (Hyperthermia) [4-6] วิธีการที่ใช้รักษาในปัจจุบันคือการนำเทคโนโลยีทางด้านอนุภาคนาโนเพื่อลำเลียงยาไปสู่เนื้อมะเร็งสำหรับการรักษาแบบเจาะจงปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบเนื้อมะเร็งและช่วยลดผลข้างเคียงที่เป็นอันตรายสำหรับคนไข้ [4,7] อย่างไรก็ตามความร้อนบำบัดถูกนำมาใช้รักษาร่วมกับการรักษาแบบอื่นที่กล่าวมาเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเนื้อมะเร็งและให้ผลข้างเคียงน้อยที่สุดโดยการไม่มีสารเคมีตกค้างภายในร่างกายของผู้ป่วย [7-10] ดังนั้นการรักษาโรคมะเร็งโดยความร้อนบำบัดยังคงเป็นวิธีการรักษาที่สำคัญและเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเนื้อมะเร็งได้อย่างดี

การรักษาโรคมะเร็งเต้านมเป็นที่น่าสนใจสำหรับวงการแพทย์อย่างมากเนื่องจากอัตราการเกิดโรคมะเร็งเต้านมและอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมมีแนวโน้มสูงมากเมื่อเปรียบเทียบกับโรคมะเร็งประเภทอื่นๆ ถึงแม้ว่าผู้คนปกติที่ดูแลสุขภาพในเรื่องการรับประทานอาหารที่มีประโยชน์และออกกำลังกายอย่างสม่ำเสมอเป็นอย่างดีก็ตาม แต่ผู้คนเหล่านั้นก็มีโอกาสเสี่ยงที่จะเป็นโรคมะเร็งเต้านมได้เช่นกัน ปัจจัยสำคัญจริงๆที่ทำให้เกิดโรคมะเร็งเต้านม คือ อายุ ฮอโมนเพศ ประวัติการได้รับรังสีที่ทรวงอก ประวัติโรคมะเร็งเต้านมของคนในครอบครัว เป็นต้น โรคมะเร็งมีระยะการเจริญเติบโตทั้งหมด 4 ระยะซึ่งถูกจำแนกตามขนาดของเนื้อมะเร็ง ระยะแรก หรือ ระยะที่ 1-2 มีขนาดประมาณ 2 cm ระยะสุดท้าย หรือ ระยะที่ 4 มีขนาดใหญ่เกินกว่า 5 cm ขึ้นไป มะเร็งในระยะแรกยังไม่มีการแพร่กระจายไปอวัยวะข้างเคียง แต่มะเร็งในระยะสุดท้ายมีการแพร่กระจายทั่วทุกส่วนของร่างกาย การรักษามะเร็งในระยะแรกจึงเป็นทางเลือกที่ง่ายที่สุดและดีที่สุด ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีแรงจูงใจเพื่อทำลายเนื้อมะเร็งเต้านมเพื่อลดอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคมะเร็งเนื่องจากปัจจัย

การเกิดโรคมะเร็งเต้านมที่ไม่สามารถควบคุมได้ นอกจากนี้ผู้วิจัยตั้งสมมุติฐานไว้ว่าอุปกรณ์ที่นำมาใช้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นต้นกำเนิดความร้อนสำหรับการรักษามะเร็งเต้านมต้องทำลายเนื้อมะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพและต้องไม่สร้างความเสียหายกับโครงสร้างเต้านมกับเนื้อเยื่อปกติของผู้ป่วยมะเร็ง

ในปัจจุบันผู้วิจัยพบบทความวิจัยที่เกี่ยวกับการเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาโรคมะเร็งทางด้านคลินิกด้วยการใช้ลำอัลตราซาวด์ ยกตัวอย่างเช่น Hannemann *et al* ใช้ลำไมโครเวฟคู่ที่ถูวางตรงข้ามรูปแบบขนานกันในแนวราบ (Parallel-opposed dual beam) เพื่อทำลายเนื้อมะเร็งที่ฝังในหนูทดลองด้วยความร้อนซึ่งเทียบกับ Pennes bio-heat transfer equation [11] Hariharan *et al.* ศึกษาผลกระทบการไหลเวียนเลือดภายในหลอดเลือดในเนื้อเยื่อตับที่มีต่อจุดโฟกัสจากลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High-intensity focused ultrasound: HIFU) ด้วย KZK parabolic wave equation และ Pennes bio-heat transfer equation [12] Piotr ใช้คลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายเนื้อมะเร็งที่เกิดขึ้นบริเวณช่องท้องของผู้ป่วยด้วยความร้อนด้วย Maxwell and Pennes bio-heat transfer equation ในแบบจำลอง [13] Gupta เสนอแบบจำลองทางด้านคณิตศาสตร์ซึ่งอธิบายการถ่ายเทความร้อนบนอวัยวะของมนุษย์ด้วยความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟโดยหลักการ Galerkin method และ Bernstein polynomial [14] Guo *et al.* ใช้เครื่องมือวัดความยืดหยุ่นด้วยคลื่นอัลตราซาวด์สำหรับวิธีการถ่ายภาพแบบยืดหยุ่นเพื่อเหนี่ยวนำระยะกระจัดของกล้ามเนื้อหัวใจและกล้ามเนื้อใบเชิงเส้นในแบบ 2 มิติ ด้วยหลักการ Acoustics radiation force [15] Olayebi *et al.* ใช้ลำอัลตราซาวด์เดี่ยวซึ่งถูกวางที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลางเนื้อมะเร็งเต้านมสำหรับการรักษาด้วยความร้อนโดยหลักการ Pennes bio-heat transfer equation และ Finite element method [16] Hudson *et al.* ใช้ลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัสกับการถ่ายภาพด้วยสนามแม่เหล็ก (Magnetic resonance: MRI) เพื่อตรวจสอบการกระจายตัวของอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อกระดูกใน 3 มิติ โดยหลักการ Rayleigh และ Pennes bio-heat transfer [17] Gillies *et al.* ใช้ลำอัลตราซาวด์กับระบบการถ่ายภาพ MRI เพื่อประเมินภาพของการตัดต่อลูกหมากใน 2 มิติ และ 3 มิติ โดยวิธี Powell [18] Okita *et al.* ศึกษาความผิดพลาดจุดโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU สำหรับการรักษามะเร็งในโครงสร้างเต้านมด้วย the 6th order central finite difference method ของแบบจำลอง ZZ-HIFU [19] Sadeghi ใช้วิธีออสโตรกราฟีด้วยแรงดันคลื่นเสียง (Acoustic radiation force: ARF) เพื่อศึกษาการประเมินความปลอดภัยของเนื้อเยื่อตับในระหว่างการวินิจฉัยโรคพังผืดบนเนื้อเยื่อตับ (Chronic fibrosis liver disease) โดยฟังก์ชันจากกล่องเครื่องมือ K-wave ของซอฟต์แวร์แมทแลป [20]

นอกจากนี้ยังมีบทความวิจัยที่ศึกษาและเข้าใจพฤติกรรมเนื้อมะเร็งสำหรับการบำบัดรักษาเพื่ออธิบายด้วยการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ยกตัวอย่างเช่น Tabei *et al.* ใช้ K-space method เพื่อแก้สมการการกระจายตัวของคลื่นเชิงอนุพันธ์อันดับที่ 1 ในตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เดียวกันสำหรับการเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณ [21] Treeby *et al.* สร้างแบบจำลองการกระจายตัวและการดัดแปลงคลื่นเสียงบนตัวกลาง Fractional Laplacian สำหรับการนำไปใช้งานทางด้านการถ่ายภาพวินิจฉัยโรคมะเร็ง การบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัส เป็นต้น [22] Treeby *et al.* ใช้ K-space pseudospectral method เพื่อสร้างแบบจำลองการถ่ายภาพรูปแบบ Hamornic ultrasound ในขอบเขตของเวลาภายใน 3 มิติ สำหรับการแก้ปัญหาการจัดเก็บข้อมูลจำนวนมาก [23] Treeby *et al.* เสนอ K-space pseudospectral method สำหรับการสร้างแบบจำลองการกระจายตัวคลื่นอัลตราซาวด์แบบไม่เป็นเชิงเส้นในตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกันเพื่อคำนวณข้อมูลในหน่วยความจำสำหรับการเก็บข้อมูล [24] Guzman-Cabrera *et al.* ใช้หลักการของ Local entropy สำหรับการถ่ายภาพความร้อน (Thermogram) ในเต้านมผู้ป่วยแทนที่การถ่ายภาพด้วยรังสีเอ็กซ (Mammogram) [25] Arshad *et al.* ใช้ Grunwald-Letnikov derivative เพื่อวิเคราะห์การตอบสนองทางเคมีของเนื้องอกที่มีระบบภูมิคุ้มกัน [26] Gomez-Aguilar *et al.* ใช้หลักการ Caputo-Fabrizio ด้วย Mittag-Leffler kernel derivatives เพื่อตรวจสอบความแปรปรวนภายในแบบจำลองมะเร็ง [27] Yildiz *et al.* ใช้ Caputo fractional operator และ Kernel fractional derivative เพื่อตรวจจับการตอบสนองทางภูมิคุ้มกันทางเคมีของ Tumor-obesity model [28-29] ในบทความสุดท้าย Sadia Arshad *et al.* ใช้ Fractional operators Caputo และ Caputo-Fabrizio เพื่อสังเกตการณ์ตอบสนองของระบบภูมิคุ้มกันมะเร็งใน Tumor-obesity model [30]

จากบทความวิจัยที่กล่าวมาข้างต้น ผู้วิจัยพบว่า ลำโคมโครเวฟคู่แบบขนานกันในแนวราบที่ถูกวางตำแหน่งที่รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อปกติและเนื้อมะเร็งเพื่อทำลายเนื้อมะเร็ง [11] สร้างความเสียหายกับเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ล้อมรอบเนื้อมะเร็ง ลำโคมอัลตราซาวด์เดี่ยวถูกวางตำแหน่งที่จุดศูนย์กลางของเนื้อมะเร็งสำหรับการบำบัดรักษา [16] ไม่สามารถทำลายเนื้อมะเร็งได้อย่างทั่วถึงเนื่องจากความร้อนกระจายตัวที่จุดศูนย์กลางของเนื้อมะเร็งเพียงอย่างเดียว ผู้วิจัยพบว่าลักษณะการวางตำแหน่งของลำโคมอัลตราซาวด์มีผลอย่างมากสำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง ดังนั้นผู้วิจัยมีจุดมุ่งหมายเพื่อสร้างแบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งที่มีประสิทธิภาพปราศจากการสร้างความเสียหายกับเนื้อเยื่อปกติรอบเนื้อมะเร็งจากความร้อน วิธีแครงค์นิโคลสัน (Crank Nicolson method, CNM) ซึ่งยังไม่ถูกศึกษาถูกใช้เพื่อคำนวณประวัตินุญจากลำโคมอัลตราซาวด์คู่ในแบบจำลอง 1 มิติ ลำโคมอัลตราซาวด์คู่นี้ถูกวางในทิศทางที่ตั้งฉากกับเนื้อมะเร็งและอยู่ในแนวขนานกันระหว่างจุดศูนย์กลางของเนื้อมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติ ลำโคมอัลตราซาวด์ที่ 1 ถูกวางไว้ที่จุดศูนย์กลาง ลำที่ 2 ที่ถูกวางในแนวรัศมีระหว่างจุดศูนย์กลางของเนื้อมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติและถูกเลื่อนตำแหน่งได้เพื่อให้ความร้อนกระจายตัวได้สม่ำเสมอบนเนื้อมะเร็ง วิธี CNM ใช้สมการถ่ายเททางความร้อนที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและเวลาและใช้หลักการ Finite

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

difference method (FDM) เพื่อหาคำตอบจากสมการความร้อน วิธีการ CNM ถูกปรับปรุงและถูกพัฒนาจาก Explicite method (EM) และหลักการ Implicit method (IM) เพื่อความถูกต้องและแม่นยำสำหรับการประมาณค่าคำตอบ นอกจากนี้ซอฟต์แวร์แม่แบบซึ่งถูกใช้สำหรับแบบจำลอง 1 มิติ เนื่องจากความเหมาะสมดังนี้ [31,32] ประการแรกคือซอฟต์แวร์สามารถจัดเก็บประวัติอุณหภูมิได้จำนวนมากในรูปแบบเมทริกซ์ซึ่งสอดคล้องกับการวิเคราะห์การกระจายตัวความร้อนแบบจุดบนแบบจำลอง ประการที่สองซอฟต์แวร์สามารถหาคำตอบจากหลักการ CNM โดยวิธีการทางเมทริกซ์และใช้เวลาประมวลผลสั้น ประการที่สามซอฟต์แวร์นี้ประกอบด้วยฟังก์ชันพื้นฐานที่มีประโยชน์สำหรับการเลือกเวลาที่เหมาะสมของการบำบัดด้วยความร้อน ประการที่สี่ซอฟต์แวร์มีคำสั่งที่ช่วยแก้ปัญหาลักษณะการเขียนโปรแกรมที่ค่อนข้างซับซ้อน

อย่างไรก็ตามเทอมของการแพร่ทางความร้อนเพียงอย่างเดียวในแบบจำลอง 1 มิติ ยังไม่เหมาะสมกับการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อเชิงชีวและลำอัสตราซาวด์มีการสร้างความดันคลื่น 3 มิติ ไม่ใช่ 1 มิติ ดังนั้นการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวควรพิจารณาเทอมของการสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนของเลือดในหลอดเลือดและเทอมความร้อนจากการเผาผลาญของเนื้อเยื่อ [33] ดังนั้นแบบจำลอง 2 มิติ นี้สร้างขึ้นด้วยฟังก์ชันจากกล่อง k-wave ของซอฟต์แวร์แม่แบบ [34] กล่องเครื่องมือนี้ใช้สมการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวของเพนเนส (Pennes bio-heat transfer) กับระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่มีความแม่นยำอย่างมาก ลำอัสตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High-intensity focused ultrasound; HIFU) ถูกใช้เพื่อสร้างแบบจำลองทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในด้านมที่ประกอบด้วย ชั้นผิวหนัง ท่อน้ำนมกับต่อมน้ำนม และชั้นกล้ามเนื้อ ตามลำดับ มะเร็งเต้านมถูกให้ความสำคัญอย่างมากเนื่องจากถูกจัดเป็นอันดับต้นของโรคมะเร็งทั้งหมดที่มีโอกาสเกิดขึ้นสูงและอัตราการเสียชีวิตสูง [35] วิธี HIFU เป็นการบำบัดและรักษาโรคมะเร็งรูปแบบหนึ่งในปัจจุบันที่ใช้ความร้อนทำลายเนื้อมะเร็ง ข้อดีของวิธีการนี้มีทั้งหมด 2 ประการ ประการที่ 1 วิธีการรักษาด้วย HIFU ที่ไม่รุกล้ำทำลายเนื้อเยื่อปกติของผู้ป่วย ประการที่ 2 วิธี HIFU ทำลายเนื้อมะเร็งในระยะแรกเริ่มที่มีขนาดเล็กได้อย่างมีประสิทธิภาพเนื่องจากจุดโฟกัสของลำอัสตราซาวด์มีขนาดเล็กและมีความร้อนสูง [36]

ในงานวิจัยนี้แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 และ 2 มิติ ด้วยการรักษารูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียจากลำอัสตราซาวด์ปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติ ถูกดำเนินการโดยซอฟต์แวร์แม่แบบ แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ คำนวณการกระจายตัวของความร้อนบนเนื้อมะเร็งเพื่อหาตำแหน่งของลำอัสตราซาวด์ที่เหมาะสมที่สุดบนเนื้อมะเร็งระยะเวลาสำหรับรักษาที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งปราศจากการได้รับความเสียหายของเนื้อเยื่อปกติจากความร้อน อัลกอริทึมซอฟต์แวร์แม่แบบประกอบด้วย 2 ส่วน ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1) การประมวลผลประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็ง คือว่า หลักการ CNM ถูกใช้สำหรับการคำนวณความร้อนกับตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ต่างๆ (Heat node) บนเนื้อมะเร็งและความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป (Time step)

2) การประมวลผลการออปติไมเซชันประกอบด้วย 2 ส่วน ดังนี้

2.1) การออปติไมเซชันครั้งที่ 1 คือ การตรวจสอบและคัดเลือกข้อมูลอุณหภูมิจากประวัติอุณหภูมิตัวด้วยเงื่อนไขเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อนที่ $45^{\circ}\text{C} \leq T < 46^{\circ}\text{C}$

2.2) การออปติไมเซชันครั้งที่ 2 คือ การหาตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่มีการกระตายตัวของความร้อนอย่างสม่ำเสมอบนเนื้อมะเร็งและการหาระยะเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุดโดย ฟังก์ชันคณิตศาสตร์ความสัมพันธ์ระหว่างเวลาที่เหมาะสมกับความร้อนจากต้นกำเนิดถูกสร้างเพื่อเป็นข้อมูลที่มีประโยชน์สำหรับการวางแผนรักษาผู้ป่วยมะเร็งทางคลินิก

แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 2 มิติ ใช้ลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัสเพื่อกำจัดเนื้อมะเร็งในโครงสร้างเต้านมโดยการใช้ฟังก์ชันจากกล่อง K-wave ของซอฟต์แวร์แมทแลป อัลกอริทึมของซอฟต์แวร์แมทแลปประกอบด้วย 7 ส่วน ดังนี้

1) การกำหนดขนาดของแบบจำลองโดยการกำหนดจำนวนจุดกริดในแนวแกน (Nx) กับคอลัมน์ (Ny) และ ระยะห่างของจุดกริดในแนวแกน (dx) กับคอลัมน์ (dy)

2) การกำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่น

3) การสร้างรูปทรงเรขาคณิตของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมและการกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงของตัวกลาง

4) การกำหนดเซนเซอร์บันทึกความดันคลื่น

5) การกำหนดคุณสมบัติทางความร้อนของตัวกลางและกำหนดเงื่อนไขอุณหภูมิเริ่มต้นของเนื้อเยื่อหลายชนิดที่ $T = 37^{\circ}\text{C}$ กับเงื่อนไขอุณหภูมิที่ทำลายเนื้อมะเร็งและความปลอดภัยของเนื้อเยื่อปกติที่ $45^{\circ}\text{C} \leq T < 46^{\circ}\text{C}$

6) การประมวลผลหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ ประวัติความดันคลื่น การสะสมความร้อน และประวัติอุณหภูมิตั้งแต่ต้นกำเนิดกับเนื้อมะเร็งในแบบจำลอง

7) การรวบรวมข้อมูลการตายของเนื้อมะเร็งจากความร้อนและการแสดงผลการตายของเนื้อมะเร็งในแต่ละตำแหน่งการโพกัสจากลำอัลตราซาวด์

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) เพื่อทำลายเนื้อมะเร็งเต้านมในระยะแรกด้วยความร้อนบำบัดจากลำอัลตราซาวด์อย่างมีประสิทธิภาพปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติสำหรับการลดอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคมะเร็งเนื่องจากปัจจัยการเกิดที่ไม่สามารถควบคุมได้
- 2) เพื่อศึกษาการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งที่มีประสิทธิผลด้วยความร้อนบำบัดจากลำอัลตราซาวด์คูลิงในแบบจำลอง 1 มิติ และจากลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสในแบบจำลอง 2 มิติ
- 3) เพื่อคำนวณเวลาที่ใช้รักษาและอุณหภูมิที่เหมาะสมที่สุดจากลำอัลตราซาวด์สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

- 1) งานวิจัยนี้เน้นการรักษาเนื้อมะเร็งด้วยความร้อนบำบัดเนื่องจากรูปแบบการรักษานี้ถูกนำมาใช้รักษาร่วมกับการรักษาแบบอื่นๆ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเนื้อมะเร็งและให้ผลข้างเคียงน้อยที่สุดโดยการไม่มีสารเคมีตกค้างภายในร่างกายของผู้ป่วย
- 2) การรักษาโรคมะเร็งเต้านมถูกพิจารณาภายในเต้านมเนื่องจากมะเร็งประเภทนี้มีโอกาสเกิดขึ้นสูงมากเทียบกับมะเร็งประเภทอื่นๆ
- 3) ระยะเนื้อมะเร็งที่น่าสนใจสำหรับการรักษา คือ มะเร็งระยะแรกที่มีขนาดประมาณ 1-2 cm เนื่องจากมะเร็งระยะนี้มีการแพร่กระจายมะเร็งไปยังอวัยวะข้างเคียงที่ค่อนข้างต่ำและง่ายต่อการวางแผนรักษา
- 4) การถ่ายภาพสำหรับการวินิจฉัยตำแหน่งของเนื้อมะเร็งไม่ถูกพิจารณาเนื่องจากตำแหน่งเนื้อมะเร็งถูกทราบแล้ว
- 5) แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนใน 1 มิติ และ 2 มิติ เนื่องจากแบบจำลอง 3 มิติ มีโครงสร้างที่ซับซ้อนและต้องใช้หน่วยความจำจำนวนมากสำหรับการเก็บข้อมูล

1.4 ขั้นตอนการวิจัยและวิธีการดำเนินงาน

- 1) ทบทวนบทความวิจัยเกี่ยวกับการใช้ความร้อนบำบัดรักษาโรคมะเร็ง
- 2) ศึกษาหลักการระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับการถ่ายโอนความร้อน
- 3) ศึกษาพื้นฐานการเขียนโปรแกรมในซอฟต์แวร์แมทแลบ
- 4) เขียนโปรแกรมการคำนวณประวัติอุณหภูมิด้วยหลักการ CNM
- 5) เขียนโปรแกรมการออปติไมเซชันเวลาที่ใช้รักษาและตำแหน่งการวางต้นกำเนิดความร้อนที่เหมาะสมที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 6) ตรวจสอบความถูกต้องของโค้ดและประมวลผลซอฟต์แวร์แม่แบบ
- 7) รวบรวมและวิเคราะห์ผลการทดลอง
- 8) จัดทำวารสารทางวิทยาศาสตร์ฉบับที่ 1 และส่งสำนักพิมพ์ต่างชาติสำหรับการเผยแพร่
- 9) ทบทวนบทความวิจัยเกี่ยวกับความร้อนบำบัดด้วย HIFU สำหรับการรักษาโรคมะเร็ง
- 10) ศึกษาคู่มือการใช้งานและการสร้างแบบจำลองความร้อนบำบัดด้วยอุปกรณ์ HIFU จากกล่องเครื่องมือ K-wave ของซอฟต์แวร์แม่แบบ
- 11) ศึกษาทฤษฎีและหลักการระเบียบวิธีเชิงตัวเลขซึ่งถูกใช้ในกล่องเครื่องมือ k-wave
- 12) ศึกษาตัวอย่างโค้ดการสร้างแบบจำลองคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อจากกล่องเครื่องมือ k-wave
- 13) ศึกษาตัวอย่างโค้ดการสร้างแบบจำลองถ่ายเทความร้อนเชิงชีวบนเนื้อเยื่อจากกล่องเครื่องมือ K-wave
- 14) เขียนโปรแกรมสร้างแบบจำลองความร้อนบำบัดด้วยอุปกรณ์ HIFU
- 15) ตรวจสอบความถูกต้องของโค้ดและประมวลผลซอฟต์แวร์แม่แบบ
- 16) รวบรวมและวิเคราะห์ผลการทดลอง
- 17) จัดทำวารสารทางวิทยาศาสตร์ฉบับที่ 2 และส่งสำนักพิมพ์ต่างชาติสำหรับการเผยแพร่
- 18) จัดทำเล่มวิทยานิพนธ์
- 19) เตรียมตัวและสอบหัวข้อวิทยานิพนธ์
- 20) ปรับปรุงรูปเล่มวิทยานิพนธ์
- 21) เตรียมตัวและสอบจบวิทยานิพนธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2560

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2560 | | | | | | | | | | | |
|--------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 1 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 2 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 3 | | | | | | | | | | | | |

ตารางที่ 1.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2560

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2560 | | | | | | | | | | | |
|--------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 4 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 5 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 6 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 7 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 8 | | | | | | | | | | | | |

ตารางที่ 1.3 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2561

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2561 | | | | | | | | | | | |
|---------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 9 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 10 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 11 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 12 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 13 | | | | | | | | | | | | |

ตารางที่ 1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2561

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2561 | | | | | | | | | | | |
|---------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 14 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 15 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 16 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 17 | | | | | | | | | | | | |

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ นั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2562

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 1 ปีการศึกษา 2562 | | | | | | | | | | | |
|---------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 18 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 19 | | | | | | | | | | | | |

ตารางที่ 1.6 ขั้นตอนการดำเนินงาน ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2562

| การดำเนินงาน | ภาคเรียนที่ 2 ปีการศึกษา 2562 | | | | | | | | | | | |
|---------------|-------------------------------|------|-------|-------|------|-------|------|------|------|------|------|------|
| | ม.ค. | ก.พ. | มี.ค. | เม.ย. | พ.ค. | มิ.ย. | ก.ค. | ส.ค. | ก.ย. | ต.ค. | พ.ย. | ธ.ค. |
| ขั้นตอนที่ 20 | | | | | | | | | | | | |
| ขั้นตอนที่ 21 | | | | | | | | | | | | |

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) แพทย์สามารถนำข้อมูลเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมและความเข้มลำอัลตราซาวด์ที่เหมาะสมจากการประมวลผลของซอฟต์แวร์แมทแลปเพื่อรักษาจริงทางด้านคลินิกกับผู้ป่วยมะเร็ง
- 2) ผู้วิจัยได้รับความรู้และมีความเข้าใจหลักการทำงานลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัสสำหรับการรักษาโรคมะเร็งในรูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียและหลักการระเบียบวิธีเชิงตัวเลขของประวัติความเข้มแรงดันลำอัลตราซาวด์และประวัติอุณหภูมิจากการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวะบนแบบจำลอง
- 3) ผู้วิจัยมีความรู้พื้นฐานจากการเขียนโค้ดแมทแลปและมีประสบการณ์จากการใช้กล้องเครื่องมือเคลื่อนเสียงสำหรับการประยุกต์ใช้ทางด้านการแพทย์ของซอฟต์แวร์แมทแลป
- 4) ข้อมูลเวลาที่ใช้รักษาและตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่เหมาะสมที่สุดนี้จากแบบจำลองคลื่นอัลตราซาวด์เป็นประโยชน์สำหรับการวางแผนรักษาทางคลินิกกับผู้ป่วยมะเร็ง

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 หลักการทางการแพทย์เบื้องต้นเกี่ยวกับมะเร็งเต้านม

2.1.1 โครงสร้างเต้านมกับก้อนเนื้อมะเร็ง

มะเร็งเป็นชื่อเรียกของเนื้อเยื่อมนุษย์ที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย เนื้อเยื่อนี้เกิดขึ้นมาจากการแบ่งตัวของเซลล์ที่ไม่สามารถควบคุมการเจริญเติบโตได้ เนื้อเยื่อนี้จึงกลายเป็นเนื้องอกและเนื้อเยื่อมะเร็งในเวลาถัดมา เนื้อมะเร็งสามารถทำลายอวัยวะและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ข้างเคียง นอกจากนี้เนื้อมะเร็งยังสามารถเจริญเติบโตและการแพร่กระจายไปยังอวัยวะส่วนอื่นและระบบท่อน้ำเหลืองซึ่งส่งผลให้เกิดอาการติดเชื้อมีไข้และทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิต ปัจจุบันโรคมะเร็งนั้นถูกจัดอันดับต้นของประเทศและของโลกสำหรับความน่ากลัวและอันตรายร้ายแรงเนื่องจากอัตราการเสียชีวิตซึ่งคิดเป็นต่อปีของผู้ป่วยนั้นมาจากโรคมะเร็งทั้งสิ้น [1] มะเร็งสามารถเกิดขึ้นได้ต่ออวัยวะภายในของมนุษย์ได้ทุกส่วน ยกตัวอย่างเช่น มะเร็งเต้านม มะเร็งปอด มะเร็งปากมดลูก มะเร็งต่อมลูกหมาก เป็นต้น แต่ละแบบมีปัจจัยการเกิดที่แตกต่างกัน

ในกรณีของมะเร็งเต้านมซึ่งเป็นโรคที่เกิดขึ้นบ่อยเมื่อเปรียบเทียบกับมะเร็งชนิดอื่นๆ มะเร็งเต้านมที่ต่อมน้ำนมซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.1 และ 2.2 ส่วนประกอบหลักที่สำคัญของเต้านมคือ

1. หัวนมมีลักษณะนุ่มและรูปร่างทรงกระบอกที่มีความยาวประมาณ 1 cm ซึ่งขนาดของหัวนมของผู้หญิงแต่ละคนจะไม่เท่ากัน ภายในหัวนมจะประกอบด้วยต่อมน้ำนมใหญ่ 15-20 ท่อ
2. ลานหัวนมมีลักษณะเป็นวงกลมอยู่รอบหัวนม ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1.5-2.5 cm บนลานหัวนมจะมีต่อมของเสียซึ่งทำหน้าที่ระบายเหงื่อและไขมันออกเพื่อสร้างความชุ่มชื้นกับหัวนมและลานหัวนม

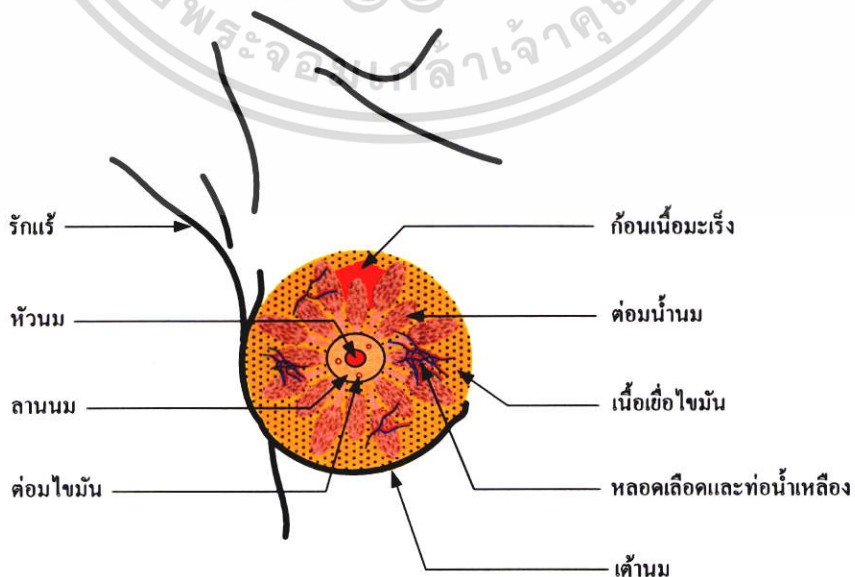
3. ต่อมน้ำนมและต่อมน้ำนมเล็กพิจารณารวมกันเป็นพู (Lobe) แต่ละพูมีพูย่อย (Lobule) ทั้งหมด 20-30 พู มีหลอดเลือด ท่อน้ำเหลืองและเส้นประสาท แต่ละพูย่อยประกอบด้วยต่อมน้ำนมแขนงเล็กและกระเปาะ (Alveoli) ซึ่งอยู่ที่ปลายของท่อนมแขนงเล็ก กระเปาะเล็กนี้มีประมาณ 10-100 ก้อนในหนึ่งพูย่อยและประกอบด้วยเซลล์ทั้งสิ้น 2 ชั้น ชั้นในคือเซลล์สร้างน้ำนม (Alveolar cell) และมีการสร้างน้ำนมเมื่อถูกกระตุ้นโดยฮอร์โมนออกซิโตซิน (Oxytocin) ชั้นนอกคือเซลล์กล้ามเนื้อ (Myoepithelial cells) ทำหน้าที่กระตุ้นเซลล์น้ำนมเพื่อรีดน้ำนมออกจากเซลล์ น้ำนมนี้จะไหลรวมกันในกระเปาะ (Alveoli) และถูกส่งไปทางท่อน้ำนมแขนง (Milk duct) ท่อน้ำนมเล็ก (Ductule) และท่อน้ำนมใหญ่ที่บริเวณหัวนม (Lactiferous duct) ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

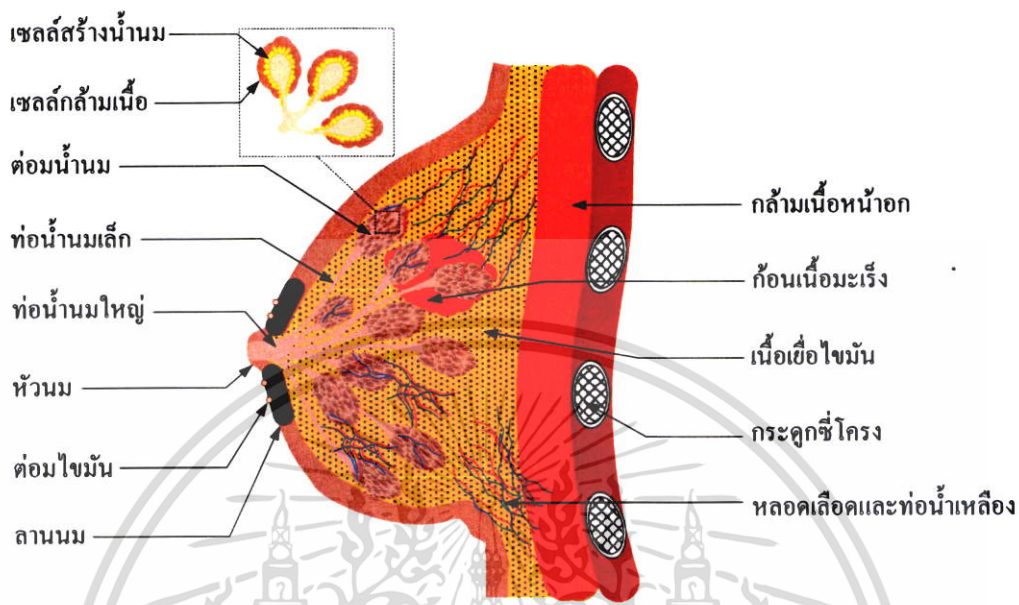
4. เนื้อเยื่อไขมันคือเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective tissue) ซึ่งเป็นหนึ่งในเนื้อเยื่อร่างกายมนุษย์ มี 4 ชนิด ได้แก่ เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน เนื้อเยื่อบุผิว (Epithelial tissue) เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ (Muscle tissue) และเนื้อเยื่อประสาท (Nervous tissue) เป็นต้น เนื้อเยื่อนี้ทำหน้าที่ค้ำจุนโครงสร้างเพื่อสร้างความยืดหยุ่นสำหรับเต้านม นอกจากนี้บทบาทสำคัญของเนื้อเยื่อไขมันคือการเก็บพลังงานในรูปของไขมัน (Lipids) เนื้อเยื่อไขมันถูกแบ่งเป็น 2 ประเภท เนื้อเยื่อไขมันขาว (White adipose tissue) ทำหน้าที่เก็บพลังงานและเนื้อเยื่อไขมันน้ำตาล (Brown adipose tissue) ทำหน้าที่สร้างความร้อนสำหรับร่างกาย

ในปัจจุบันมะเร็งเต้านมจะถูกตรวจพบได้บ่อยที่ต่อมน้ำนมและท่อน้ำนมเป็นส่วนใหญ่อิงรูปที่ 2.3 ดังนั้นการลุกลามและการแพร่กระจายมะเร็งเต้านมถูกแบ่งได้ 2 ประเภท [37]

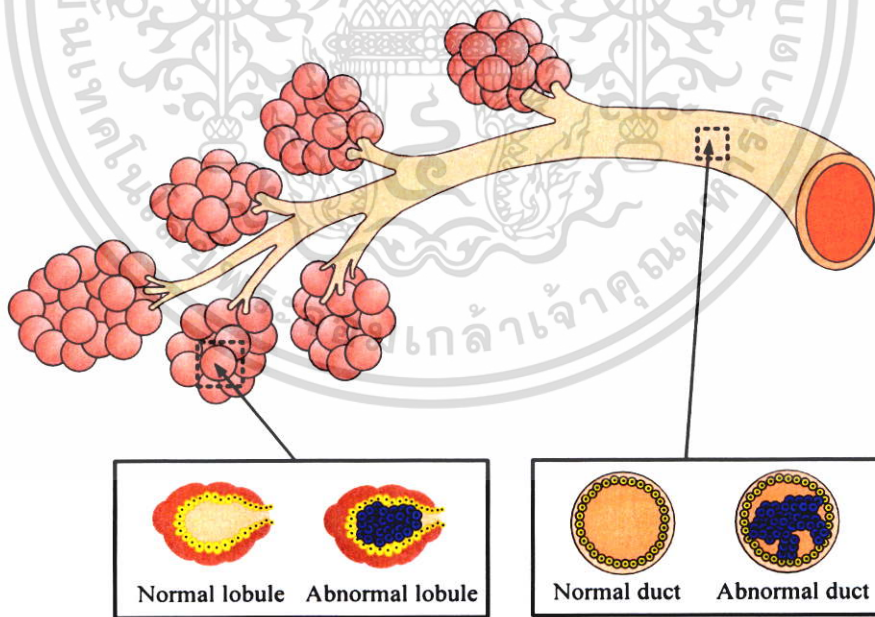
1. เนื้อมะเร็งเต้านมที่ยังไม่มีการแพร่กระจายหรือลุกลามไปยังเนื้อเยื่อส่วนอื่นของเต้านม การรักษามะเร็งชนิดนี้จะมีความปลอดภัยสูงและง่ายที่สุด
2. เนื้อมะเร็งเต้านมที่แพร่กระจายจากต่อมน้ำนมหรือท่อน้ำนมไปที่เนื้อเยื่อข้างเคียงและต่อมน้ำเหลืองได้รั้งแล้ว การแพร่กระจายมะเร็งเต้านมถูกพิจารณาเป็นมะเร็งซึ่งแพร่กระจายจากท่อน้ำนม (Invasive ductal carcinoma) ผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งชนิดนี้ถูกพบร้อยละ 80 ของโรคมะเร็งเต้านม มะเร็งซึ่งแพร่กระจายจากต่อมน้ำนม (Invasive lobular carcinoma) ผู้ป่วยมะเร็งชนิดนี้ถูกพบร้อยละ 10 ส่วนที่เหลืออีกประมาณร้อยละ 10 คือผู้ป่วยมะเร็งประเภทอื่นรวมกัน ได้แก่ มะเร็งแพร่กระจายรุนแรง (Metastatic breast cancer or cancer stage#4) มะเร็งเต้านมชาย (Male breast cancer) โรคมะเร็งของหัวนม (Paget's disease of nipple) มะเร็งเต้านมบวมแดง (Inflammatory breast cancer) เป็นต้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวน **รูปที่ 2.1** โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมุมมองด้านหน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมุมมองด้านข้าง



รูปที่ 2.3 เซลล์มะเร็งที่ต่อมน้ำนมและท่อน้ำนม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 ปัจจัยเสี่ยงสำหรับมะเร็งเต้านม

ในปัจจุบันแพทย์และนักวิจัยยังไม่พบสาเหตุของการเกิดเนื้องอกมะเร็ง แต่อย่างไรก็ตามปัจจัยเสี่ยงต่อมะเร็งเต้านมมีทั้งหมด 6 ประการดังนี้ [38]

1. อายุ

-บุคคลที่มีอายุในช่วงวัยกลางตั้งแต่ 50 ปีขึ้นไป มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านม ผู้ป่วยอายุต่ำกว่า 40 ปี มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านมเพียงแค้อยู่ละ 10

2. ฮอโมนเพศ

-ผู้ป่วยเพศหญิงมีโอกาสที่จะเป็นมะเร็งเต้านมมากกว่าเพศชาย 100 เท่า

-สตรีที่เริ่มมีประจำเดือนครั้งแรกเมื่ออายุน้อยหรือประจำเดือนหมดช้า ผู้ป่วยประเภทนี้มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านม

-สตรีที่ไม่เคยมีบุตรหรือตั้งครรภ์ครั้งแรกเมื่ออายุมากกว่า 30 ปีขึ้นไปมีความเสี่ยงที่จะเป็นมะเร็งเต้านมมากกว่าผู้หญิงที่ตั้งครรภ์น้อยกว่าวัย 30 ปี

-สตรีที่รับประทานยาคุมกำเนิดติดต่อกันเป็นเวลา 5 ปี หรือ ได้รับฮอโมนเอสโตรเจนเป็นเวลานาน 2 ปีหลังจากประจำเดือนหมดมีความเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านม

3. ประวัติโรคมะเร็ง

-สตรีที่เคยเป็นมะเร็งเต้านมมาแล้วข้างหนึ่งมีความเสี่ยงที่จะเป็นอีกข้างหนึ่ง

4. ประวัติครอบครัว

-โรคมะเร็งเต้านมสามารถถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์สู่รุ่นลูกหลานด้วยยีนที่ชื่อว่า BRCA1 และ BRCA2 ซึ่งเป็นยีนที่กลายพันธ์ ดังนั้นสตรีที่มียีนนี้มีความเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านม

5. ประวัติการได้รับรังสี

-สตรีที่เคยผ่านการฉายรังสีบริเวณหน้าอกเมื่อวัยเด็กมีโอกาสที่จะเป็นมะเร็งเต้านม

6. พฤติกรรม

-การรับประทานเครื่องดื่มแอลกอฮอล์และอาหารที่มีไขมันสูง การขาดการออกกำลังกาย ภาวะอ้วนหลังหมดประจำเดือนและน้ำหนักเกินเป็นพฤติกรรมที่มีโอกาสเสี่ยงเป็นมะเร็งเต้านมสูงมาก

2.1.3 ระยะการเจริญเติบโตของโรคมะเร็ง

อาการของผู้ป่วยโรคมะเร็งในระยะแรกที่ถูกตรวจพบ คือ การพบก้อนที่เต้านมและมีอาการบวม ปวด เจ็บ เมื่อใช้มือกดบริเวณก้อน ในระยะถัดมาหัวนมและเต้านมมีลักษณะที่เบี้ยวไม่คงรูปแบบเดิมเนื่องจากก้อนเนื้อนี้มีขนาดใหญ่ขึ้น ก้อนเนื้อนี้อาจถูกค้นพบบริเวณใกล้เคียงรักแร้หรืออวัยวะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อื่นใกล้เคียงเนื่องจากการแพร่กระจายของเนื้อเยื่อมะเร็ง นอกจากนี้ยังมีอาการผลข้างเคียง คือ เบื่ออาหาร ไม่มีแรง น้ำหนักลดลงอย่างกะทันหัน ระยะการเจริญเติบโตของเนื้อมะเร็งสามารถถูกจำแนกได้ 4 ระยะตามมาตรฐานสากล [39]

ระยะที่ 1 ขนาดของเนื้อมะเร็งน้อยกว่า 2 cm การแพร่กระจายของมะเร็งยังไม่ถึงต่อมน้ำเหลืองที่อยู่บริเวณใต้รักแร้

ระยะที่ 2 ขนาดของเนื้อมะเร็งอยู่ในช่วง 2 cm ถึง 4 cm การแพร่กระจายของมะเร็งถึงต่อมน้ำเหลืองที่ได้รักแร้เพียงแค่ว่าข้างเดียว

ระยะที่ 3 ขนาดของเนื้อมะเร็ง คือ 5 cm การแพร่กระจายของมะเร็งไปยังต่อมน้ำเหลืองใต้รักแร้มากเพียงพอจนกระทั่งเกิดก้อนเนื้อใหญ่ซึ่งติดแน่นกับอวัยวะข้างเคียง

ระยะที่ 4 เนื้อมะเร็งมีขนาดใหญ่มากกว่า 5 cm การแพร่กระจายของมะเร็งมากจนถึงอวัยวะส่วนอื่นหรือทุกส่วนของร่างกาย ได้แก่ สมอง ปอด ตับ กระดูก เป็นต้น

โรคมะเร็งระยะแรกเริ่มคือระยะที่ 1 และ ระยะที่ 3 ซึ่งเป็นระยะที่ผู้ป่วยควรให้ความสำคัญสำหรับการรักษา ส่วนระยะสุดท้ายคือระยะที่ 4 เป็นระยะที่มะเร็งแพร่กระจายเกือบทั่วร่างกายซึ่งผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งระยะนี้จะเสียชีวิตส่วนใหญ่ การรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งเต้านมในระยะที่ 1 เป็นสิ่งสำคัญและจำเป็นอย่างมากสำหรับการรักษาเพราะว่าเป็นระยะเริ่มที่เนื้องอกมีขนาดเล็กและยังไม่มีมีการแพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลืองหรืออวัยวะอื่นข้างๆ การรักษามะเร็งที่ระยะนี้จึงไม่ยุ่งยากมากและปลอดภัยสำหรับผู้ป่วย

2.1.4 วิธีการรักษามะเร็งเต้านม

การตรวจคัดกรองมะเร็งเต้านมสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งในระยะแรกเริ่ม วิธีการคัดกรองมีทั้งหมด 3 วิธีได้แก่ การตรวจเต้านมด้วยมือ การตรวจเต้านมด้วยบุคลากรทางการแพทย์ และการเอ็กซเรย์เต้านม (Mammogram) ในปัจจุบันเทคโนโลยีทางด้านวิทยาศาสตร์และทางการแพทย์ถูกพัฒนาอย่างมาก ดังนั้นวิธีการที่ใช้รักษามะเร็งเต้านมตามปกติมี 4 วิธี ดังนี้ [6]

2.1.4.1 การผ่าตัด

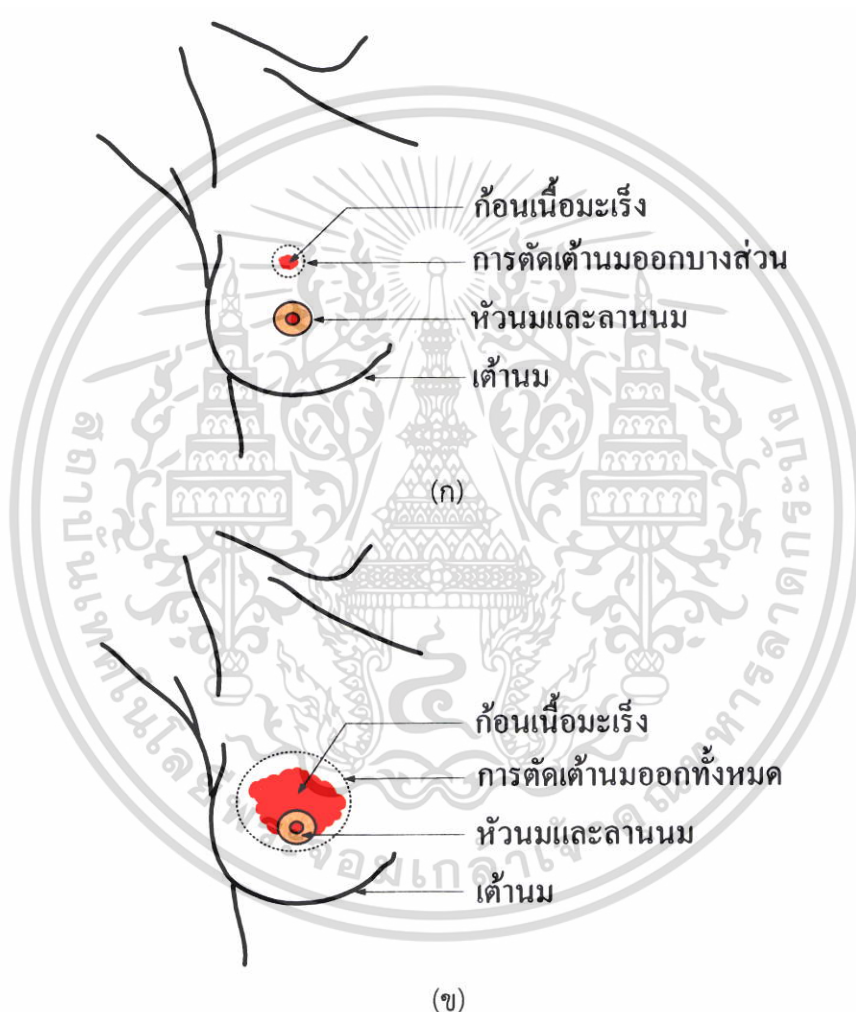
วิธีการผ่าตัดเป็นวิธีพื้นฐานที่สุดสำหรับการตรวจสอบก้อนมะเร็งในระยะแรกของผู้ป่วย การผ่าตัดแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลัก การผ่าตัดเต้านมถูกจำแนกออกเป็น 2 วิธี

1. การผ่าตัดที่เต้านม

1.1 การตัดเต้านมออกเพียงบางส่วน (Partial mastectomy or breast-conserving surgery) ซึ่งถูกใช้กับผู้ป่วยที่มีก้อนมะเร็งขนาดเล็กเพียงตำแหน่งเดียวโดยการตัดเนื้อมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบก้อนมะเร็งประมาณ 1–2 cm หัวนมและฐานหัวนมไม่ถูกตัดออกจากเต้านมตั้ง

รูปที่ 2.4 (ก) ดังนั้นเนื้อบนเต้านมจะหายไปเพียงแค่บางส่วนเท่านั้น หลังจากการผ่าตัดผู้ป่วยสามารถคงรูปร่างของเต้านมได้ปกติ

1.2 การตัดเต้านมออกทั้งหมด (Total or simple mastectomy) ซึ่งเป็นวิธีที่ถูกใช้กับผู้ป่วยที่มีขนาดเนื้องอกมะเร็งใหญ่มากหรือหรือมีก้อนมะเร็งหลายก้อนในเต้านมโดยการตัดเนื้อดีและผิวหนังที่อยู่บริเวณเนื้องอกมะเร็งและหัวนมออกจากเต้านมดังรูปที่ 2.4 (ข) ดังนั้นเนื้อบริเวณเต้านมจะหายไปทั้งหมดนอกจากนี้ผู้ป่วยที่ถูกห้ามการใช้รังสีสำหรับการบำบัดถูกใช้วิธีผ่าตัดรูปแบบนี้สำหรับการรักษา



รูปที่ 2.4 การผ่าตัดเต้านม

(ก) การตัดทิ้งบางส่วน (ข) การตัดทิ้งทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. การผ่าตัดต่อมน้ำเหลือง

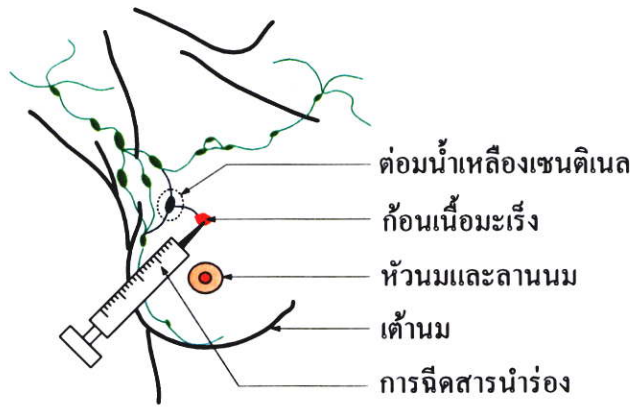
การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองรูปแบบนี้ถูกจำแนกเป็น 2 วิธี

2.1 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองเซนติเนล (Sentinal lymph node biopsy) ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมอย่างมากในปัจจุบันเนื่องจากวิธีนี้ถูกใช้เพื่อตรวจสอบว่ามะเร็งที่บริเวณเต้านมมีการแพร่กระจายมาที่ต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานน้อยเพียงจากการตัดต่อมน้ำเหลืองเซนติเนล ขั้นตอนการตัดต่อมน้ำเหลืองเซนติเนลมี 2 ขั้นตอน

2.1.1 ขั้นตอนแรก คือ สารนำร่องถูกฉีดที่เนื้อมะเร็งเพื่อศึกษาเส้นทางเดินน้ำเหลืองและเส้นทางการแพร่กระจายมะเร็ง สารนำร่องที่ถูกใช้กันแพร่หลายในปัจจุบันมี 2 ชนิด ได้แก่ สารไอโซซัลแฟน (Isosulfan) ซึ่งเป็นสารสี และสารเทคนิเทียม (Technitium) ซึ่งเป็นสารกัมมันตภาพรังสี

2.1.2 ขั้นตอนที่สอง คือ ต่อมน้ำเหลืองเซนติเนลถูกตัดออกมาเพื่อตรวจสอบว่ามะเร็งแพร่กระจายมากน้อยเพียงใด ผู้ป่วยในระยะแรกเริ่มมีขนาดก้อนเนื้อมะเร็งที่ไม่ใหญ่มาก ดังนั้นการแพร่กระจายมะเร็งไปที่ต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานจึงมีน้อยเพียงแค่อ้อยละ 30 (ต่อมน้ำเหลืองมีขนาดเล็ก) แต่ถ้าหากพบว่าต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานได้รับการแพร่กระจายจากก้อนมะเร็งร้อยละ 70 ต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานต้องถูกตัดทิ้งออกทั้งหมด ข้อดีของวิธีที่สองนี้คือการลดภาวะแทรกซ้อนแขนบวม (Lymphedema)

2.2 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้ออกทั้งหมด (Axillary dissection) ดังรูปที่ 2.6 ต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานจะถูกละและตัดออกทั้งหมดเนื่องจากมะเร็งมีขนาดใหญ่และมีการแพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานซึ่งติดเชื่อมมะเร็ง ดังนั้นการผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองได้รุกรานออกทั้งหมดจึงถูกดำเนินการเพื่อยับยั้งการเกิดมะเร็งที่ต่อมน้ำเหลืองและการแพร่กระจายไปยังอวัยวะอื่นใกล้เคียง ถึงแม้ว่าวิธีนี้ถูกใช้สำหรับการควบคุมโรค การทราบระยะที่แท้จริงของก้อนมะเร็งและการวางแผนการรักษาที่ถูกต้อง แต่วิธีนี้ก็ยังคงก่อให้เกิดภาวะแทรกซ้อน ได้แก่ อาการชาบริเวณต้นแขนด้านใน อาการบาดเจ็บต่อเส้นประสาทส่งผลให้กล้ามเนื้อบางส่วนทำงานได้น้อยลงในระยะสั้น อาการแขนบวมข้อไหล่ติดได้ในระยะยาว ภาวะแทรกซ้อนเหล่านี้จะมีแนวโน้มของอาการเพิ่มมากขึ้นเมื่อมีการใช้การฉายแสงร่วมกับการผ่าตัด



รูปที่ 2.5 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองใต้รักแร้ออกทั้งหมด



รูปที่ 2.6 การผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองเซนต์เนล

การฟื้นฟูหลังการผ่าตัด

เนื้อเต้านมหลังจากการผ่าตัดจะมีลักษณะเป็นเนื้อที่ไม่มีผิวที่ไม่เรียบเนื่องจากเนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบๆเนื้อมะเร็งถูกตัดทิ้งด้วย รูปร่างของเต้านมสามารถถูกสร้างขึ้นเพื่อมีลักษณะที่เป็นปกติทั่วไปเหมือนกับก่อนการผ่าตัดโดยการฟื้นฟูสภาพกลับมาเป็นปกติ วิธีการฟื้นฟูเต้านมในปัจจุบันมีทั้งสิ้น 3 แบบ

1. การผ่าตัดผิวหนัง เนื้อเยื่อไขมันและกล้ามเนื้อสะบัก (Latisimus dorsi myofascial flap หรือ LD flap) ทดแทนบริเวณที่ผ่าตัดออกไปสำหรับการผ่าตัดเต้านมทั้งบางส่วน
2. การผ่าตัดนำผิวหนัง เนื้อเยื่อไขมันและกล้ามเนื้อหน้าท้อง (Transverse rectus abdominis myocutaneous flap : TRAM) สำหรับการผ่าตัดเต้านมทั้งทั้งหมด
3. การผ่าตัดเพื่อใส่เต้านมเทียม (Prosthesis) สำหรับการผ่าตัดทั้งแบบตัดเต้านมทั้งทั้งหมดและตัดเต้านมทั้งบางส่วน ข้อดีของแบบที่ 3 คือ ผู้ป่วยไม่ต้องสูญเสียเนื้อเยื่อดีจากที่บริเวณอื่นเพื่อฟื้นฟูเนื้อที่เต้านม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.4.2 การฉายยา

การฉายยามีวัตถุประสงค์จะทำหน้าที่ทำลายเนื้อมะเร็งโดยการยับยั้งการเจริญเติบโตและหยุดการแพร่กระจายเนื้อมะเร็งไปยังอวัยวะอื่นข้างเคียง ยาสำหรับการบำบัดและการรักษาถูกจำแนกเป็น 3 กลุ่ม ดังนี้

2.1.4.2.1 ยาเคมีบำบัด

ตามปกติยาเคมีหลายชนิดถูกใช้สำหรับการรักษาผู้ป่วยต่อครั้งเนื่องจากผลการรักษาที่ออกมาดีกว่าการฉายยาเคมีตัวเดียว นอกจากนี้วิธีการนี้ถูกนำไปใช้ร่วมกับการผ่าตัด อย่างไรก็ตามวิธีการรักษาอย่างไรก็ตามรูปแบบการรักษาโดยใช้เคมีบำบัดถูกพบว่ามีผลเสียและผลข้างเคียงต่อผู้ป่วยหลายประการดังนี้เซลล์ปกติของร่างกายได้รับผลกระทบจากการฉายยาเคมีบำบัดได้แก่ เซลล์ไขกระดูกซึ่งทำหน้าที่สร้างเม็ดเลือดและเกล็ดเลือดสำหรับร่างกาย เยื่อบุทางเดินอาหารถูกทำลายส่งผลให้มีอาการคลื่นไส้ วิงเวียนศีรษะ รากผมและรากขนถูกทำลายจากยาเคมีทำให้เกิดอาการผมและขนร่วงจากร่างกาย ประจำเดือนของสตรีมาไม่สม่ำเสมอหรือหมดวัยประจำเดือนไปเลย เป็นต้น แต่อาการบางประเภทเกิดขึ้นเพียงแค่ชั่วคราวเท่านั้นเนื่องจากเซลล์ร่างกายสามารถถูกสร้างขึ้นมาทดแทนใหม่จากร่างกาย ได้แก่ เซลล์ไขกระดูก เซลล์รากขนและรากผม เซลล์เยื่อบุทางเดินอาหาร

2.1.4.2.2 ยาฮอร์โมนบำบัด

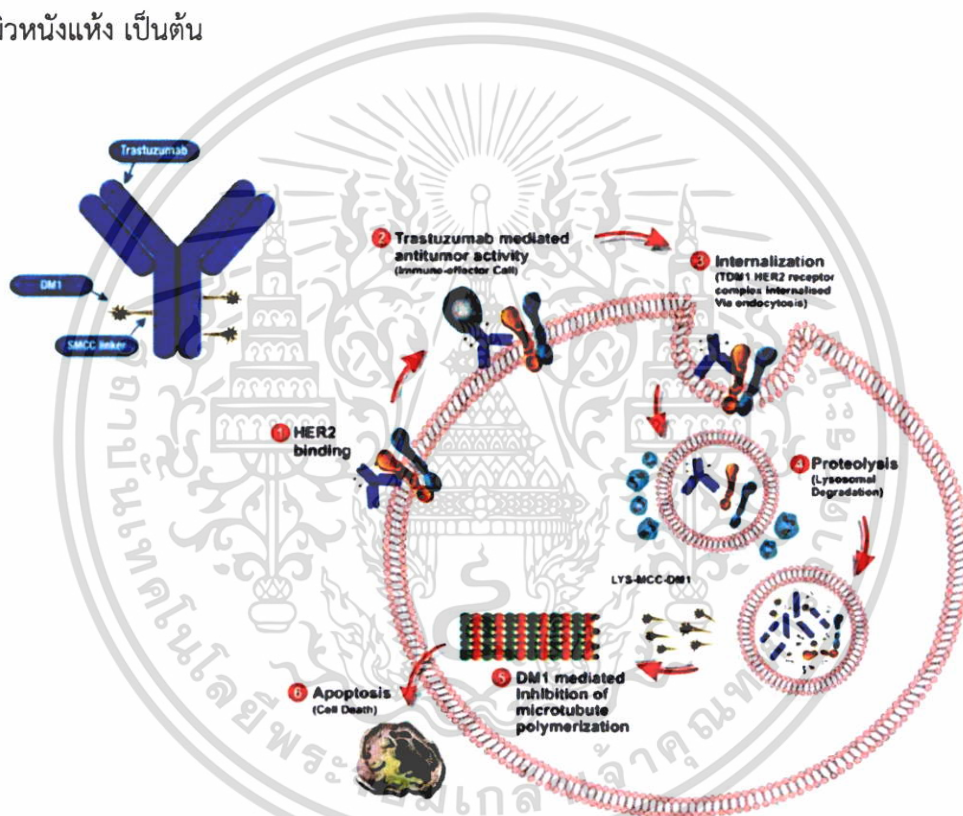
สตรีมีการเจริญเติบโตและกระบวนการทำงานของเต้านม เช่น การผลิตนมจากต่อมน้ำนมเนื่องจากฮอร์โมนที่ร่างกายการสร้างขึ้น ในทำนองเดียวกันฮอร์โมนในร่างกายมนุษย์ส่งผลต่อการเพิ่มขึ้นของขนาดและการแพร่กระจายของก้อนเนื้อเยื่อมะเร็ง ดังนั้นการควบคุมปริมาณฮอร์โมนสามารถช่วยยับยั้งและการแพร่กระจายของเนื้อมะเร็ง การรักษาแบบนี้ถูกจำแนกเป็น 2 ประเภทเช่นเดียวกัน วิธีแรกคือวิธีการยับยั้งการทำงานของฮอร์โมน Tamoxifen ซึ่งสามารถถูกใช้ได้ทั้งสตรีที่ยังคงมีประจำเดือนมาตามปกติและสตรีที่ประจำเดือนหมดเรียบร้อยแล้วโดยการรับประทานเป็นเวลา 5 ปี ผลข้างเคียงคือจะมีเลือดไหลออกมาตามช่องคลอด นอกจากนี้ผู้ป่วยที่เป็นโรคลิ้มเลือดอุดตันที่ขาหรือเส้นเลือดอุดตันห้ามไม่ให้ใช้วิธีนี้สำหรับการรักษา วิธีที่สองคือวิธีการยับยั้งการสร้างฮอร์โมน Tamoxifen ซึ่งถูกใช้ได้เฉพาะผู้หญิงที่หมดประจำเดือนเรียบร้อยแล้วโดยการรับประทานเป็นเวลา 5 ปี วิธีที่สองนี้มีผลข้างเคียงต่อภาวะกระดูกพรุนและกล้ามเนื้อเสื่อม

2.1.4.2.3 การรักษาด้วยยามุ่งเป้า

รูปแบบการรักษานี้อาศัยหลักการทางด้านชีวโมเลกุลบนผิวของเซลล์มะเร็ง โมเลกุลของยาไม่สามารถเข้าไปภายในเซลล์มะเร็งได้เนื่องจากโมเลกุลยามีขนาดใหญ่ตัวรับ (Receptor) บนผิวเซลล์ซึ่งเป็นโปรตีนทั่วไปหรือโปรตีนที่กระตุ้นการทำงานของตัวรับหรือยีน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จำเพาะจะถูกจับโดยโมเลกุลของยา ยาสามารถเดินทางผ่านเข้าไปภายในตัวเซลล์โดยผ่านช่องทางนี้ และจับกับโปรตีนที่อยู่ภายในเซลล์เพื่อออกฤทธิ์ยับยั้งการส่งสัญญาณกระตุ้นการเจริญเติบโตของเซลล์ต่างๆในเนื้อมะเร็ง ตามปกติก่อนการลำเลียงยาเข้าสู่ร่างกาย ตัวรับบนผิวของเซลล์ต้องถูกตรวจสอบสำหรับการจับคู่กับยาสำหรับการรักษา ถ้าหากยาไม่จับคู่กับตัวรับ เซลล์มะเร็งจะไม่ถูกทำลาย ยกตัวอย่างเช่น กลไกการของยามุ่งเป้า Trastuzumab ซึ่งชื่อทางการค้าคือ Herceptin จับกับโปรตีนหรือยีนจำเพาะของมะเร็งเต้านมคือ HER-2 receptor บนผิวเซลล์มะเร็ง [40] ถูกแสดงดังรูปที่ 2.7 วิธีการรักษาแบบนี้เป็นวิธีการที่ตรงจุดและไม่เป็นอันตรายสำหรับเนื้อเยื่อข้างเคียง นอกจากนี้ผลข้างเคียงที่แสดงออกมาหลังการรักษามีความอันตรายและเกิดขึ้นน้อยกว่ายาเคมีบำบัด เช่น ผิวหนังแห้ง เป็นต้น



รูปที่ 2.7 กลไกการทำงานของยามุ่งเป้าบนผิวเซลล์มะเร็ง

2.1.4.3 รังสีบำบัด

รังสีที่ถูกใช้สำหรับการรักษา คือ อนุภาคพลังงานสูงถูกปลดปล่อยจากสารกัมมันตภาพรังสี รังสีที่ประกอบด้วยอนุภาคพลังงานสูงนี้ทำหน้าที่ทำลายและหยุดการแพร่กระจายเนื้อเยื่อมะเร็งไปที่ส่วนอื่นของร่างกาย เนื้อเยื่อที่ได้รับอิทธิพลของรังสีจะถูกทำลายด้วยเช่นกัน แต่เซลล์เนื้อเยื่อสามารถถูกสร้างขึ้นมาทดแทนตลอดเวลา ดังนั้นเซลล์เนื้อเยื่อใหม่จึงขึ้นแทนเซลล์เก่า การใช้รังสีสำหรับการรักษาถูกนำไปใช้ร่วมกับการผ่าตัดเต้านมออกบางส่วนและการผ่าตัดเต้านมออก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

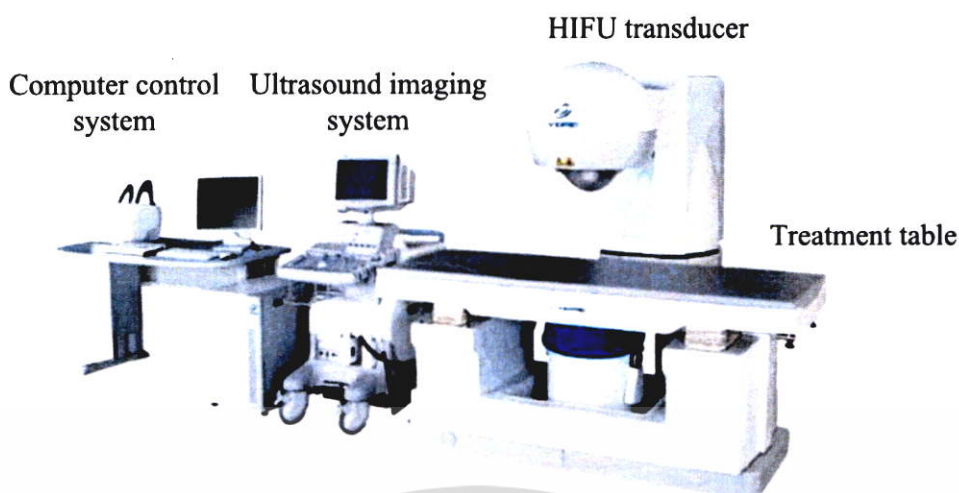
ทั้งหมดเช่นเดียวกันเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาผู้ป่วยให้หายเป็นปกติ เช่น ในกรณีของผู้ป่วยที่อยู่ในระยะที่ 4 ซึ่งมีขนาดเนื้องอกมากกว่า 5 cm และมะเร็งแพร่กระจายไปยังอวัยวะและต่อมน้ำเหลืองจำนวนมาก การผ่าตัดสำหรับการรักษาอย่างเดียวนั้นไม่เพียงพอโดยทั่วไปเวลาสำหรับการรักษาแบบรังสีบำบัดถูกกำหนดเป็นเวลา 4-6 สัปดาห์ สัปดาห์ละ 5 วัน ตั้งแต่จันทร์ถึงศุกร์ ในแต่ละวันใช้เวลาเพียงไม่กี่นาที ลักษณะการฉายรังสีบริเวณเต้านมนั้นถูกฉายไม่ลึกมากเพื่อไม่ให้อวัยวะสำคัญทำลาย ข้อดีของวิธีการรักษาแบบนี้คือผู้ป่วยจะไม่มีความรู้สึกเจ็บและไม่มีผลข้างเคียงเกิดขึ้น อย่างไรก็ตามยังคงมีปัญหาเกิดขึ้นตามมาเพียงเล็กน้อยเท่านั้นเมื่อเปรียบเทียบกับการการใช้ยาเคมีบำบัดคือจะมีอาการคัน ปวดแสบ ปวดร้อน เล็กน้อย ที่บริเวณถูกฉายรังสี ผิวหนังที่เพิ่งผ่านกระบวนการฉายรังสีจะบอบช้ำ ดังนั้นการใช้มือเกา การใช้ผ้าเช็ดแรงๆ และการใช้สบู่และเครื่องสำอางเป็นสิ่งที่ไม่ควรทำ หลังจากการบำบัดโรคมะเร็งด้วยรังสี

2.1.4.4 ความร้อนบำบัด

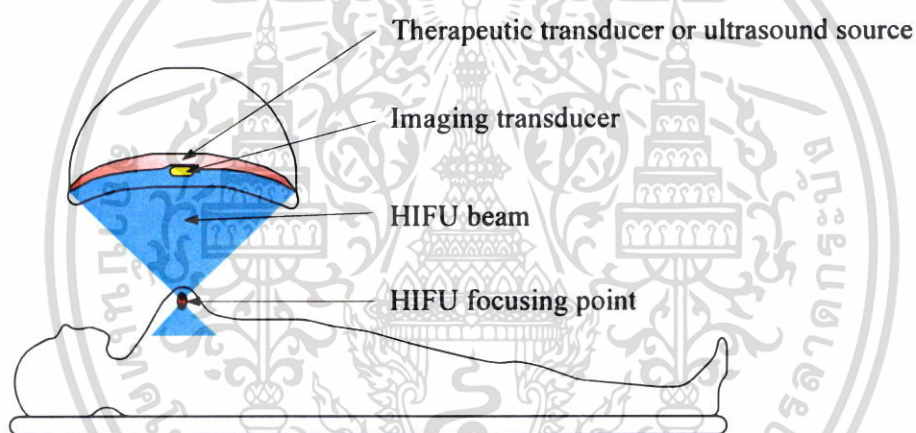
วิธีการรักษาแบบไฮเปอร์เทอร์เมียเป็นวิธีการรักษาผู้ป่วยมะเร็งทางด้านการแพทย์ โดยให้ความร้อนไปยังบริเวณที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งจนอุณหภูมิสูงขึ้นมากกว่าบริเวณใกล้เคียง เนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบเนื้อมะเร็งจะต้องไม่ถูกทำลายระหว่างการรักษา ความร้อนที่ใช้สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งซึ่งมีประสิทธิภาพและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัย [41] จะอยู่ในช่วง 39.5–40.5 °C อย่างไรก็ตามงานวิจัยอื่นได้กำหนดความร้อนซึ่งมีความหลากหลายที่ใช้สำหรับรักษาผู้ป่วยมะเร็ง [42] คืออยู่ในช่วง 41.8 – 42 °C สำหรับมาตรฐานการรักษาของประเทศยุโรปและอเมริกา ความร้อนในช่วง 43 – 44 °C สำหรับมาตรฐานการรักษาของประเทศญี่ปุ่นและประเทศรัสเซีย วิธีการรักษาแบบไฮเปอร์เทอร์เมียถูกใช้ร่วมกับการรักษาด้วยวิธีการรักษาแบบอื่น ได้แก่ การผ่าตัด การใช้ยาบำบัด และการรังสีบำบัด เป็นต้น เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็ง การรักษาแบบไฮเปอร์เทอร์เมียถูกจำแนกเป็น 2 แบบตามขนาดของพื้นที่ที่ได้รับความร้อน

1. การใช้ความร้อนเฉพาะเจาะจงพื้นที่บริเวณแคบ (Local hyperthermia) สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งและไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อปกติรอบเนื้อมะเร็งดังรูปที่ 2.8 และ 2.9 [36, 43] โดยการใช้เข็ม (Needle) หรือโพรบ (Probe) ของต้นกำเนิดความร้อน ตำแหน่งต้นกำเนิดความร้อนซึ่งขึ้นอยู่กับตำแหน่งของเนื้อมะเร็งถูกพิจารณา 3 รูปแบบ คือ การวางต้นกำเนิดบนผิวหนัง (Superficial hyperthermia) การวางต้นกำเนิดไว้ในโพรงซึ่งอยู่ภายในร่างกาย (Normal body cavities) การแทรกเข็มหรือโพรบต้นกำเนิดลึกลงในเนื้อมะเร็ง (Interstitial hyperthermia) ผลข้างเคียงของการใช้ความร้อนเฉพาะเจาะจงเฉพาะที่ คือ อาการเจ็บบริเวณรักษา อาการติดเชื้อ อาการเลือดออก อาการบวมบริเวณที่ถูกให้ความร้อน โรคลมเลือด ความเสียหายของผิวหนัง กล้ามเนื้อ และเส้นประสาทที่อยู่ใกล้กับบริเวณที่ให้ความร้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



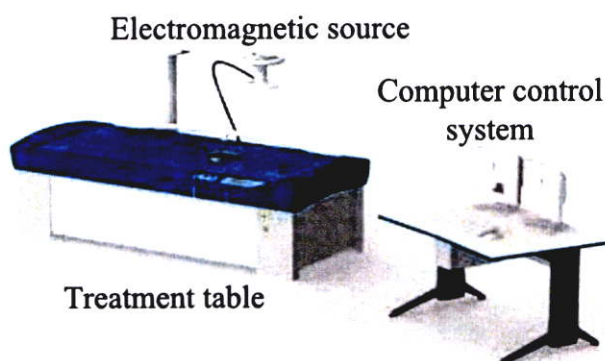
รูปที่ 2.8 อุปกรณ์อัลตราซาวด์แบบโฟกัสความเข้มสูงรุ่น FEP-BY™ สำหรับความร้อนบำบัด



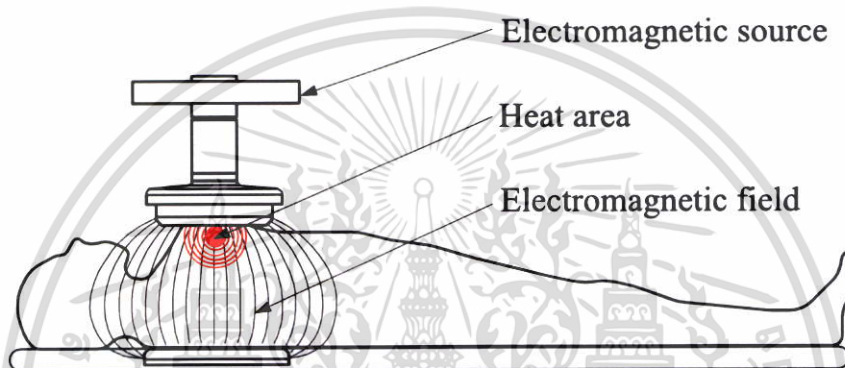
รูปที่ 2.9 การใช้ความร้อนสำหรับการรักษาเฉพาะเจาะจงพื้นที่แคบของ HIFU รุ่น FEP-BY™

2. การใช้ความร้อนในพื้นที่บริเวณกว้าง (Regional hyperthermia) อุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้รักษามีลักษณะดังรูปที่ 2.10 และ 2.11 [44,45] ประเภทการรักษานี้ถูกใช้ร่วมกับการใช้ยาบำบัดและการฉายแสงเนื่องจากความร้อนจากต้นกำเนิดที่ถูกปล่อยออกมาเป็นบริเวณกว้างส่งผลให้เนื้อมะเร็งอ่อนแอและทำให้การรักษามีประสิทธิภาพมากขึ้นอีกด้วย การไหลเวียนของเลือดจะถูกนำมาพิจารณาด้วยเนื่องจากบริเวณซึ่งได้รับความร้อนมีขนาดใหญ่ซึ่งประกอบด้วยหลอดเลือดจำนวนมากเกาะติดกับเนื้อเยื่อและอวัยวะ ดังนั้นการสูญเสียความร้อนจะเกิดขึ้นจึงต้องมีการเพิ่มความร้อนสำหรับการรักษา ผลข้างเคียงของการใช้ความร้อนในพื้นที่กว้างคืออาการคลื่นไส้และท้องเสีย อาการไข้ขึ้น ผลข้างเคียงที่รุนแรงอาจเกี่ยวข้องกับระบบหลอดเลือดหัวใจ ทั้งนี้อาการของผลข้างเคียงที่กล่าวไว้ข้างต้นว่ามีความรุนแรงเพียงใดนั้นจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่ให้ความร้อนและความเข้มของความร้อนบนร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 อุปกรณ์ Tumor cell solution (TCS) โดยองค์กร Celsius42



รูปที่ 2.11 การใช้ความร้อนสำหรับการรักษาในในพื้นที่บริเวณกว้าง

2.1.4.4.1 แหล่งกำเนิดความร้อนบำบัด

ปัจจุบันความร้อนบำบัดมีต้นกำเนิดคลื่น 2 รูปแบบ

1. เทคโนโลยีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ได้แก่ เทคโนโลยีคลื่นไมโครเวฟ (Micro wave) และเทคโนโลยีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงหรือคลื่นวิทยุ (Radio Frequency: RF) เป็นต้น คลื่นเหล่านี้สามารถทะลุทะลวงผ่านตัวกลางที่มีความหนาแน่นสูง อย่างไรก็ตามคลื่นไมโครเวฟถูกใช้ทำลายเนื้อมะเร็งที่อยู่ไม่ลึกมากเนื่องจากพลังงานของคลื่นนี้ไม่สูงเพียงพอ ในทางตรงกันข้ามคลื่นวิทยุมีความถี่สูงกว่า ดังนั้นจึงสามารถถูกนำมาใช้ทำลายเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่งลึกได้ดีโดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง เช่น เครื่องเทอร์โมตรอน RF-8 (Thermotron RF-8) เครื่องนี้ถูกนำไปใช้รักษาร่วมกับการบำบัดเคมีและการฉายแสงซึ่งเป็นวิธีการเสริมประสิทธิภาพการรักษาแบบไม่ได้ใช้ความร้อนเจาะจงเฉพาะที่

2. เทคโนโลยีอัลตราซาวด์โฟกัสแบบความเข้มสูง (High Intensity Focused Ultrasound: HIFU) เป็นเทคโนโลยีที่ทำลายเนื้อมะเร็งโดยการใช้ความร้อนเจาะจงเฉพาะพื้นที่บริเวณแคบได้ดีกว่า แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในการเลือกใช้กับผู้ป่วยโรคมะเร็ง คลื่นเสียงไม่สามารถส่งผ่านชั้นกระดูกซึ่งมีความหนาและแข็งอย่างมาก นอกจากนี้ผู้ป่วยที่มีอากาศอยู่ภายในเป็นสิ่งที่ยากอย่างมากที่คลื่นเสียงจะเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เคลื่อนที่ได้ ดังนั้นการใช้ HIFU เพื่อทำลายเนื้อมะเร็งสมองซึ่งมีชั้นกะโหลกกันอยู่หรือมะเร็งลำไส้ซึ่งภายในเป็นโพรงมีอากาศไหลเวียนจึงเป็นวิธีการที่ไม่เหมาะสมอย่างมาก สุดท้ายการใช้ความร้อนสำหรับการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งเพียงอย่างเดียวย่อมไม่เพียงพอสำหรับประสิทธิภาพการทำลายเนื้อมะเร็ง ตามปกติเทคนิคนี้จะถูกใช้ร่วมการรักษากับการใช้ยาและรังสีบำบัดเพื่อให้ผู้ป่วยหายจากโรคมะเร็งเป็นปกติ [46]

2.2 หลักการพื้นฐานของลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส

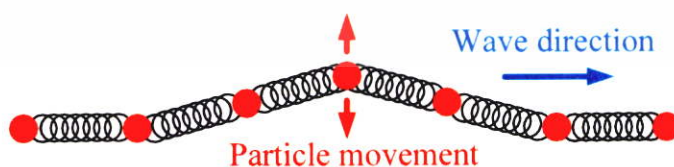
2.2.1 คลื่นเสียง

คลื่นสามารถถูกจำแนกออกเป็น 2 ประเภท คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic wave) และ คลื่นกล (Mechanical wave) ความแตกต่างของคลื่นทั้ง 2 ประเภทนี้คือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นคลื่นที่มีความถี่สูงกว่าคลื่นกลซึ่งหมายถึงมีพลังงานสูงและมีอำนาจทะลุทะลวงสูงกว่าคลื่นกล คลื่นนี้สามารถเคลื่อนที่ได้โดยปราศจากตัวกลาง ยกตัวอย่างเช่น อวกาศ เป็นต้น คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สามารถพบได้ตามชีวิตประจำวันคือ แสง คลื่นวิทยุ คลื่นอินฟราเรด และรังสีแกมมา เป็นต้น

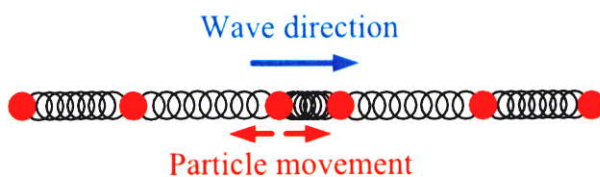
คลื่นกลเป็นคลื่นที่ต้องอาศัยตัวกลางสำหรับการเคลื่อนที่ได้แก่ ของแข็ง ของเหลว และก๊าซ คลื่นกลที่สามารถพบได้ตามชีวิตประจำวันคือ คลื่นน้ำ คลื่นในเส้นเชือก คลื่นแผ่นดินไหว และคลื่นเสียง เป็นต้น

คลื่นกลถูกแบ่งประเภทการเคลื่อนที่ได้ทั้งสิ้น 2 แบบ ดังนี้

1. คลื่นตามยาว (Longitudinal wave) คือคลื่นที่มีอนุภาคของตัวกลางสั่นไปในทิศทางเดียวกับทิศทางของคลื่นดังรูปที่ 2.12
2. คลื่นตามขวาง (Transverse wave) คือคลื่นที่มีอนุภาคของตัวกลางสั่นไปในทิศทางที่ตั้งฉากกับทิศทางของคลื่นดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.12 คลื่นตามขวาง

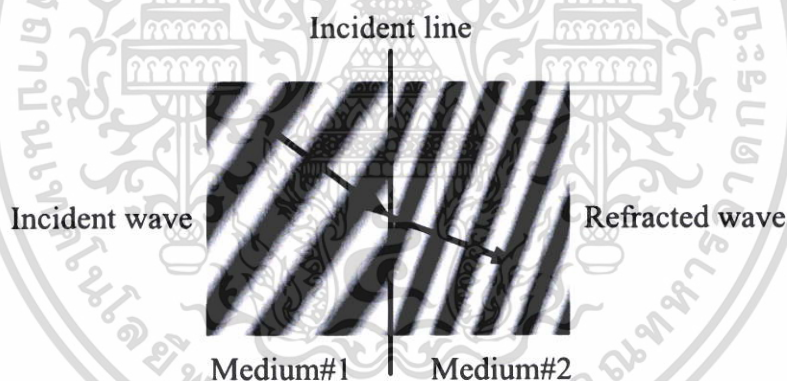


รูปที่ 2.13 คลื่นตามยาว

คุณสมบัติของคลื่นกลถูกจำแนกออกเป็น 4 ประการดังนี้

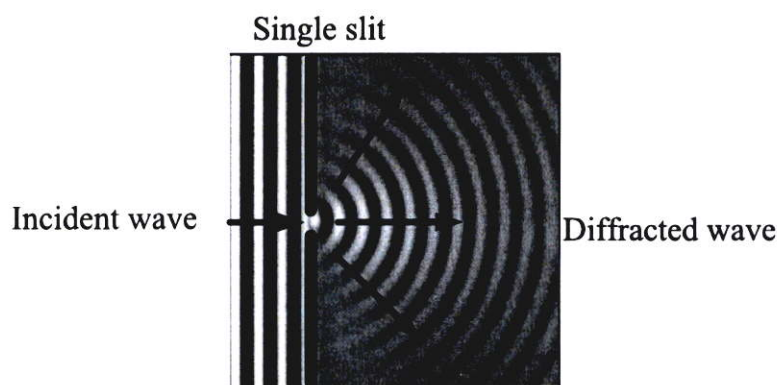
1. การดูดกลืน (Absorption) คือปรากฏการณ์ที่คลื่นมีการสูญเสียพลังงานระหว่างเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง พลังงานอาจสูญเสียอยู่ในรูปของความร้อนได้ นอกจากนี้ตัวกลางแต่ละชนิดมีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนที่ต่างกัน

2. การหักเห (Refraction) คือปรากฏการณ์ที่คลื่นเปลี่ยนความเร็วเฟส (Phase velocity) โดยการเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง 2 ชนิดที่แตกต่างกันและตัวกลางที่ 2 ซึ่งเป็นตัวกลางต่างชนิดกัน พารามิเตอร์ที่อธิบายการหักเหของคลื่นคือดัชนีหักเห (Refractive index) ทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นจะสัมพันธ์กับดัชนีหักเหตามกฎของสเนลล์ การหักเหของคลื่นแสดงดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 ปรากฏการณ์การหักเหของคลื่น

3. การเลี้ยวเบน (Diffraction) คือปรากฏการณ์ที่คลื่นเคลื่อนที่เจอสิ่งกีดขวางหรือกระจายตัวออกมาจากช่องแคบจนเกิดเป็นริ้วของการเลี้ยวเบน ขนาดของช่องแคบและสิ่งกีดขวางมีความสัมพันธ์กับความยาวคลื่น ลักษณะการเลี้ยวเบนถูกแสดงดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ปรากฏการณ์การเลี้ยวเบนของคลื่น

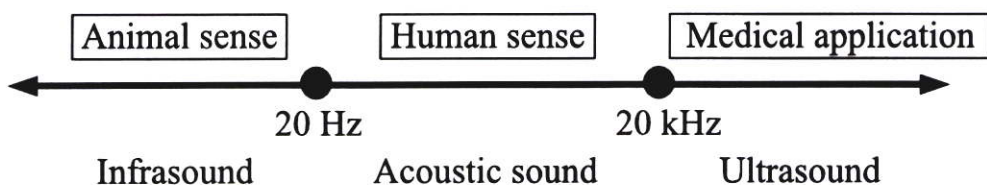
4. การแทรกสอด (Interference) ปรากฏการณ์ซึ่งคลื่นที่เกิดขึ้นจากแหล่งกำเนิด 2 ต้นกำเนิด เคลื่อนที่เข้าหากันและเกิดการเสริมกันจากการเสริมกันของหัวคลื่นกับหัวคลื่นที่วิ่งตัดกันและเกิดการหักล้างกันของหัวคลื่นและท้องคลื่นจนกระทั่งเกิดรูปแบบการแทรกสอดขึ้นแสดงดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 ปรากฏการณ์การแทรกสอดของคลื่น

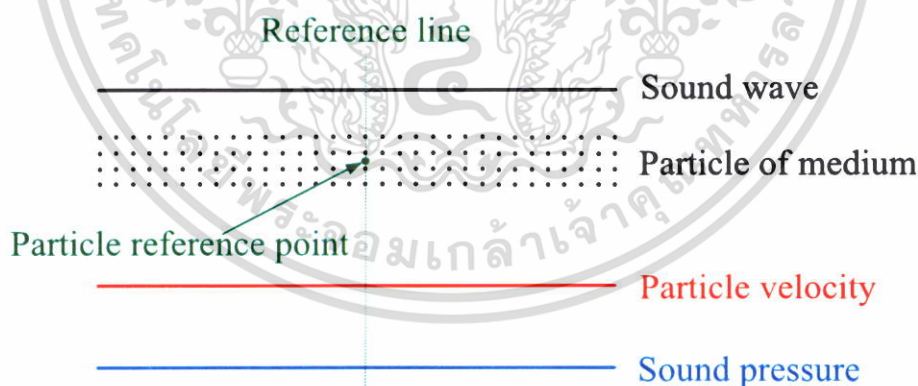
เสียงคือปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นจากการสั่นของตัวกลางโดยคลื่นมีการกระจายตัวผ่านตัวกลางด้วยคลื่นแรงดันผ่านกระบวนการส่งผ่าน ช่วงความถี่ของคลื่นเสียงและการประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์แสดงดังรูปที่ 2.17 มนุษย์สามารถรับรู้และได้ยินคลื่นเสียงที่อยู่ในช่วงความถี่ 20 Hz – 20 KHz คลื่นเสียงที่มีความถี่ต่ำกว่า 20 Hz ถูกเรียกว่าอินฟราซาวด์ สัตว์บางสายพันธุ์สามารถรับรู้คลื่นเสียงความถี่ต่ำได้ ยกตัวอย่างเช่น สุนัขสามารถได้ยินเสียงคลื่นความถี่ต่ำ ช้างใช้คลื่นความถี่ต่ำสำหรับการสื่อสารกับฝูงช้าง เป็นต้น คลื่นเสียงที่มีความถี่สูงกว่า 20 Hz ซึ่งถูกเรียกว่าอัลตราซาวด์ เป็นคลื่นที่มีประโยชน์สำหรับทางการแพทย์สำหรับการนำประยุกต์ใช้ในด้านต่างๆ ยกตัวอย่างเช่น คลื่นอัลตราซาวด์ถูกนำมาใช้วินิจฉัยระยะการเจริญเติบโตของมะเร็งเพื่อวางแผนการรักษาและถูกใช้ทำลายก้อนมะเร็งเพื่อรักษาคนไข้จากโรคมะเร็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



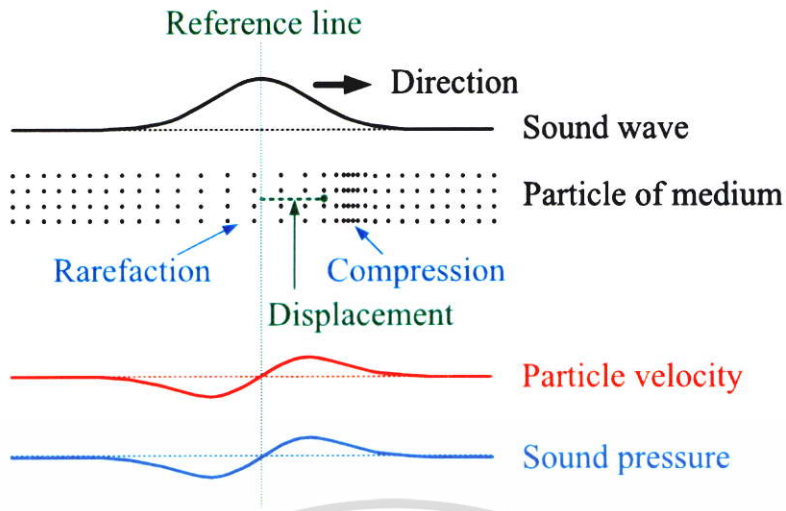
รูปที่ 2.17 ช่วงความถี่ของคลื่นเสียง

ในหลักการทางด้านฟิสิกส์ คลื่นเสียงถูกสร้างขึ้นมาจากต้นกำเนิดเสียง ยกตัวอย่างเช่น ลำโพง เป็นต้น ต้นกำเนิดเสียงสร้างการสั่นซึ่งกระจายบนตัวกลางทำให้ตัวกลางมีการสั่นตามไปด้วย การสั่นนี้ก็คือคลื่นเสียง คลื่นเสียงที่ออกมาจากแหล่งกำเนิดจะเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางและกระจายตัวผ่านตัวกลางในรูปของคลื่นตามยาวเพียงอย่างเดียว ลักษณะการกระจายตัวของคลื่นเสียงผ่านตัวกลางแสดงดังรูปที่ 2.18 คลื่นเสียงจะมีค่าพารามิเตอร์ แรงดันเสียง (Sound pressure) หรือแอมพลิจูดแรงดัน (Pressure amplitude) หรือความเข้มเสียง (Sound intensity) ความเร็วเสียง (Speed of sound) และการกระจัดของอนุภาค (Particle displacement) ซึ่งแปรเปลี่ยนตามระยะทางและเวลาที่มากขึ้นเนื่องจากอันตรกิริยาของคลื่นกับตัวกลางคือการลดทอนคลื่นเสียง โดยการดูดกลืน การสะท้อน การหักเห เป็นต้น ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.19 การเคลื่อนที่ของคลื่นไม่ได้ส่งผลต่อการเคลื่อนที่ของอนุภาคในตัวกลาง ดังนั้นสิ่งนี้หมายถึงอนุภาคของตัวกลางจะสั่นไปมาเมื่อมีสิ่งรบกวนซึ่งก็คือคลื่นเคลื่อนที่ผ่าน แต่อนุภาคไม่ได้เคลื่อนที่จากตำแหน่งเดิมไปยังตำแหน่งใหม่

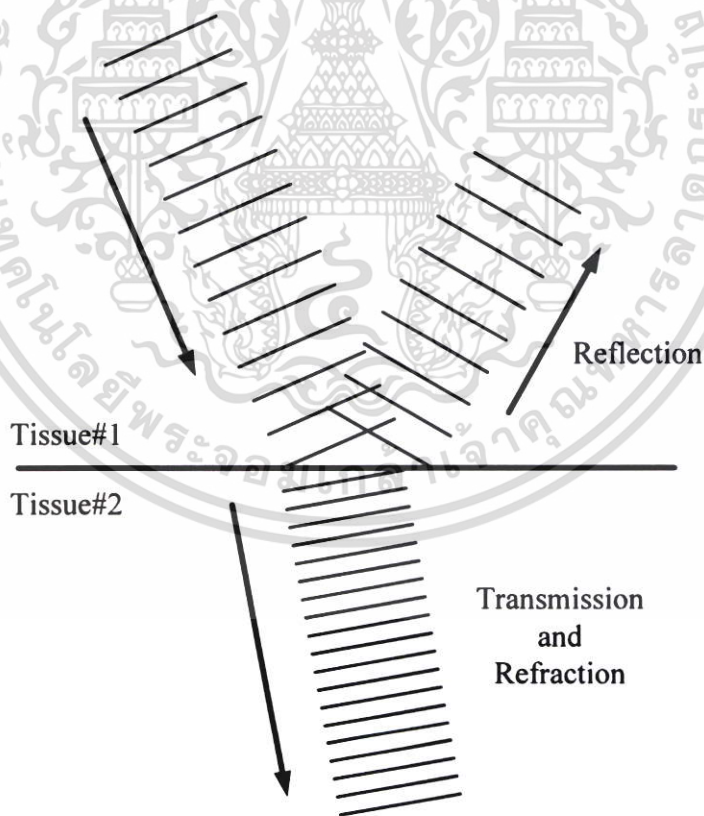


(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข)
 รูปที่ 2.18 การกระจายตัวของคลื่นเสียงผ่านตัวกลาง
 (ก) ตัวกลางที่ไม่มีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน
 (ข) ตัวกลางที่มีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน



รูปที่ 2.19 อันตรกิริยาของคลื่นเสียงผ่านตัวกลาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 ประวัติการใช้ลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส

ข้อเสนอของการใช้งานลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High intensity focused ultrasound: HIFU) สำหรับการบำบัดรักษาโรคต่างๆ เริ่มต้นในปี ค.ศ. 1942 [47] การใช้เทคโนโลยี HIFU ที่ประสบความสำเร็จในครั้งแรกคือการรักษามะเร็งเต้านมและมะเร็งไทรอยด์ (Thyroid cancer) ในปี ค.ศ. 1964 [48] เทคนิคการรักษารูปแบบนี้ถูกนำไปใช้ทางด้านจักษุแพทย์ (Ophthalmology) อย่างประสบความสำเร็จ อย่างไรก็ตามการรักษารูปแบบนี้ยังคงไม่ได้เป็นที่ยอมรับทางด้านคลินิกจนกระทั่งถึงปี ค.ศ. 1990 นอกจากนี้อุปกรณ์ HIFU ที่ใช้สำหรับการบำบัดก่อนหน้านี้มีน้ำหนักมากและโครงสร้างใหญ่มากจนเกินไป ในระยะเวลาต่อมาการพัฒนา HIFU เกิดขึ้นพร้อมกับภาคนแนะนำสำหรับการใช้ยา L-dopa [49] ซึ่งเป็นยาที่ได้รับการยอมรับมากกว่าอุปกรณ์ HIFU

ขณะนั้นข้อเสียของการรักษาด้วยเทคโนโลยี HIFU คือความซับซ้อนทางด้านภาพถ่ายโครงสร้างภายในของมนุษย์ระหว่างการบำบัดเนื่องจากตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งสำหรับการวางตำแหน่งจุดโฟกัสของ HIFU ต้องถูกรายอย่างแม่นยำระหว่างการบำบัดรักษา ดังนั้น HIFU จึงยังไม่เป็นที่นิยมในช่วงนั้นเนื่องจากเทคโนโลยียังไม่ถูกพัฒนาและยังไม่มีควมก้าวหน้า ในระยะเวลาต่อมาของการพัฒนาทางด้านเทคโนโลยีของยุคปัจจุบันวิธีการถ่ายภาพสำหรับการวินิจฉัยระยะการเจริญเติบโตและการทราบตำแหน่งของมะเร็งภายในร่างกายระหว่างการบำบัดรักษาถูกคิดค้นขึ้นและช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาโรคมะเร็ง เทคนิคนี้ซึ่งถูกใช้ทางการแพทย์มี 2 เทคนิคคือเทคนิคการสแกนด้วยอัลตราซาวด์สำหรับการวินิจฉัย (Diagnostic ultrasound scanning) และเทคนิคการถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็ก (Magnetic resonance imaging: MRI)

อุปกรณ์ HIFU ถูกใช้สำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยความเข้มสูงหลังจากนักวิจัยค้นพบว่าเซลล์มะเร็งมีความอ่อนไหวต่อความร้อนมากกว่าเซลล์ปกติ [50] บริเวณที่ถูกให้ความร้อนด้วย HIFU ที่จุดโฟกัสบนเนื้อเยื่อมะเร็งจนกระทั่งเซลล์มะเร็งตายจะถูกเรียกว่า Lesion ซึ่งมีลักษณะเป็นทรงวงรีขนาดเล็ก นอกจากนี้การใช้ HIFU ทางคลินิกครั้งแรกถูกใช้สำหรับการรักษานิวไ้โตของมนุษย์ [50] ในปัจจุบัน HIFU ถูกใช้ทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งทั้งเนื้อเยื่อ ระยะเริ่มต้น (Benign cancer) และมะเร็งระยะรุนแรง (Malignant cancer) ซึ่งอยู่ในอวัยวะต่างๆ ยกตัวอย่างเช่น มะเร็งตับ มะเร็งต่อมหมวกไต มะเร็งต่อมลูกหมาก มะเร็งมดลูก และมะเร็งเต้านมสตรี เป็นต้น [51]

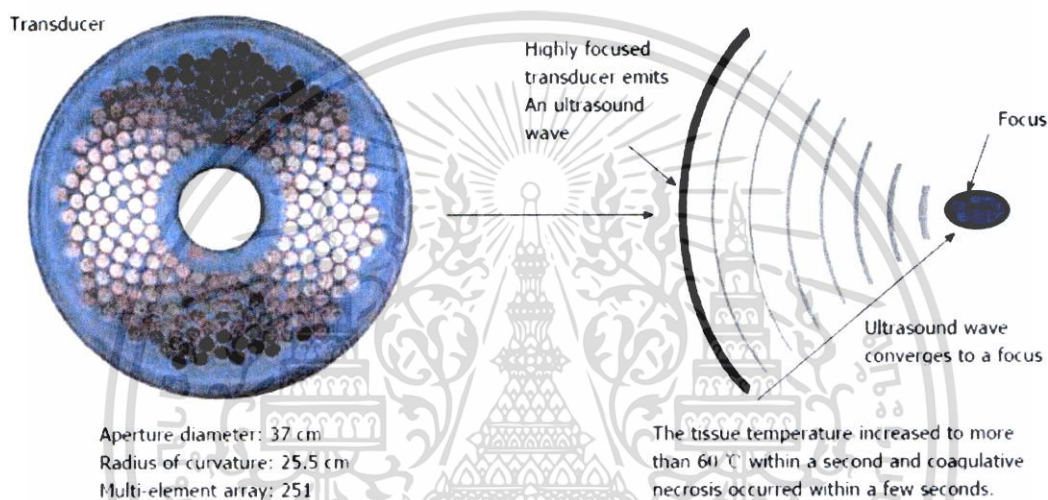
2.2.3 หลักการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU

2.2.3.1 ต้นกำเนิดคลื่น HIFU ทรานส์ดิวเซอร์

ทรานส์ดิวเซอร์สำหรับการรักษาด้วยเทคโนโลยี HIFU ถูกออกแบบให้มีลักษณะเป็นแบบถ้วยเนื่องจากการบังคับให้ลำคลื่นอัลตราซาวด์ลู่เข้าสู่จุดเดียวซึ่งเรียกว่าจุดโฟกัส อุปกรณ์นี้มีเพียงระยะโฟกัสเพียงค่าเดียวและไม่มีควมยืดหยุ่นในการรักษาสำหรับตำแหน่งความลึกของเนื้อเยื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นอุปกรณ์ที่มีระยะโฟกัสของเลนส์ที่มีความหลากหลายช่วยส่งเสริมประสิทธิภาพการบำบัดด้วยความร้อนแสดงดังรูปที่ 2.20 ตามปกติเลนส์ถูกสร้างจากวัสดุที่มีคุณสมบัติทางด้านความเร็วเสียงดีกว่าน้ำ เลนส์ที่ถูกใช้ต้องเป็นเลนส์เว้าเพื่อบังคับลำคลื่นอัลตราซาวด์มีทิศทางลู่เข้าและตัดกันที่จุดโฟกัส การจับคู่ค่าอิมพีแดนซ์ (Impedance matching) ของอุปกรณ์ต้องสอดคล้องกันเพื่อลดการสูญเสียพลังงานคลื่นอัลตราซาวด์ที่บริเวณรอยต่อระหว่างทรานซิวเซอร์กับเลนส์ การส่งผ่านคลื่นที่มากที่สุดที่บริเวณนี้สามารถเกิดขึ้นได้โดยการปรับระยะห่างของทรานซิวเซอร์กับเลนส์ที่ $1/4$ ของความยาวคลื่นอัลตราซาวด์ [52]



รูปที่ 2.20 ทรานซิวเซอร์ HIFU รุ่น FEB-BY02

2.2.3.2 การลดทอนคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อ

คลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกปลดปล่อยจากอุปกรณ์ HIFU เคลื่อนที่ผ่านและกระจายตัวบนเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ได้แก่ ชั้นผิวหนัง ชั้นไขมันและชั้นกล้ามเนื้อ เป็นต้น ไปยังเนื้อเยื่อที่ถูกละลายด้วยคลื่นจะเคลื่อนที่ผ่านรอยต่อของชั้นเนื้อเยื่อไปถึงเป้าหมาย ขณะที่พลังงานบางส่วนจะสะท้อนที่บริเวณรอยต่อ สิ่งสำคัญก็คือการลดผลการสะท้อนของพลังงานที่รอยต่อเนื้อเยื่อให้น้อยที่สุดเพื่อส่งผ่านพลังงานคลื่น การส่งผ่านพลังงานคลื่นผ่านชั้นรอยต่อของเนื้อเยื่อขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและความหนาของเนื้อเยื่อในแต่ละชั้น [53] ถ้าเนื้อเยื่อ 2 ชั้นที่ติดกันเป็นเนื้อเยื่อต่างชนิดกันที่ความหนาแน่นของตัวกลางใกล้เคียงกันหรือมีความกลมกลืนเป็นเนื้อเดียวกัน คลื่นอัลตราซาวด์จะเคลื่อนที่ผ่านรอยต่อปราศจากการสะท้อนกลับ สัมประสิทธิ์การส่งผ่านจึงมีค่าเท่ากับ 1 ซึ่งหมายความว่าไม่มีการสูญเสียพลังงานของคลื่นบริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อ อย่างไรก็ตามคลื่นเสียงมีการสูญเสียพลังงานเมื่อเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางเหล่านี้ ได้แก่ เนื้อเยื่อไขมัน กระดูก และอากาศ เป็นต้น ดังนั้นพื้นผิวที่บริเวณรอยต่อระหว่างอุปกรณ์ HIFU กับผิวหนังมนุษย์ต้องถูกเชื่อมด้วยตัวกลางที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อ

เอกละเป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และสีเพื่อส่งผ่านคลื่นไปยังเนื้อเยื่อใต้ชั้นผิวหนัง นอกจากนี้เมื่อคลื่นเสียงกระจายตัวผ่านชั้นเนื้อเยื่อ ความผันผวนของแรงดันซึ่งนำไปสู่การเคลื่อนที่ของเนื้อเยื่อแบบเฉือน (Shearing motion of tissue) ก่อให้เกิดความร้อนจากการเสียดทาน (Frictional heating) พลังงานกลของคลื่นตกกระทบถูกเปลี่ยนเป็นความร้อนโดยกระบวนการที่ถูกเรียกว่า Viscous absorption สิ่งเหล่านี้เป็นกลไกเบื้องต้นของการเหนี่ยวนำคลื่นอัลตราซาวด์

ในกรณีที่เนื้อเยื่อไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (Inhomogenous tissue) ซึ่งประกอบด้วยเนื้อเยื่อต่างชนิดกันที่มีค่าความหนาแน่นในแต่ละพื้นที่ไม่เท่าเทียมกัน คลื่นที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางนี้ จะเกิดการกระเจิงในทุกทิศทางซึ่งทำให้เกิดการสูญเสียความเข้มคลื่นเสียง การสูญเสียพลังงานของคลื่นเสียงนี้ถูกอธิบายด้วยสัมประสิทธิ์การลดทอน สัมประสิทธิ์นี้คือผลรวมของสัมประสิทธิ์การดูดกลืนและการกระเจิง ความเข้มของคลื่นอัลตราซาวด์ซึ่งเคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อเป็นระยะทาง x สามารถถูกคำนวณดังสมการที่ (2.1)

$$I = I_0 e^{-\alpha x} \quad (2.1)$$

โดยที่ I คือ ความเข้มคลื่นอัลตราซาวด์หลังจากผ่านเนื้อเยื่อ (W/m^2)

I_0 คือ ความเข้มคลื่นอัลตราซาวด์เริ่มต้น (W/m^2)

x คือ ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่ในเนื้อเยื่อ (m)

α คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (Np/m)

ค่าสัมประสิทธิ์นี้ของเนื้อเยื่อส่วนใหญ่มีความสัมพันธ์กับความถี่ (f) และกฎการยกกำลัง (Power law: y) ซึ่งถูกแสดงดังสมการที่ (2.2) และ (2.3)

$$\alpha = \alpha_0 \omega^y \quad (2.2)$$

$$\omega = 2\pi f \quad (2.3)$$

โดยที่ α_0 คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนซึ่งไม่มีคลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่าน ($Np/\{(rad/s)^y \cdot m\}$)

y คือ ค่าเอกซ์โพเนนเชียลของการยกกำลัง (Power law exponent)

ω คือ ความถี่เชิงมุม (rad/s)

f คือ ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (Hz)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อเยื่อแต่ละชนิดของมนุษย์มีค่า α_0 และ y แตกต่างกัน [20] จากสมการที่ (2.2) พบว่าสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียงเป็นค่าที่ขึ้นกับความถี่ซึ่งทำให้คลื่นอัลตราซาวด์เป็นคลื่นที่เหมาะสมสำหรับการบำบัดแบบไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อ อย่างไรก็ตามคุณสมบัติของ HIFU ต้องถูกเลือกให้เหมาะสมที่สุดสำหรับความร้อนบำบัด คลื่นอัลตราซาวด์สามารถส่งผ่านเนื้อเยื่อได้เมื่อพลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์เพียงพอหรือสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียงของเนื้อเยื่อต้องต่ำเพียงพอ นอกจากนี้การเพิ่มความถี่ของคลื่นทำให้สัมประสิทธิ์การลดทอนเพิ่มขึ้น การลดทอนคลื่นบนเนื้อเยื่อนี้ก่อให้เกิดการสะสมความร้อน แต่ความลึกที่คลื่นเดินทางผ่านเนื้อเยื่อมีค่าต่ำ ค่าความถี่เท่ากับ 0.5 MHz ถูกใช้สำหรับการรักษามะเร็งที่อยู่ในระดับลึกกว่า ในขณะที่ค่าความถี่ตั้งแต่ 0.8 MHz ถูกใช้สำหรับการรักษามะเร็งระดับตื้นกว่า [54] ดังตารางที่ 2.1 ดังนั้นทางเลือกที่เหมาะสมที่สุดสำหรับคลื่นอัลตราซาวด์คือการใช้ความถี่ที่เฉพาะเจาะจงซึ่งส่งผลต่อความลึกและความร้อนสำหรับการรักษาความถี่ที่ 1 MHz ถูกพบว่าดีที่สุดสำหรับการสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อ

ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของทรานส์ดิวเซอร์ HIFU สำหรับการใช้รักษาทางด้านคลินิก

| ประเภท มะเร็ง | ความถี่ (MHz) | ช่องปล่อยคลื่น ทรานส์ดิวเซอร์ (cm) | ระยะโฟกัส (mm) | กำลังคลื่นเสียง (W) | ความเข้มคลื่นเสียง (W/cm ²) |
|-------------------|------------------|--|-------------------|------------------------|--|
| มะเร็งตับ | 0.8-1.6 | 12 | 135 | น้อยกว่า 300 | $5 \times 10^3 - 20 \times 10^3$ |
| มะเร็งไต | 0.8-1.6 | 12 | 13.5 | น้อยกว่า 300 | $5 \times 10^3 - 20 \times 10^3$ |
| มะเร็ง เต้านม | 1.6 | 12 | 90 | น้อยกว่า 300 | $5 \times 10^3 - 15 \times 10^3$ |
| มะเร็ง กระดูก | 0.8 | 12 | 135 | 80-160 | $2 \times 10^3 - 8 \times 10^3$ |
| มะเร็ง ตับอ่อน | 0.8 | 12 | 135 | น้อยกว่า 300 | $5 \times 10^3 - 20 \times 10^3$ |

กรณีตัวกลางของเนื้อเยื่อไขมันและเต้านมมีสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียงสูง ขณะที่สมองและอวัยวะมีค่าสัมประสิทธิ์ที่ต่ำ นอกจากนี้สัมประสิทธิ์นี้จะเพิ่มขึ้นตามการเพิ่มขึ้นของความร้อน [55] และ HIFU ablation [56] ตัวกลางที่เป็นวัสดุเลียนแบบเนื้อเยื่อ (Tissue-mimicking material or phantoms) ถูกใช้เพื่อศึกษาการบำบัดความร้อนด้วยอัลตราซาวด์สำหรับความสะอาดการทดลอง วัสดุนี้ถูกสร้างเพื่อให้มีค่าความหนาแน่น ความเร็วเสียง คุณสมบัติการลดทอนเสียง คล้ายคลึงกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อเยื่อมนุษย์ อย่างไรก็ตามเกณฑ์การเกิดโพรงอากาศ (Cavitation threshold) ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อมนุษย์มีโอกาสเกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเลียนแบบดังกล่าวได้น้อยกว่า

2.2.3.3 การสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อ

หลังจากคลื่นออกจากอุปกรณ์ HIFU และเดินทางผ่านเนื้อเยื่อลึกลงไปถึงเป้าหมาย จนกระทั่งลำของคลื่นลู่เข้าและตัดกันที่จุดโฟกัส ความร้อนจะเกิดขึ้นที่บริเวณนี้ซึ่งมีลักษณะเป็นวงรีขนาดเล็กดังรูปที่ 2.21 วงรีนี้เป็นที่รู้จักและถูกเรียกว่า Lesion ซึ่งขนาดของมันขึ้นอยู่กับเส้นผ่านศูนย์กลางและรัศมีของความโค้งของเลนส์เว้าบนทรานส์ดิวเซอร์ การสะสมความร้อนบริเวณนี้ในเนื้อเยื่อ โดยการใช้ความสัมพันธ์คลื่นระนาบ (Plane wave relation) [57] คำนวณดังสมการที่ (2.4)

$$Q = 2\alpha I \quad (2.4)$$

โดยที่ Q คือ อัตราการสะสมความร้อนเชิงปริมาตร (W/m^3)

α คือ สัมประสิทธิ์การลดทอน (Np/m)

I คือ ความเข้มของคลื่นเสียง (W/m^2)

ความสัมพันธ์ของความเข้มคลื่นเสียงกับแรงดัน [57] ถูกคำนวณดังสมการที่ (2.5)

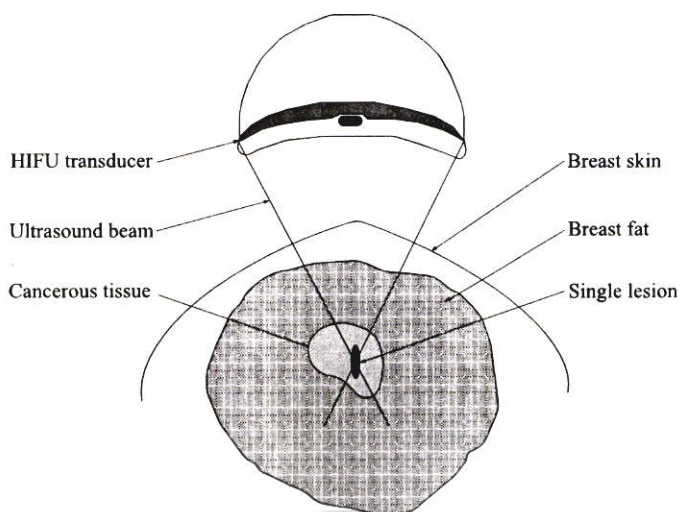
$$I = \frac{p^2}{2\rho c} \quad (2.5)$$

โดยที่ p คือ แรงดันเสียงที่ค่า RMS (Pa)

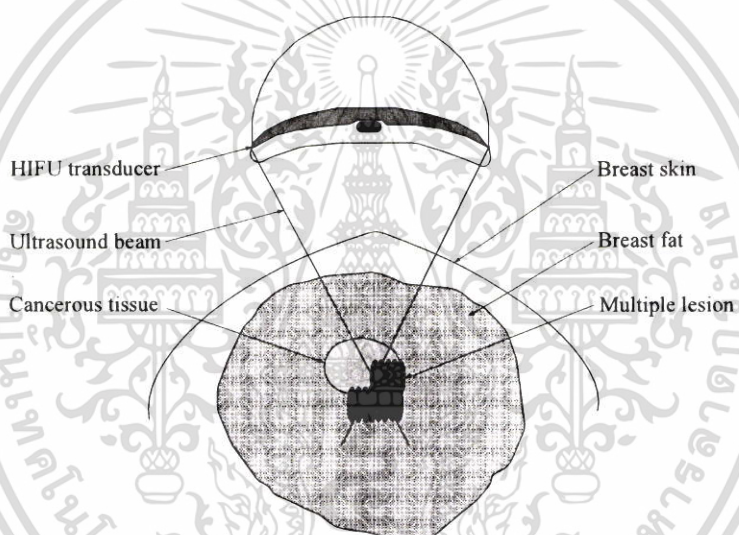
ρ คือ ความหนาแน่นเชิงมวล (kg/m^3)

c คือ ความเร็วคลื่นเสียงตามยาว (m/s)

การเคลื่อนย้ายจุดโฟกัสบนเนื้อเยื่อมะเร็งโดยทรานส์ดิวเซอร์ถูกแสดงดังรูปที่ 2.22 ทรานส์ดิวเซอร์ถูกบังคับเพื่อเคลื่อนที่ไปบริเวณใกล้เคียงและสร้าง Lesion ใหม่สำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งอย่างทั่วถึง



รูปที่ 2.21 การให้ความร้อนจุดเดียวบนเนื้อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU



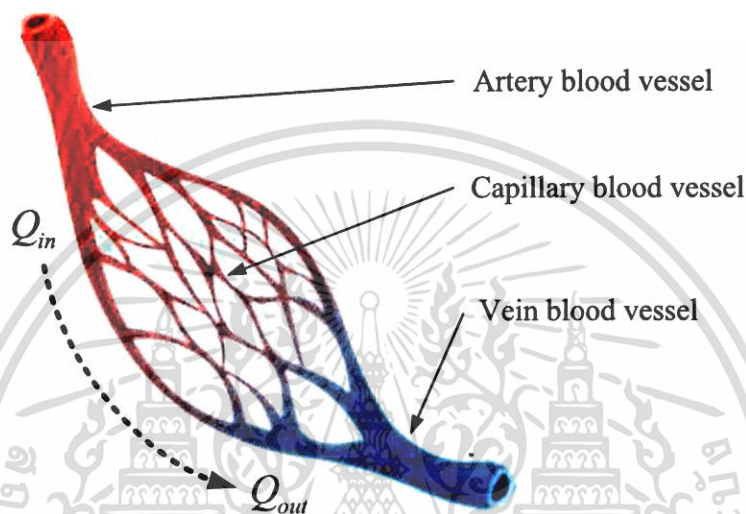
รูปที่ 2.22 การให้ความร้อนหลายจุดบนเนื้อมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU

2.2.3.4 การถ่ายเทความร้อนแบบไบโอฮีท

หลักการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อมนุษย์ถูกคิดค้นโดย Harry H. Pennes [33] ซึ่งคิดค้นสมการถ่ายโอนความร้อนเชิงชีววิทยา (Bioheat transfer equation) การถ่ายเทความร้อนสามารถอธิบายดังรูป 2.23 เลือดเริ่มต้นไหลจากหลอดเลือดแดงขนาดกลาง (Artery vessel) เพื่อแยกไหลไปยังหลอดเลือดแดงขนาดเล็ก (Arteriole) ต่อมาเลือดจะไหลไปในบริเวณเส้นเลือดฝอย (Capillary vessel) ซึ่งมีลักษณะเครือข่ายเล็กจำนวนมากก่อนการไหลไปยังหลอดเลือดดำขนาดเล็ก (Venule vessel) และ หลอดเลือดดำขนาดใหญ่ (Vein vessel) เพื่อส่งไปยังกระบวนการฟอกเลือดที่ปอดต่อไป การถ่ายเทความร้อนแบบไบโอฮีทระหว่างเนื้อเยื่อกับหลอดเลือดเกิดขึ้นที่บริเวณหลอดเลือดฝอยเนื่องพื้นที่ผิวของเส้นเลือดฝอยสัมผัสเยื่อเยื่อมากกว่าหลอดเลือดประเภทอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากการไหลเวียนของเลือดที่ส่งผลต่อการถ่ายเทความร้อนของเนื้อเยื่อแล้ว ยังมีการสร้างความร้อนที่ได้จากการเผาผลาญพลังงานของเซลล์ถูกนำมาพิจารณาด้วย ดังนั้นสมการถ่ายโอนความร้อนแบบไบโอฮีทประกอบด้วยพารามิเตอร์ที่สำคัญ 3 ส่วน คือ การถ่ายเทความร้อน (Heat diffusion) การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนเลือด (Heat perfusion) และการสร้างความร้อนจากการเผาผลาญพลังงาน (Metabolic heat generation) ซึ่งแสดงดังสมการที่ (2.6)



รูปที่ 2.23 การไหลเวียนของเลือดจากหลอดเลือดแดงไปสู่หลอดเลือดดำ

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + Q_p + Q_m \quad (2.6)$$

โดยที่ ρ คือ ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ (kg/m^3)

C_p คือ ความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ ($\text{J}/\text{kg}/^\circ\text{C}$)

K คือ การนำความร้อนของเนื้อเยื่อ ($\text{W}/\text{m}/^\circ\text{C}$)

T คือ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและเวลาที่เปลี่ยนไป ($^\circ\text{C}$)

Q_m คือ ความร้อนที่ถูกสร้างจากกระบวนการเผาผลาญ (W/m^3)

Q_p คือ ความร้อนที่สูญเสียจากการไหลเวียนเลือด (W/m^3)

การสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์สำหรับความร้อนบำบัด [58] ถูกแสดงดังสมการที่ (2.7) โดยการเพิ่มพารามิเตอร์อัตราการสะสมความร้อนเชิงปริมาตร (Q) ไปยังด้านขวาของสมการไบโอฮีทดังสมการที่ (2.7) สมการถ่ายเทความร้อนแบบไบโอฮีทเป็นสมการอนุพันธ์บางส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบเชิงเส้นที่มีการอนุพันธ์เทียบกับเวลาและตำแหน่ง ดังนั้นความร้อนจากต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ (Q) สามารถถูกเพิ่มเข้าไปในสมการได้โดยการบวกด้วยหลักการของ Linear superposition

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + Q_p + Q_m + Q \quad (2.7)$$

จากรูปที่ 2.23 การสูญเสียปริมาณความร้อนถูกคำนวณได้จากผลคูณของพารามิเตอร์ทั้ง 4 พารามิเตอร์ดังสมการที่ (2.8)

$$Q_p = q \rho_b C_{pb} (T_a - T_v) \quad (2.8)$$

โดยที่ q คือ ปริมาณเลือดทั้งหมดที่ไหลผ่านเส้นเลือดฝอย (m^3/s)

ρ_b คือ ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3)

C_{pb} คือ ความจุความร้อนจำเพาะของเลือด ($\text{J}/\text{kg}/^\circ\text{C}$)

T_a คือ อุณหภูมิของหลอดเลือดแดงอาร์เทอร์รี ($^\circ\text{C}$)

T_v คือ อุณหภูมิของหลอดเลือดดำเวน ($^\circ\text{C}$)

ปริมาณเลือดที่ไหลผ่านเส้นเลือดฝอย (q) สามารถคำนวณดังสมการที่ (2.9)

$$v = q = (Q_{in} - Q_{out}) / V \quad (2.9)$$

โดยที่ v คือ อัตราการสูญเสียความร้อนโดยระบบไหลเวียนเลือด ($\text{kg}/\text{m}^3/\text{s}$)

Q_{in} คือ ปริมาณเลือดที่ไหลเข้าเส้นเลือดฝอยต่อวินาที (kg/s)

Q_{out} คือ ปริมาณเลือดที่ไหลออกเส้นเลือดฝอย (kg/s)

V คือ ปริมาตรของเลือด (m^3)

พารามิเตอร์ T_a และ T_v ไม่สามารถคำนวณหาค่าได้โดยตรง อย่างไรก็ตาม Harry H. Pennes พบว่าการถ่ายเทความร้อนต้องเกิดขึ้นบริเวณเส้นเลือดฝอยจากการทดลอง ดังนั้น T_a ถูกกำหนดเป็นค่าอุณหภูมิร่างกายที่คงที่ (T_c) และ T_v ถูกกำหนดเพื่อที่จะเป็นอุณหภูมิเนื้อเยื่อ (T) เนื่องจากหลอดเลือดฝอย หลอดเลือดดำและเนื้อเยื่อมีความสมดุลทางความร้อน ดังนั้นสมการที่อธิบายการถ่ายโอน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความร้อนบนเนื้อเยื่อของมนุษย์กับความร้อนจากคลื่นอัลตราซาวด์ถูกแสดงดังสมการที่ (2.10) หลังจากการแทนสมการที่ (2.8) และ (2.9) ในสมการที่ (2.7)

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \nabla^2 T + \nu \rho_b C_{pb} (T_c - T) + Q_m + Q \quad (2.10)$$

2.2.3.5 กลไกที่สำคัญของการใช้อุปกรณ์ HIFU บนเนื้อเยื่อที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน

ในกรณีที่ตัวกลางเป็นเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน (Homogenous tissue) การสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อขึ้นกับความเข้มคลื่นอัลตราซาวด์ที่ตกกระทบและสัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นของเนื้อเยื่อ ในกรณีที่ตัวกลางที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อต่างกันหลายชนิด (Inhomogenous tissue) คลื่นอัลตราซาวด์แสดงกลไกที่สำคัญ 2 ลักษณะ ดังนี้

2.2.3.5.1 การกระจายตัวของคลื่นแบบไม่เป็นเชิงเส้น

คลื่นอัลตราซาวด์ซึ่งเคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกันจะกระเจิงในทุกทิศทางเนื่องจากความหนาแน่นของเนื้อเยื่อไม่มีความสม่ำเสมอ การกระเจิงของคลื่นทำให้เกิดการสูญเสียพลังงานของคลื่นเสียงและเกิดความร้อนขึ้น ความถี่ของคลื่นมีความสัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การลดทอนและการสะสมพลังงานความร้อนดังสมการที่ (2.2) และ (2.3) ถ้าความถี่ของคลื่นเพิ่มขึ้น สัมประสิทธิ์การลดทอนจะเพิ่มมากขึ้น สิ่งนี้มีความหมายว่าคลื่นเคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อได้น้อยและการสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อมีมาก ดังนั้นความถี่ของคลื่นต้องถูกปรับอย่างเหมาะสมที่สุดเพื่อเข้าถึงตำแหน่งเนื้อเยื่อที่อยู่ที่ระดับลึกได้ในการรักษาทางด้านคลินิก เนื้อเยื่อที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกันสูงย่อมมีค่าการกระเจิงของคลื่นสูง ยกตัวอย่างเช่น เนื้อเยื่อไขมัน ดังนั้นการสะสมความร้อนบนเนื้อเยื่อสูงตามชั้นด้วย พารามิเตอร์ที่บ่งบอกความไม่เป็นเนื้อเดียวกันของเนื้อเยื่อสำหรับการกระเจิงของคลื่นถูกเรียกว่าพารามิเตอร์ความไม่เป็นเชิงเส้น (Non-linearity parameter)

2.2.3.5.2 ฟองอากาศหรือโพรงอากาศบนเนื้อเยื่อ

ฟองอากาศบนเนื้อเยื่อเกิดขึ้นจากผลของความร้อนเมื่ออุณหภูมิของเนื้อเยื่อถึงจุดเดือด พฤติกรรมของฟองอากาศนี้ถูกเรียกว่า ฟองอากาศคลื่นเสียง (Acoustic cavitation) ฟองอากาศนี้ถูกจำแนกตามขนาดของฟองอากาศกับขนาดความถี่เรโซแนนซ์ได้ 2 แบบ ดังนี้

1. ฟองอากาศเสถียร (Stable cavitation) คือ ฟองอากาศที่มีความยืดหยุ่นซึ่งมีขนาดเท่ากับขนาดของความถี่เรโซแนนซ์เชิงเส้น พลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านฟองอากาศนี้จะถูกดักจับเนื่องจากการกระเจิงของคลื่นที่รุนแรง ดังนั้นความร้อนบนเนื้อเยื่อจะเพิ่มสูงขึ้น

2. ฟองอากาศเฉื่อย (Inertial cavitation) คือ ฟองอากาศที่ไม่มีความยืดหยุ่นและแตกง่าย ซึ่งมีขนาดเท่ากับ $1/3$ ของขนาดความถี่เรโซแนนซ์ การแตกตัวของฟองอากาศส่งผลให้ความร้อนบนเนื้อเยื่อสูงขึ้น

2.3 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับสมการความร้อน

หัวข้อนี้อธิบายการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อโดยหลักการทางฟิสิกส์และทางคณิตศาสตร์ [59] หลักการเหล่านี้ถูกจำแนกเป็น 2 ประเภทหลัก ดังนี้

2.3.1 พื้นฐานทางด้านคณิตศาสตร์สำหรับสมการความร้อน

พื้นฐานทางคณิตศาสตร์สำหรับความร้อนประกอบด้วย สมการอนุพันธ์บางส่วน สมการความร้อน อนุกรมเทย์เลอร์และผลต่างสี่เหลี่ยม ดังนี้

2.3.1.1 สมการอนุพันธ์บางส่วน

สมการอนุพันธ์บางส่วน คือ ฟังก์ชันที่ประกอบด้วยตัวแปรมากกว่า 1 ตัวแปรถูกอนุพันธ์เทียบกับตัวแปรเพียงตัวเดียวซึ่งเป็นองค์ประกอบของฟังก์ชัน ยกตัวอย่างเช่น ฟังก์ชันซึ่งประกอบด้วยตัวแปร 2 ตัวแปร $u(x, y)$ ถูกอนุพันธ์บางส่วนเทียบกับตัวแปร x และ y ดังสมการที่ (2.11) และ (2.12) ตามลำดับ

$$\frac{\partial u}{\partial x} = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{u(x + \Delta x, y) - u(x, y)}{\Delta x} \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial u}{\partial y} = \lim_{\Delta y \rightarrow 0} \frac{u(x, y + \Delta y) - u(x, y)}{\Delta y} \quad (2.12)$$

ตัวอย่างสมการอนุพันธ์บางส่วนที่อันดับการอนุพันธ์ต่างๆถูกแสดงดังสมการที่ (2.13) ถึง (2.16)

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + 2xy \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + u = 1 \quad (2.13)$$

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + xu \frac{\partial u}{\partial y} = x \quad (2.14)$$

$$\left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \right)^3 + 6 \frac{\partial^3 u}{\partial x \partial y^2} = x \quad (2.15)$$

$$\frac{\partial^3 u}{\partial x^2 \partial y} + x \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + 8u = 5y \quad (2.16)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับการอนุพันธ์ของสมการคือการอนุพันธ์อันดับที่สูงที่สุด เช่น สมการที่ (2.13) และ (2.14) คือสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 2 สมการที่ (2.15) และ (2.16) คือสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 3 นอกจากนี้สมการที่ (2.13), (2.16) และสมการที่ (2.14), (2.15) เป็นสมการที่มีความเป็นเชิงเส้นและไม่เป็นเชิงเส้นตามลำดับ ความเป็นเชิงเส้นของสมการอนุพันธ์บางส่วนพิจารณาได้จากสัมประสิทธิ์ที่อยู่ด้านหน้าการอนุพันธ์บางส่วนของฟังก์ชันต้องเป็นตัวแปรอิสระของฟังก์ชัน นอกจากนี้แต่ละเทอมของการอนุพันธ์ฟังก์ชันเทียบกับตัวแปรอิสระต้องมีเลขยกกำลัง 1 เท่านั้น

การใช้สมการอนุพันธ์บางส่วนนี้สำหรับการแก้ปัญหาทางวิศวกรรมส่วนใหญ่จะเป็นสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 2 แบบเชิงเส้นทั้งสิ้น ได้แก่ การแก้ปัญหาและหาคำตอบจากสมการความร้อน เป็นต้น รูปแบบทั่วไปของสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 2 แบบเชิงเส้นมีลักษณะดังสมการที่ (2.17)

$$A \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + B \frac{\partial^2 u}{\partial x \partial y} + C \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + D = 0 \quad (2.17)$$

โดยที่ A, B, C คือ ฟังก์ชันที่ประกอบด้วยตัวแปร x และ y

D คือ ฟังก์ชันที่ประกอบด้วยตัวแปร $x, y, \partial u / \partial x$ และ $\partial u / \partial y$

สมการในรูปแบบทั่วไปนี้ถูกจำแนกเป็น 3 ประเภท ดังนี้

2.3.1.1.1 สมการอีลิปติก

สมการอีลิปติก หรือ สมการลาปลาซ คือ สมการที่ถูกนำไปใช้กับปัญหาทางด้านความร้อนที่สภาวะคงที่ (Steady state) ซึ่งหมายถึงความร้อนมีค่าคงที่ที่เวลาเปลี่ยนไป ดังนั้นองค์ประกอบของสมการนี้จะไม่มีการอนุพันธ์เทียบกับเวลา สมการนี้ให้คำตอบที่เป็นค่าความร้อนบนพื้นที่ 2 มิติ เงื่อนไขการเกิดสมการรูปแบบนี้แสดงดังสมการที่ (2.18) ซึ่งถูกพิจารณาจากสมการที่ (2.17) ซึ่งเป็นรูปแบบทั่วไปของสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 2 สมการนี้จะมีลักษณะเหมือนกับ Laplace equation ดังสมการที่ (2.19)

$$B^2 - 4AC < 0 \quad (2.18)$$

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T\phi}{\partial y^2} = 0 \quad (2.19)$$

2.3.1.1.2 สมการพาราโบลิก

สมการพาราโบลิก หรือ สมการการนำความร้อน คือ สมการที่ถูกนำไปใช้กับปัญหาทางด้านความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งและเวลา ดังนั้นองค์ประกอบของสมการนี้จึงมีการอนุพันธ์อันดับที่ 1 เทียบกับเวลาและการอนุพันธ์อันดับที่ 2 เทียบตำแหน่งใน 1 มิติ เงื่อนไขการเกิดสมการนี้แสดงดังสมการที่ (2.20) จากการพิจารณาสมการที่ (2.17) รูปแบบสมการความร้อน แสดงดังสมการที่ (2.21) ซึ่งถูกใช้สำหรับงานวิจัยนี้

$$B^2 - 4AC = 0 \quad (2.20)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} \quad (2.21)$$

2.3.1.1.3 สมการไฮเปอร์โบลิก

สมการไฮเปอร์โบลิก หรือ สมการคลื่น คือ สมการที่ถูกนำไปใช้กับปัญหาทางด้านคลื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งและเวลา ดังนั้นองค์ประกอบของสมการนี้จึงมีการอนุพันธ์อันดับที่ 2 เทียบกับเวลาและการอนุพันธ์อันดับที่ 2 เทียบตำแหน่งใน 1 มิติ เงื่อนไขการเกิดสมการนี้แสดงดังสมการที่ (2.22) จากการพิจารณาสมการที่ (2.17) รูปแบบของสมการคลื่นแสดงดังนี้

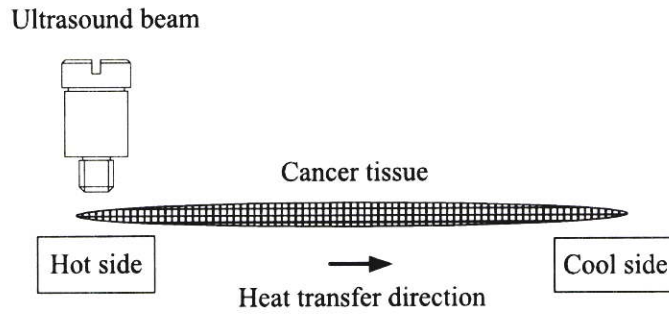
$$B^2 - 4AC > 0 \quad (2.22)$$

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} \quad (2.23)$$

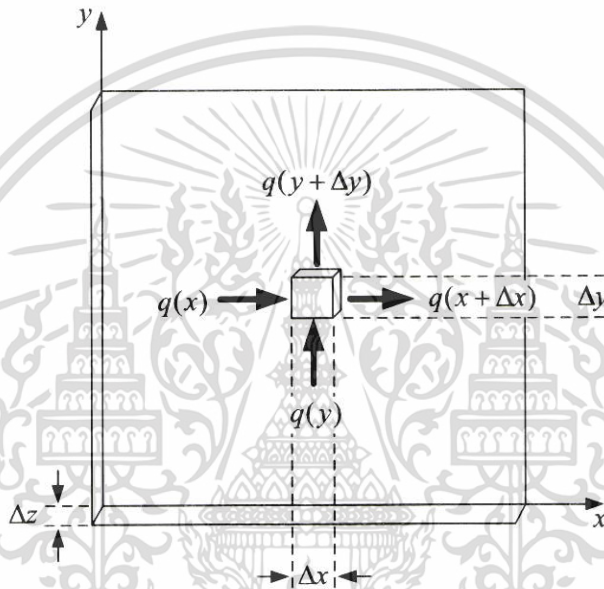
2.3.1.2 สมการความร้อน

สมการอนุพันธ์บางส่วนรูปแบบพาราโบลิกถูกใช้กับปัญหาการคำนวณความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งและเวลาสำหรับงานวิจัยนี้ การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อมะเร็งใน 1 มิติ ถูกแสดงดังรูปที่ 2.24 ความร้อนจากจุดปลายด้านซ้ายสุด (ฝั่งร้อน) จะเคลื่อนที่มาทางด้านขวา (ฝั่งเย็น) ตำแหน่งบนเนื้อเยื่อทุกจุดที่อยู่ระหว่างฝั่งร้อนและฝั่งเย็นจะมีความร้อนสูงขึ้น หลักการถ่ายเทความร้อนบนตัวกลางถูกแสดงดังรูปที่ 2.25 ปริมาตรที่มีขนาดเล็กมากในเนื้อเยื่อถูกพิจารณาสำหรับการถ่ายเทความร้อน เมื่อความร้อนเคลื่อนที่ผ่านปริมาตรที่มีขนาดเล็กในตัวกลาง ความร้อนบางส่วนจะถูกเก็บไว้ในปริมาตรขนาดเล็กนี้ ดังนั้นสมการสูญเสียความร้อนไปยังพื้นที่ขนาดเล็กคำนวณดังสมการที่ (2.24)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.24 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ



รูปที่ 2.25 หลักการถ่ายเทความร้อนผ่านปริมาตรที่มีขนาดเล็กบนเนื้อมะเร็ง

$$\text{ความร้อนผ่านปริมาตรที่ขนาดเล็ก} = \text{ความร้อนขาออก} - \text{ความร้อนขาเข้า} \quad (2.24)$$

สมการที่ (2.24) ซึ่งถูกเขียนใหม่จากรูปที่ 2.25 แสดงดังสมการที่ (2.25) นี้

$$q(x)\Delta y\Delta z\Delta t - q(x + \Delta x)\Delta y\Delta z\Delta t = (\Delta x\Delta y\Delta z)\rho C_p\Delta T \quad (2.25)$$

โดยที่ Δx คือ ความกว้างของพื้นที่ขนาดเล็กแนวแกน x (m)

Δy คือ ความยาวของพื้นที่ขนาดเล็กแนวแกน y (m)

Δz คือ ความลึกของพื้นที่ขนาดเล็ก (m)

Δt คือ ความแตกต่างของเวลา (sec)

ΔT คือ ความแตกต่างของอุณหภูมิ (K)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ρ คือ ความหนาแน่นของตัวกลาง (kg/m^3)

C_p คือ ความจุความร้อนจำเพาะ ($\text{cal/g} \cdot ^\circ\text{C}$)

สมการที่ (2.25) ซึ่งถูกหารด้วยปริมาตรขนาดเล็ก ($\Delta x \Delta y \Delta z$) ได้เป็นสมการที่ (2.26)

$$\frac{q(x)\Delta t - q(x + \Delta x)\Delta t}{\Delta x} = \rho C_p \Delta T \quad (2.26)$$

ด้านซ้ายมือของสมการที่ (2.26) ถูกลดรูปอยู่ในรูปแบบของลิมิตทางคณิตศาสตร์ดังสมการที่ (2.27)

$$-\frac{\partial q}{\partial x} = \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.27)$$

กฎการนำความร้อนของฟูเรียร์ซึ่งแสดงดังสมการที่ (2.28) ถูกแทนในสมการที่ (2.27) ดังสมการที่ (2.29)

$$q = -\alpha \rho C_p \frac{\partial T}{\partial x} \quad (2.28)$$

$$\alpha \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} = \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} \quad (2.29)$$

โดยที่ α คือ สัมประสิทธิ์การแพร่กระจายทางความร้อนในตัวกลาง (m^2/s) สมการที่ (2.29) คือ สมการความร้อนที่ขึ้นอยู่กับการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่งและเวลา ทางฝั่งซ้ายและฝั่งขวาของสมการอธิบายอุณหภูมิที่ขึ้นกับตำแหน่งและเวลาที่เปลี่ยนไปตามลำดับ

2.3.1.3 อนุกรมเทย์เลอร์

อนุกรมเทย์เลอร์ (Taylor series) หรือสมการโพลิโนเมียลเป็นวิธีการประมาณค่าของฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ทั้งที่เป็นเชิงเส้นและไม่เป็นเชิงเส้นรูปแบบหนึ่ง ยกตัวอย่างเช่น การประมาณค่าความเร่ง (a) ของรถยนต์จากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (m/s) กับเวลา (t) โดยการคำนวณอัตราส่วนระหว่างผลต่างความเร็วกับผลต่างเวลาซึ่งถูกพิจารณาเป็นช่วงข้อมูลดังสมการที่ (2.30) ซึ่งเป็นสมการถูกใช้สำหรับการคำนวณหาความเร่งของวัตถุทั่วไปและเป็นสมการอนุพันธ์อันดับที่ 1

$$a = \frac{dv}{dt} \cong \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v(t_{i+1}) - v(t_i)}{t_{i+1} - t_i} \quad (2.30)$$

การคำนวณสมการอนุพันธ์อันดับที่ 1 และอันดับอื่นใด ๆ ที่มากขึ้นใช้อนุกรมเทย์เลอร์สำหรับการอธิบายซึ่งแสดงดังสมการที่ (2.31) หรือ (2.32)

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + f'(x_i)(x_{i+1} - x_i) + \frac{f''(x_i)}{2!}(x_{i+1} - x_i)^2 + \dots + \frac{f'''(x_i)}{3!}(x_{i+1} - x_i)^3 + \dots + \frac{f^n(x_i)}{n!}(x_{i+1} - x_i)^n \quad (2.31)$$

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + f'(x_i)(h) + \frac{f''(x_i)}{2!}(h)^2 + \frac{f'''(x_i)}{3!}(h)^3 + \dots + \frac{f^n(x_i)}{n!}(h)^n \quad (2.32)$$

โดยที่ x_{i+1} คือ ตำแหน่งของจุดข้อมูลแรกสำหรับการคำนวณ

x_i คือ ตำแหน่งของจุดข้อมูลสุดท้ายสำหรับการคำนวณ

h คือ ระยะห่างของจุด

n คือ อันดับของการอนุพันธ์

f' คือ การอนุพันธ์อันดับที่ 1 ของฟังก์ชัน

f'' คือ การอนุพันธ์อันดับที่ 2 ของฟังก์ชัน

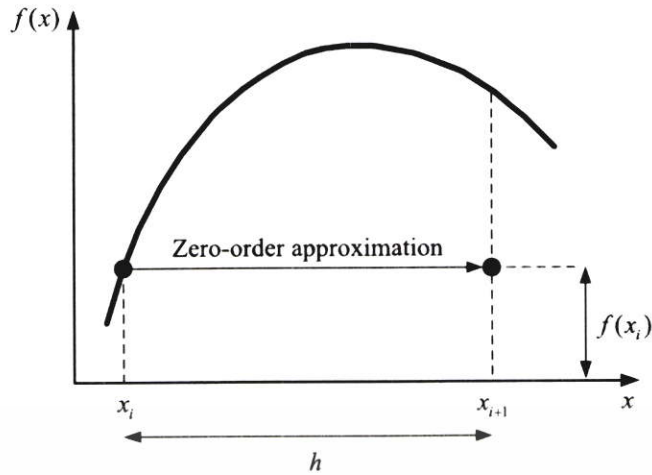
ความแม่นยำของการคำนวณด้วยอนุกรมเทย์เลอร์ขึ้นอยู่กับค่า Remainder (R_n) ซึ่งเป็นค่าพารามิเตอร์คำนวณดังสมการที่ (2.33) พารามิเตอร์นี้มาจากหลักการค่าเฉลี่ยของการอินทิเกรตอันดับที่ 2 (Second theorem of integrate mean value)

$$R_n = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{f^{(n+1)}(x_i)}{(n+1)!} (x_{i+1} - x_i)^{n+1} \quad (2.33)$$

ในกรณีอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 0 ด้วยการประมาณค่าที่ปราศจาก R_0 แสดงดังสมการที่ (2.34) และรูปที่ 2.26 จากสมการที่ (2.32) สัญลักษณ์ (\cong) หมายถึงการประมาณค่าที่ไม่มีความแม่นยำ

$$f(x_{i+1}) \cong f(x_i) \quad (2.34)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

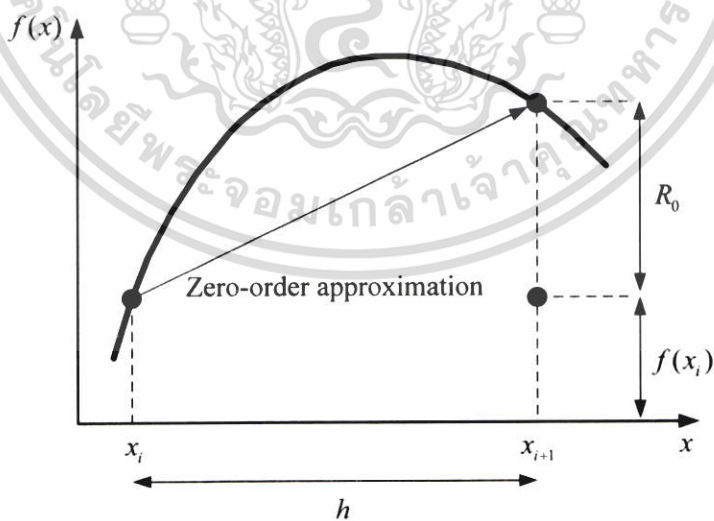


รูปที่ 2.26 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์ปราศจากค่า R_0

เมื่อมีการพิจารณา R_0 ของอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 0 การประมาณค่ามีความแม่นยำสูงมาก ดังนั้นเครื่องหมาย (\cong) ถูกเปลี่ยนมาเป็นเครื่องหมาย (=) แสดงดังสมการที่ (2.35) สัมพันธ์กับรูปที่ 2.27 R_0 นี้คือผลรวมของเทอมอนุพันธ์ที่มีอันดับสูงกว่า 0 ดังสมการที่ (2.36)

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + R_0 \quad (2.35)$$

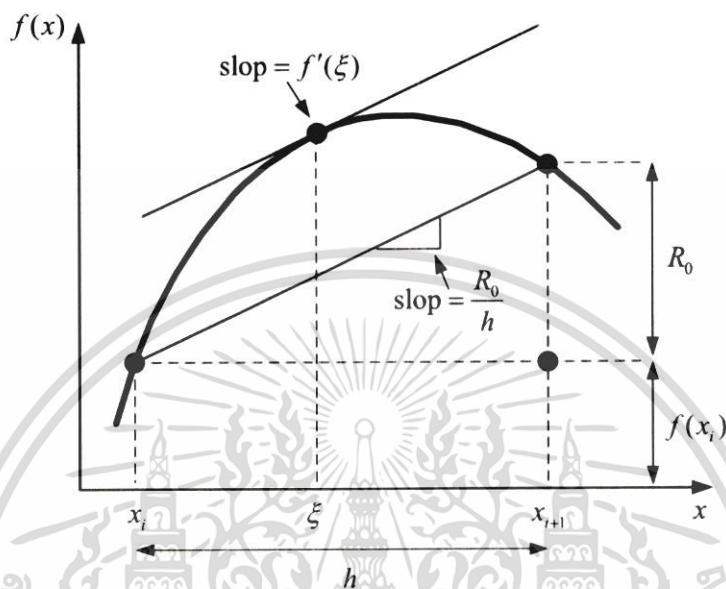
$$R_0 = f'(x_i)h + \frac{f''(x_i)}{2!}h^2 + \frac{f'''(x_i)}{3!}h^3 + \frac{f^{(4)}(x_i)}{4!}h^4 + \dots \quad (2.36)$$



รูปที่ 2.27 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์กับค่า R_0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณค่า R_0 ซึ่งประกอบด้วยจำนวนเทอมอนันต์นั้นมีความซับซ้อนอย่างมาก ดังนั้นวิธีการทางเลือกที่ง่ายที่สุดคือการใช้หลักการค่าเฉลี่ยอนุพันธ์ (Derivative mean-value theory) แสดงดังรูปที่ 2.28



รูปที่ 2.28 หลักการหาค่าเฉลี่ยอนุพันธ์

หลักการนี้ได้กล่าวไว้ว่าถ้าหากว่าฟังก์ชันและการอนุพันธ์มีความต่อเนื่องกันในช่วงที่สนใจซึ่งหมายถึงเส้นโค้งที่อยู่ในช่วง $x_{i+1} - x_i$ ตามรูปที่ 2.28 จุดที่มีเพียงจุดเดียวนี้บนเส้นโค้งที่ตำแหน่ง $x = \xi$ ในช่วง $x_{i+1} - x_i$ มีความชันเท่ากับความชันของเส้นโค้งในช่วง $x_{i+1} - x_i$ ดังนั้นความสัมพันธ์ของความชันระหว่างเส้นตรงขนาน 2 เส้นสำหรับการคำนวณค่า R_0 ถูกแสดงดังสมการที่ (2.37)

$$f'(\xi) = \frac{R_0}{h} \quad (2.37)$$

ดังนั้นค่า Remainder ของอนุกรมเทย์เลอร์ที่การอนุพันธ์อันดับที่ 0 แสดงดังสมการที่ (2.38)

$$R_0 = f'(\xi)h \quad (2.38)$$

ในทำนองเดียวกัน การหา Remainder ด้วยหลักการค่าเฉลี่ยของอนุพันธ์สำหรับอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 0 ถูกใช้เพื่อหาค่า Remainder ที่การอนุพันธ์อันดับที่สูงกว่านี้ ยกตัวอย่างเช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Remainder ของอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 และ 2 ถูกแสดงดังสมการที่ (2.39) และ (2.40) ตามลำดับ ดังนี้

$$R_1 = \frac{f''(\xi)h^2}{2!} \quad (2.39)$$

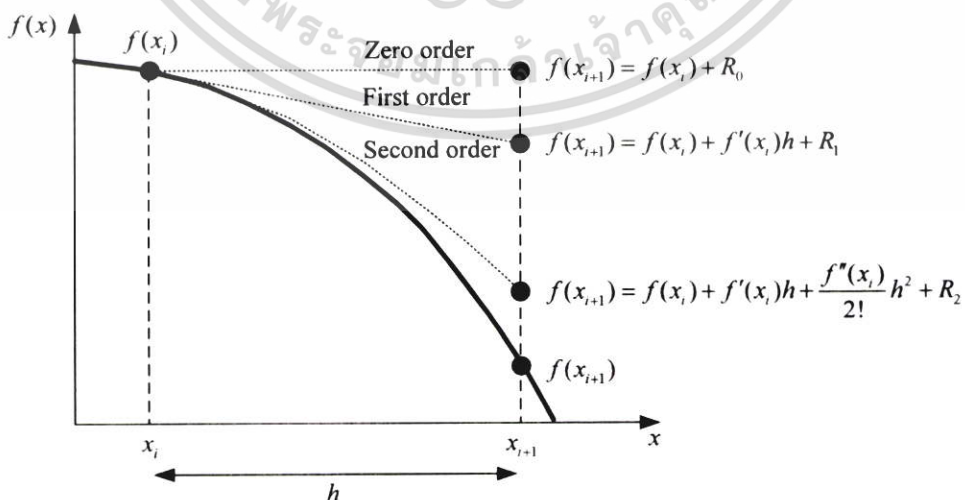
$$R_2 = \frac{f'''(\xi)h^3}{3!} \quad (2.40)$$

ดังนั้นการประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 0 อันดับที่ 1 และ อันดับที่ 2 ถูกแสดงดังสมการที่ (2.41) – (2.43) ตามลำดับ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับรูปที่ 2.29 การอนุพันธ์อันดับที่ 0 มีเส้นแนวโน้มของฟังก์ชันขนานตามแนวแกน x การอนุพันธ์อันดับที่ 1 มีแนวโน้มเป็นเส้นตรงซึ่งบ่งบอกแนวโน้มการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของฟังก์ชัน การอนุพันธ์อันดับที่ 2 และสูงขึ้นไม่มีเส้นแนวโน้มกราฟเป็นเส้นโค้ง

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + R_0 = f(x_i) + f'(\xi)h \quad (2.41)$$

$$\begin{aligned} f(x_{i+1}) &= f(x_i) + f'(x_i)(x_{i+1} - x_i) + R_1 \\ &= f(x_i) + f'(x_i)(x_{i+1} - x_i) + \frac{f''(\xi)h^2}{2!} \end{aligned} \quad (2.42)$$

$$\begin{aligned} f(x_{i+1}) &= f(x_i) + f'(x_i)(x_{i+1} - x_i) + \frac{f''(x_i)}{2!}(x_{i+1} - x_i)^2 + R_2 \\ &= f(x_i) + f'(x_i)(x_{i+1} - x_i) + \frac{f''(x_i)}{2!}(x_{i+1} - x_i)^2 + \frac{f'''(\xi)h^3}{3!} \end{aligned} \quad (2.43)$$

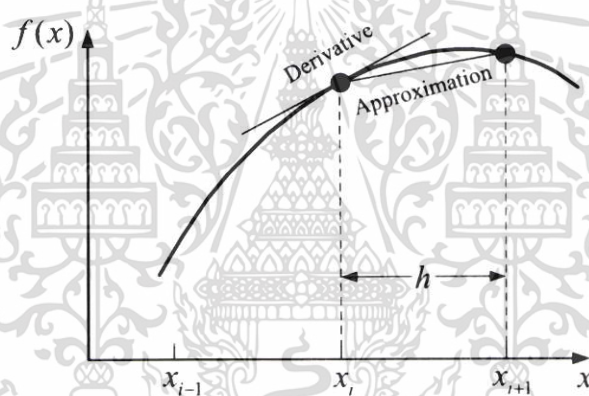


รูปที่ 2.29 การประมาณค่าด้วยอนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์ที่อันดับสูง

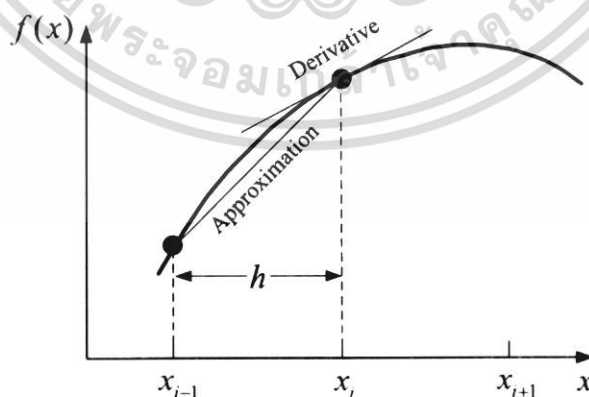
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.4 ผลต่างสี่บเนื่อง

ผลต่างสี่บเนื่อง คือ หลักการที่ถูกใช้เพื่อหาค่าความแตกต่างของฟังก์ชันระหว่างจุด 2 จุด หรือ มากกว่า 2 จุดขึ้นไปด้วยหลักการของอนุกรมเทย์เลอร์ ผลต่างสี่บเนื่องถูกจำแนกได้ 3 ประเภท คือ ผลต่างทางหน้า (Forward finite difference) ผลต่างทางหลัง (Backward finite difference) และ ผลต่างศูนย์กลาง (Centered finite difference) หลักการผลต่างสี่บเนื่องเหล่านี้ ถูกแสดงดังรูปที่ 2.30 ดังนี้ ผลต่างสี่บเนื่องที่ถูกใช้กับสมการอนุพันธ์บางส่วนแบบพาราโบลาหรือสมการความร้อนที่ขึ้นกับตำแหน่งและเวลาถูกพิจารณาไว้เพียงแค่ 2 รูปแบบ คือ ผลต่างทางหน้ากับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 และผลต่างศูนย์กลางกับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 เนื่องจากสมการความร้อนประกอบด้วยอนุพันธ์อันดับที่ 1 ของอุณหภูมิเทียบกับเวลาและอนุพันธ์อันดับที่ 2 ของอุณหภูมิเทียบกับตำแหน่ง ดังนี้

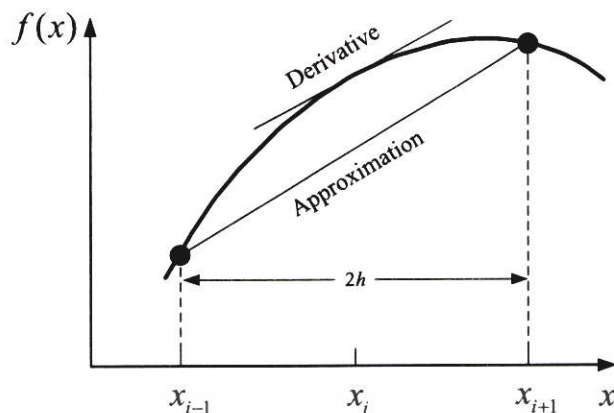


(ก) ผลต่างทางหน้า



(ข) ผลต่างทางหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) ผลต่างศูนย์กลาง

รูปที่ 2.30 หลักการผลต่างสี่เหลี่ยม

2.3.1.4.1 ผลต่างทางหน้าและทางหลังสำหรับการอนุพันธ์อันดับที่ 1

ผลต่างทางหน้าถูกคำนวณเป็นอันดับแรกโดยการใช้อนุกรมเทย์เลอร์กับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 จากสมการที่ (2.32) เป็นสมการที่ (2.44)

$$f(x_{i+1}) = f(x_i) + f'(x_i)(h) + R_1 \quad (2.44)$$

สมการที่ (2.44) ถูกจัดรูปแบบใหม่ได้ดังสมการที่ (2.45)

$$f'(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h} - \frac{R_1}{h} \quad (2.45)$$

เทอมที่ 2 ด้านขวาของสมการที่ (2.45) ถูกแปลงรูปเป็นสมการที่ (2.46) และ (2.47) ตามลำดับ โดยการใช้หลักการค่าเฉลี่ยอนุพันธ์สำหรับการคำนวณ Remainder

$$\frac{R_1}{h} = \frac{R_1}{x_{i+1} - x_i} = \frac{f''(\xi)}{2!} (x_{i+1} - x_i) \quad (2.46)$$

$$\frac{R_1}{x_{i+1} - x_i} = O(x_{i+1} - x_i) \quad (2.47)$$

ดังนั้นสมการที่ (2.45) จึงถูกเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (2.48)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f'(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h} - Oh \quad (2.48)$$

เทอมที่ 1 และเทอมที่ 2 ด้านขวามือของสมการที่ (2.48) คือ First order approximation และ Truncation error ตามลำดับ การประมาณค่าด้วยการอนุพันธ์ที่ดีและแม่นยำต้องมีค่าผลต่างระหว่างจุด (h) ที่ต่ำ เนื่องจากค่านี้เป็นสัดส่วนโดยตรงกับเทอม Truncation error สิ่งนี้บ่งบอกเป็นนัยว่า ระยะการก้าวที่มีความมากส่งผลต่อค่าจากการประมาณด้วยการอนุพันธ์ที่มีความผิดพลาดสูง ผลต่างทางหลังใช้สมการที่ (2.32) เพื่อเป็นต้นแบบสำหรับการคำนวณโดยการเปลี่ยนเครื่องหมาย เทอมของการอนุพันธ์อันดับที่เป็นเลขคู่จากเครื่องหมายบวกเป็นเครื่องหมายลบดังสมการที่ (2.49)

$$f(x_{i-1}) = f(x_i) - f'(x_i)(h) + \frac{f''(x_i)}{2!}(h^2) - \frac{f'''(x_i)}{3!}(h^3) + \dots + \frac{f^{(n)}}{n!}(h)^n \quad (2.49)$$

ผลต่างทางหลังที่ถูกใช้เป็นการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ดังนั้นสมการที่ (2.49) ถูกนำมาเขียนใหม่โดยการแปลงรูปได้ดังสมการที่ (2.50)

$$f(x_{i-1}) = f(x_i) - f'(x_i)(h) + R_1 \quad (2.50)$$

สมการที่ (2.50) ถูกนำมาเขียนใหม่ได้สมการที่ (2.51)

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{h} - \frac{R_1}{h} \quad (2.51)$$

เทอมที่ 2 ด้านขวาของสมการที่ (2.51) มีลักษณะการคำนวณเหมือนกับสมการที่ (2.46) และ (2.47) ดังนั้นสมการที่ (2.51) ถูกเขียนใหม่ดังสมการที่ (2.52) หลังจากการเปลี่ยนรูปของเทอม Truncation error

$$f'(x_i) = \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{h} - Oh \quad (2.52)$$

2.3.1.4.2 ผลต่างศูนย์กลางสำหรับการอนุพันธ์อันดับที่ 2

ผลต่างศูนย์กลางของการอนุพันธ์อันดับที่ 2 ถูกคำนวณโดยการบวกกัน ระหว่างผลต่างทางหน้าสมการที่ (2.32) และผลต่างทางหลังสมการที่ (2.49) ของการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f(x_{i+1}) + f(x_{i-1}) = 2f(x_i) + f''(x_i)(h)^2 + 2\frac{f^{(4)}(x_i)}{4!}(h)^4 + \dots \quad (2.53)$$

สมการที่ (2.53) ถูกจัดรูปแบบใหม่เป็นสมการที่ (2.54)

$$f''(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - 2f(x_i) + f(x_{i-1}))}{h^2} + \frac{f^{(4)}(x_i)}{12h^2}(h)^4 + \dots \quad (2.54)$$

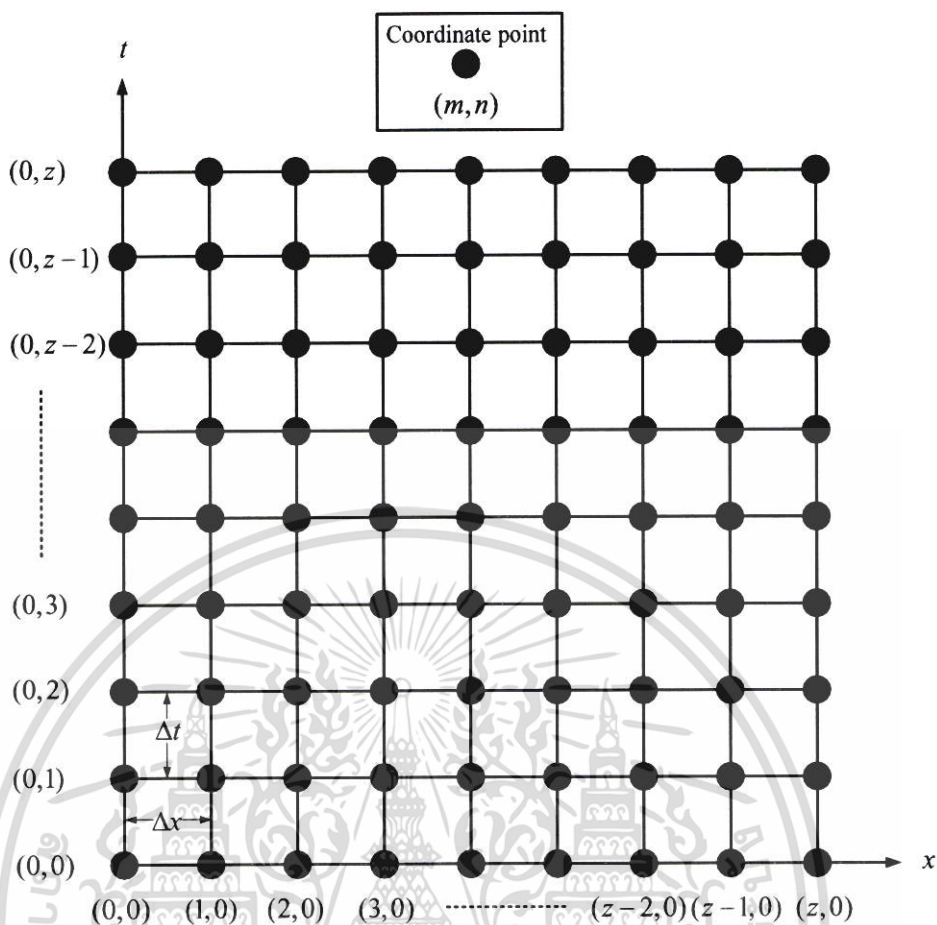
จากหลักการของการคำนวณ Remainder และการแปลงเป็นเทอม Truncation error สมการผลต่าง ศูนย์กลางของอนุพันธ์อันดับ 2 แสดงดังนี้

$$f''(x_i) = \frac{f(x_{i+1}) - 2f(x_i) + f(x_{i-1}))}{h^2} + O(h)^2 \quad (2.55)$$

2.3.2 เทคนิคทางคณิตศาสตร์สำหรับการหาคำตอบจากสมการความร้อน

สมการอนุพันธ์บางส่วนแบบพาราโบลาหรือสมการความร้อนถูกใช้สำหรับปัญหาความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาบนตำแหน่งต่างๆ คำตอบจากสมการความร้อนสามารถถูกคำนวณโดยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข วิธีเชิงตัวเลขนี้คือการคำนวณค่าความร้อนบนระบบกริดดังรูปที่ 2.31 ค่าความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกใช้สำหรับการคำนวณ จุดวงกลมสีดำที่บ่งชี้คือจุดพิกัดบนระบบกริดหรือจุดความร้อน จุดบนแนวแกนนอนและแนวแกนตั้งถูกกำหนดเป็นตำแหน่ง (x) และเวลา (t) ตามลำดับ ระยะห่างระหว่างจุดบนแนวนอน (Δx) และแนวตั้ง (Δt) คือค่าความแตกต่างระหว่างจุดซึ่งบ่งบอกถึงการเปลี่ยนแปลงเชิงตำแหน่งและเวลา ตามลำดับ

ในปัจจุบันระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับการหาคำตอบสมการความร้อนมีทั้งสิ้น 3 วิธี แต่ละวิธีมีความจำเป็นที่ต้องใช้หลักการผลต่างสี่เหลี่ยมที่กล่าวไว้ในหัวข้อก่อนหน้านี้ ได้แก่ ผลต่างทางหน้ากับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 และผลต่างศูนย์กลางกับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 ดังนี้



รูปที่ 2.31 ระบบกริดสำหรับการคำนวณความร้อนใน 2 มิติ

2.3.2.1 วิธีเอ็กซ์พลิซิท

วิธีการนี้เป็นวิธีแรกสุดสำหรับการคำนวณคำตอบของสมการความร้อนที่ไม่มีควมซับซ้อน คำตอบมาจากการแก้สมการเชิงเส้นทั่วไปเนื่องจากตัวแปรที่ไม่ทราบค่ามีเพียงตัวเดียวเท่านั้นปรากฏอยู่ในสมการ วิธีนี้ใช้สมการที่ (2.29) ซึ่งเป็นสมการความร้อนพื้นฐานเพื่อคำนวณหาสมการด้วย Explicit method (EM) สมการผลต่างทางหน้ากับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 สมการที่ (2.48) และผลต่างศูนย์กลางกับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 สมการที่ (2.55) ที่มีความคลาดเคลื่อน $O(h)$ หรือ $O(\Delta t)$ และ $O(h)^2$ หรือ $O(\Delta x)^2$ ซึ่งถูกแทนลงในเทอมของการอนุพันธ์อันดับที่ 1 และ 2 ดังสมการที่ (2.56) และ (2.57) ตามลำดับ

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} \quad (2.56)$$

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l}{\Delta x^2} \quad (2.57)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ (2.56) และ (2.57) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.29) ได้ตั้งสมการที่ (2.58)

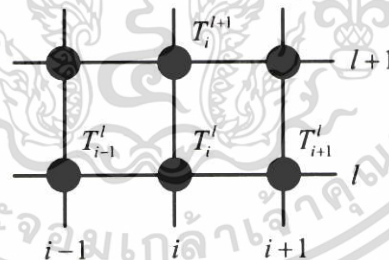
$$\frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} = \alpha \left(\frac{T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l}{\Delta x^2} \right) \quad (2.58)$$

สมการที่ (2.58) ซึ่งถูกเรียกว่าสมการความร้อนด้วยวิธีเอ็กซ์พลิซิทถูกเขียนใหม่ได้ตั้งสมการที่ (2.59) และ (2.60) ตัวห้อยและตัวยกของพารามิเตอร์ความร้อน (T) แสดงตำแหน่งของจุดความร้อนในแนวแกนอน (ตำแหน่ง) และแนวแกนตั้ง (เวลา) บนระบบกริดซึ่งถูกดำเนินการด้วยพารามิเตอร์ l และ i

$$T_i^{l+1} = T_i^l + \lambda (T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l) \quad (2.59)$$

$$\lambda = \frac{\alpha \Delta t}{\Delta x^2} \quad (2.60)$$

โดยที่ α คือ สัมประสิทธิ์การแพร่กระจายความร้อน (m^2/s) ความสัมพันธ์ระหว่างสมการที่ (2.59) กับระบบกริดถูกแสดงดังรูปที่ 2.32 เครื่องหมายกากบาทและเครื่องหมายสี่เหลี่ยมคือผลต่างของเวลาและของตำแหน่งตามลำดับ



รูปที่ 2.32 ระบบกริดของเทคนิค Explicit method

ค่า $l=0$ และ $i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงในสมการที่ (2.59) กลายเป็นสมการที่ (2.61) - (2.66) ดังนี้

$$T_1^1 = T_1^0 + \lambda (T_2^0 - 2T_1^0 + T_0^0) \quad (2.61)$$

$$T_2^1 = T_2^0 + \lambda (T_3^0 - 2T_2^0 + T_1^0) \quad (2.62)$$

$$T_3^1 = T_3^0 + \lambda (T_4^0 - 2T_3^0 + T_2^0) \quad (2.63)$$

$$T_{z-3}^1 = T_{z-3}^0 + \lambda (T_{z-2}^0 - 2T_{z-3}^0 + T_{z-4}^0) \quad (2.64)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกิจกรรมเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิได้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$T_{z-2}^1 = T_{z-2}^0 + \lambda(T_{z-3}^0 - 2T_{z-2}^0 + T_{z-1}^0) \quad (2.65)$$

$$T_{z-1}^1 = T_{z-1}^0 + \lambda(T_{z-2}^0 - 2T_{z-1}^0 + T_z^0) \quad (2.66)$$

คำตอบจากสมการที่ (2.61) – (2.66) คือค่าความร้อนที่เวลา ($l=1$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) ตามลำดับจะถูกนำไปใช้สำหรับการคำนวณความร้อนที่เวลา ($l=2$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) ตามลำดับ

2.3.2.2 วิธีอิมพลิชิต

Implicit method (IM) นี้ถูกใช้เพื่อแก้ปัญหาความแม่นยำสำหรับการคำนวณของ EM คำตอบจากสมการความร้อนด้วย IM ไม่สามารถแก้สมการได้ง่ายเหมือนกับ EM เนื่องจากตัวแปรที่ไม่ทราบค่าหลายตัวปรากฏอยู่ในสมการ ดังนั้นวิธีการหาคำตอบจากสมการความร้อนด้วยเทคนิค IM คือการแก้ด้วยระบบเมทริกซ์ การหาคำตอบจากสมการความร้อนด้วย IM เริ่มต้นโดยการแทนหลักการผลต่างทางหน้ากับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ดังสมการที่ (2.48) และผลต่างศูนย์กลางกับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 ดังสมการที่ (2.55) ที่มีความคลาดเคลื่อน $O(h)$ หรือ $O(\Delta t)$ และ $O(h)^2$ หรือ $O(\Delta x)^2$ ถูกแทนลงด้านซ้ายและด้านขวาของสมการที่ (2.16) ได้ดังนี้

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} \quad (2.67)$$

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}}{\Delta x^2} \quad (2.68)$$

สมการที่ (2.67) และ (2.68) ถูกแทนกลับลงในสมการที่ (2.16) ได้ดังสมการที่ (2.69)

$$\frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} = \alpha \left(\frac{T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}}{\Delta x^2} \right) \quad (2.69)$$

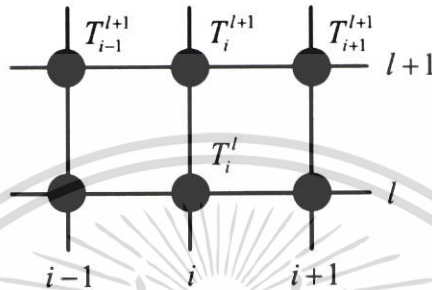
สมการที่ (2.69) ถูกเขียนใหม่ได้สมการที่ (2.70) และ (2.71) ตามลำดับ

$$T_i^{l+1} = T_i^l + \lambda(T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}) \quad (2.70)$$

$$\lambda = \frac{\alpha \Delta t}{\Delta x^2} \quad (2.71)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.70) กับระบบกริดถูกแสดงดังรูปที่ 2.33 เครื่องหมายกากบาทและสี่เหลี่ยมคือความแตกต่างของเวลาและตำแหน่งตามลำดับ เทคนิคการหาคำตอบจากสมการความร้อนด้วย IM มีความแตกต่างของตำแหน่งที่เวลา $(l+1)$ ซึ่งต่างจากเทคนิค EM มีความแตกต่างของตำแหน่งที่เวลา (l) ดังนั้นวิธีการหาคำตอบด้วยระบบเมทริกซ์จึงถูกใช้สำหรับเทคนิค IM เนื่องจากตัวแปรที่ไม่ทราบค่าภายในสมการมีมากกว่า 1 ตัวแปร



รูปที่ 2.33 ระบบกริดด้วย Implicit method

ค่า $l=0$ และ $i=1$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงในสมการที่ (2.70) กลายเป็นสมการที่ (2.72)

$$T_1^1 = T_1^0 + \lambda(T_2^1 - 2T_1^1 + T_0^1) \quad (2.72)$$

ตัวแปร T_0^1 ซึ่งเป็นค่าความร้อนที่ขอบเขตด้านซ้ายสุดบนระบบกริดอยู่ในวงเล็บของสมการที่ (2.72) คำนวณได้ดังสมการที่ (2.73) ซึ่งเป็นฟังก์ชันการเปลี่ยนแปลงความร้อนที่เวลาใดๆ

$$T_0^{l+1} = f_0(t^{l+1}) \quad (2.73)$$

ดังนั้น ที่เวลาเริ่มต้น $l=0$ แทนในสมการที่ (2.73) ได้สมการที่ (2.74)

$$T_0^1 = f_0(t^1) \quad (2.74)$$

แทนสมการที่ (2.74) ลงในสมการที่ (2.72) ได้ดังสมการที่ (2.75)

$$T_1^1 = T_1^0 + \lambda(T_2^1 - 2T_1^1 + f_0(t^1)) \quad (2.75)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จัดรูปแบบสมการที่ (2.75) กลายเป็นสมการที่ (2.76)

$$(1+2\lambda)T_1^1 - \lambda T_2^1 = T_1^0 + \lambda f_0(t^1) \quad (2.76)$$

ค่า $l=0$ และ $i=2,3,\dots,z-3,z-2$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้น ถูกแทนลงในสมการที่ (2.70) กลายเป็นสมการที่ (2.77) – (2.80)

$$-\lambda T_1^1 + (1+2\lambda)T_2^1 - \lambda T_3^1 = T_2^0 \quad (2.77)$$

$$-\lambda T_2^1 + (1+2\lambda)T_3^1 - \lambda T_4^1 = T_3^0 \quad (2.78)$$

$$-\lambda T_{z-4}^1 + (1+2\lambda)T_{z-3}^1 - \lambda T_{z-2}^1 = T_{z-3}^0 \quad (2.79)$$

$$-\lambda T_{z-3}^1 + (1+2\lambda)T_{z-2}^1 - \lambda T_{z-1}^1 = T_{z-2}^0 \quad (2.80)$$

ค่า $l=0$ และ $i=z-1$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงในสมการที่ (2.70) จุดความร้อนที่ T_z^1 ซึ่งก็คือตัวแปรในสมการหลังจากการแทนค่าใช้ฟังก์ชัน $f_z(t^1)$ สำหรับการคำนวณเนื่องจากฟังก์ชันนี้มีความคล้ายคลึงกับฟังก์ชัน $f_0(t^1)$ ที่จุดความร้อน T_0^1 ดังนั้นได้สมการดังนี้

$$-\lambda T_{z-2}^1 + (1+2\lambda)T_{z-1}^1 = T_{z-1}^0 + \lambda f_z(t^1) \quad (2.81)$$

สมการที่ (2.76) – (2.81) ประกอบด้วยตัวแปรที่ไม่ทราบค่ามากกว่า 1 ตัวแปร สมการทั้งหมดนี้ถูกแก้ด้วยวิธีเมทริกซ์สำหรับการหาค่าตอบดังสมการที่ (2.82)

$$[A][X] = [B] \quad (2.82)$$

เมทริกซ์ $[A]$ เป็นเมทริกซ์ที่มีขนาดของแถวและคอลัมน์เท่ากัน เมทริกซ์ที่ถูกนำมาใช้แก้ปัญหาด้านความร้อนนี้จะมีค่าตัวเลขอยู่บนเส้นทแยงมุม 3 เส้น ค่าตัวเลขที่ไม่ได้อยู่บนเส้นทแยงมุมเหล่านี้จะมีค่าเป็น 0 เมทริกซ์นี้จึงถูกเรียกว่า Tridiagonal matrix เมทริกซ์ $[X]$ และ $[B]$ เป็นเมทริกซ์ที่มีคอลัมน์เดียวและขนาดของแถวจะต้องเท่ากับแถวของเมทริกซ์ $[A]$ ดังนั้นเมทริกซ์ $[X]$ จึงเป็นคำตอบจากการแก้ด้วยวิธีการเมทริกซ์ สมการที่ (2.82) ถูกแปลงเพื่อที่จะเป็นระบบ Tridiagonal matrix ดังสมการที่ (2.83)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{bmatrix} b_1 & c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ a_2 & b_2 & c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & a_3 & b_3 & c_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & a_{z-2} & b_{z-2} & c_{z-2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_{z-1} & b_{z-1} & c_{z-1} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & a_z & b_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ X_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ X_{z-2} \\ X_{z-1} \\ X_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_1 \\ B_2 \\ B_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ B_{z-2} \\ B_{z-1} \\ B_z \end{bmatrix} \quad (2.83)$$

สมการที่ (2.76) – (2.81) ถูกนำมาเขียนในรูปแบบ Tridiagonal matrix เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป ดังสมการที่ (2.84)

$$\begin{bmatrix} 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1^1 \\ T_2^1 \\ T_3^1 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{z-3}^1 \\ T_{z-2}^1 \\ T_{z-1}^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_1^0 + \lambda f_0(t^1) \\ T_2^0 \\ T_3^0 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{z-3}^0 \\ T_{z-2}^0 \\ T_{z-1}^0 + \lambda f_z(t^1) \end{bmatrix} \quad (2.84)$$

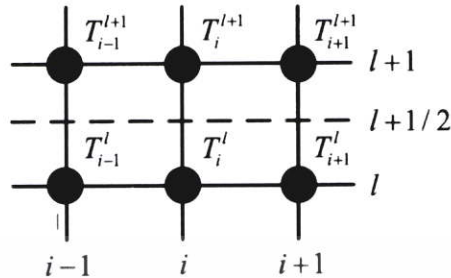
คำตอบจากการแก้สมการด้วยวิธีเมทริกซ์ดังสมการที่ (2.85) ซึ่งก็คือค่าความร้อนที่เวลา ($l=1$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) จะถูกนำไปใช้สำหรับการคำนวณความร้อนที่เวลา ($l=2$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) ตามลำดับ

$$\begin{bmatrix} T_1^1 \\ T_2^1 \\ T_3^1 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{z-3}^1 \\ T_{z-2}^1 \\ T_{z-1}^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda & -\lambda \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & 1+2\lambda \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} T_1^0 + \lambda f_0(t^1) \\ T_2^0 \\ T_3^0 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{z-3}^0 \\ T_{z-2}^0 \\ T_{z-1}^0 + \lambda f_z(t^1) \end{bmatrix} \quad (2.85)$$

2.3.2.3 วิธีแครงค์นิโคลสัน

วิธีแครงค์นิโคลสัน (CNM) เป็นวิธีการคำนวณความร้อนรูปแบบหนึ่งซึ่งใช้หลักการผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงกัน เทคนิค CNM นี้ถูกปรับปรุงวิธีการคำนวณที่มีความแม่นยำมากขึ้นจากเทคนิค IM โดยการคำนวณผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงกันกับการอนุพันธ์อันดับที่ 2 (ความแตกต่างทางตำแหน่ง) ที่เวลาค่ากลาง ($l+1/2$) ระหว่างเวลาเริ่มต้น (l) และเวลาถัดไป ($l+1$) ดังรูปที่ 2.34 เทคนิคนี้ซึ่งคำนวณเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความร้อนที่การก้าวของเวลาเพียงครั้งเดียวส่งผลให้คำตอบมีความแม่นยำสูง นอกจากนี้วิธี Tridiagonal matrix ยังคงถูกใช้เพื่อหาค่าความร้อนจากเทคนิค CNM เช่นเดียวกับ เทคนิค IM



รูปที่ 2.34 ระบบกริดของเทคนิค Crank Nicolson method

การหาคำตอบจากสมการความร้อนด้วยเทคนิค CNM เริ่มต้นเพื่อที่จะแทนหลักการผลต่างทางหน้ากับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ดังสมการที่ (2.48) ที่มีความคลาดเคลื่อน $O(h)$ หรือ $O(\Delta t)$ ไปยังทางด้านขวาของสมการที่ (2.16) ได้ดังสมการที่ (2.86)

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} \quad (2.86)$$

ทางด้านขวาของสมการที่ (2.16) คำนวณโดยหลักการของค่าเฉลี่ยซึ่งหมายถึงผลต่างทางตำแหน่งที่เวลา (l) และเวลา ($l+1$) ถูกนำมารวมกันและหารด้วย 2 ดังสมการที่ (2.87)

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{2} \left(\frac{T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l}{\Delta x^2} + \frac{T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}}{\Delta x^2} \right) \quad (2.87)$$

สมการที่ (2.86) และ (2.87) ถูกแทนกลับลงในสมการที่ (2.16) กลายเป็นสมการที่ (2.88)

$$\frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} = \alpha \left(\frac{T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l}{\Delta x^2} + \frac{T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}}{\Delta x^2} \right) \quad (2.88)$$

สมการที่ (2.88) ถูกเขียนใหม่ได้สมการที่ (2.89) และ (2.90) ตามลำดับ

$$-\lambda T_{i+1}^{l+1} + (1 + \lambda) 2T_i^{l+1} - \lambda T_{i-1}^{l+1} = \lambda T_{i+1}^l + (1 - \lambda) 2T_i^l + \lambda T_{i-1}^l \quad (2.89)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\lambda = \frac{K\Delta t}{\Delta x^2} \quad (2.90)$$

ค่า $l=0$ และ $i=1$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงสมการที่ (2.89) กลายเป็นสมการที่ (2.91)

$$-\lambda T_0^1 + (1+\lambda)2T_1^1 - \lambda T_2^1 = \lambda T_0^0 + (1-\lambda)2T_1^0 + \lambda T_2^0 \quad (2.91)$$

ตัวแปร T_0^1 ซึ่งเป็นค่าความร้อนที่ขอบเขตด้านซ้ายสุดบนระบบกริดในสมการที่ (2.91) คำนวณได้ตั้งสมการที่ (2.92) ซึ่งเป็นฟังก์ชันการเปลี่ยนแปลงความร้อนที่เวลาใดๆ

$$T_0^{l+1} = f_0(t^{l+1}) \quad (2.92)$$

ดังนั้น ที่เวลาเริ่มต้น $l=0$ แทนในสมการที่ (2.92) ได้สมการที่ (2.93)

$$T_0^1 = f_0(t^1) \quad (2.93)$$

แทนสมการที่ (2.93) ลงในสมการที่ (2.91) และจัดรูปแบบสมการได้ดังนี้

$$(1+\lambda)2T_1^1 - \lambda T_2^1 = \lambda(T_0^0 + f_0(t^1)) + (1-\lambda)2T_1^0 + \lambda T_2^0 \quad (2.94)$$

ค่า $l=0$ และ $i=2,3,\dots,z-3,z-2$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงในสมการที่ (2.89) และได้สมการดังนี้ตามลำดับ

$$-\lambda T_1^1 + (1+\lambda)2T_2^1 - \lambda T_3^1 = \lambda T_1^0 + (1-\lambda)2T_2^0 + \lambda T_3^0 \quad (2.95)$$

$$-\lambda T_2^1 + (1+\lambda)2T_3^1 - \lambda T_4^1 = \lambda T_2^0 + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \quad (2.96)$$

$$-\lambda T_{z-4}^1 + (1+\lambda)2T_{z-3}^1 - \lambda T_{z-2}^1 = \lambda T_{z-4}^0 + (1-\lambda)2T_{z-3}^0 + \lambda T_{z-2}^0 \quad (2.97)$$

$$-\lambda T_{z-3}^1 + (1+\lambda)2T_{z-2}^1 - \lambda T_{z-1}^1 = \lambda T_{z-3}^0 + (1-\lambda)2T_{z-2}^0 + \lambda T_{z-1}^0 \quad (2.98)$$

ค่า $l=0$ และ $i=z-1$ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ระบุตำแหน่งของจุดความร้อนที่เวลาเริ่มต้นถูกแทนลงใน

สมการที่ (2.89) จุดความร้อนที่ T_z^1 ซึ่งก็คือตัวแปรในสมการหลังจากการแทนค่าใช้ฟังก์ชัน $f_z(t^1)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับการคำนวณเนื่องจากฟังก์ชันนี้มีความคล้ายคลึงกับฟังก์ชัน $f_0(t^1)$ ที่จุดความร้อน T_0^1 ดังนั้นได้สมการดังนี้

$$-\lambda T_{z-2}^1 + (1+\lambda)2T_{z-1}^1 = \lambda T_{z-2}^0 + (1-\lambda)2T_{z-1}^0 + \lambda(T_z^0 + f_z(t^1)) \quad (2.99)$$

สมการที่ (2.94) – (2.99) ถูกนำมาเขียนในรูปแบบ Tridiagonal matrix เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไปดังสมการที่ (2.100)

$$\begin{aligned}
 & [A][X] = [B] \\
 & \Downarrow \\
 & \begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1^1 \\ T_2^1 \\ T_3^1 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{z-3}^1 \\ T_{z-2}^1 \\ T_{z-1}^1 \end{bmatrix} = \\
 & \begin{bmatrix} \lambda(T_0^0 + f_0(t^1)) + (1-\lambda)2T_1^0 + \lambda T_2^0 \\ \lambda T_1^0 + (1-\lambda)2T_2^0 + \lambda T_3^0 \\ \lambda T_2^0 + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \\ \cdot \\ \cdot \\ \lambda T_{z-4}^0 + (1-\lambda)2T_{z-3}^0 + \lambda T_{z-2}^0 \\ \lambda T_{z-3}^0 + (1-\lambda)2T_{z-2}^0 + \lambda T_{z-1}^0 \\ \lambda T_{z-2}^0 + (1-\lambda)2T_{z-1}^0 + \lambda(T_z^0 + f_z(t^1)) \end{bmatrix} \quad (2.100)
 \end{aligned}$$

คำตอบจากการแก้สมการด้วยวิธีเมทริกซ์ดังสมการที่ (2.101) คือค่าความร้อนที่เวลา ($l=1$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) จะถูกนำไปใช้สำหรับการคำนวณความร้อนที่เวลา ($l=2$) และที่ตำแหน่ง ($i=1,2,3,\dots,z-3,z-2,z-1$) ตามลำดับ

$$[X] = [A]^{-1}[B]$$

↓

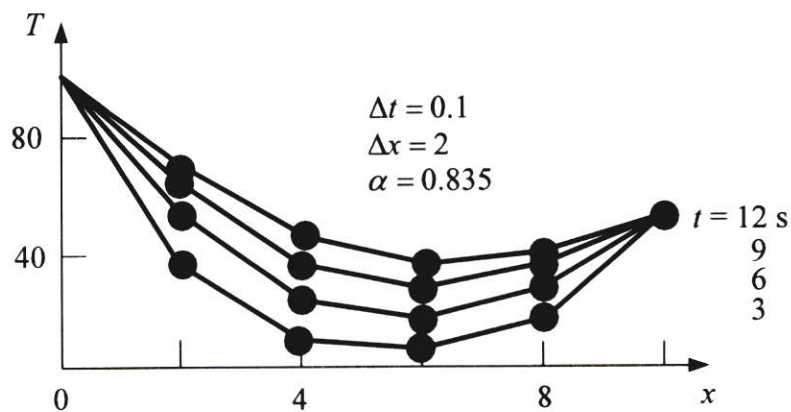
$$\begin{bmatrix} T_1^1 \\ T_2^1 \\ T_3^1 \\ \vdots \\ T_{z-3}^1 \\ T_{z-2}^1 \\ T_{z-1}^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \lambda(T_0^0 + f_0(t^1)) + (1-\lambda)2T_1^0 + \lambda T_2^0 \\ \lambda T_1^0 + (1-\lambda)2T_2^0 + \lambda T_3^0 \\ \lambda T_2^0 + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \\ \vdots \\ \lambda T_{z-4}^0 + (1-\lambda)2T_{z-3}^0 + \lambda T_{z-2}^0 \\ \lambda T_{z-3}^0 + (1-\lambda)2T_{z-2}^0 + \lambda T_{z-1}^0 \\ \lambda T_{z-2}^0 + (1-\lambda)2T_{z-1}^0 + \lambda(T_z^0 + f_z(t^1)) \end{bmatrix} \quad (2.101)$$

สุดท้ายความแม่นยำสำหรับการคำนวณความร้อนด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเหล่านี้ขึ้นกับ 2 ปัจจัยหลัก ปัจจัยแรกคือการเข้าใกล้ศูนย์ของตัวแปร Δx และ Δt (Convergence) ซึ่งหมายถึงตัวแปรเหล่านี้ต้องมีค่าน้อยมากๆ ปัจจัยสุดท้ายคือความเสถียรของการคำนวณ (Stability) ซึ่งหมายถึงการคำนวณความร้อนที่ระยะเวลาที่มากขึ้นต้องปราศจากการแกว่งตัวของข้อมูล พารามิเตอร์ที่ถูกใช้สำหรับความแม่นยำในการคำนวณคือ λ ซึ่งคำนวณจากสมการที่ (2.90) ค่าของพารามิเตอร์ λ ที่เหมาะสมสำหรับการนำมาใช้ร่วมกับการคำนวณความร้อนควรมีค่าดังตารางที่ 2.2 ดังนี้ ความเสถียรและความไม่เสถียรของผลการคำนวณความร้อนโดยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ λ แสดงดังรูปที่ (2.35) และรูปที่ (2.36) ตามลำดับ

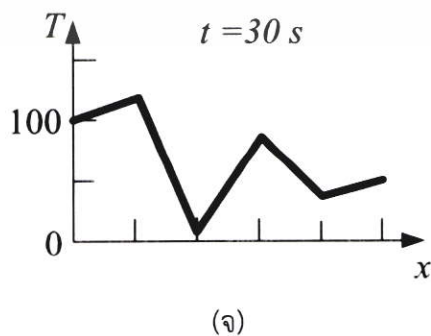
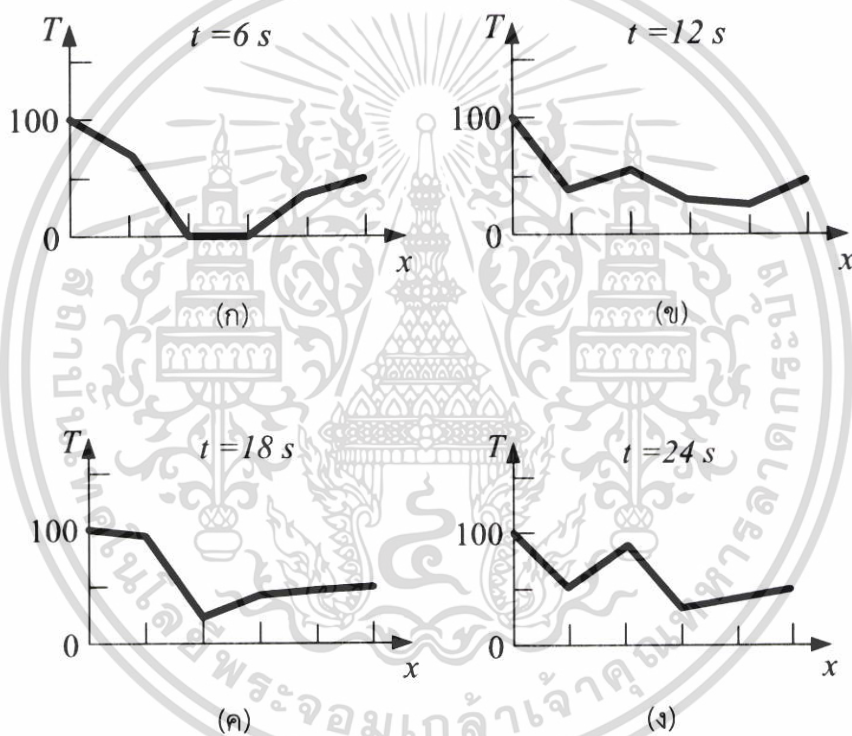
ตารางที่ 2.2 พารามิเตอร์ λ กับสถานะของผลจากการคำนวณความร้อน

| ค่าพารามิเตอร์ | ผลลัพธ์ |
|----------------------------|---|
| $\lambda \leq \frac{1}{2}$ | ข้อมูลมียังคงมีการแกว่งตัว |
| $\lambda \leq \frac{1}{4}$ | ข้อมูลไม่มีการแกว่งตัว |
| $\lambda \leq \frac{1}{6}$ | ข้อมูลไม่มีการแกว่งตัวและ ค่า Truncation error มีค่าน้อยลง |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.35 ความเสถียรของผลการคำนวณความร้อน



รูปที่ 2.36 ความไม่เสถียรของผลการคำนวณความร้อน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับคลื่นอัลตราซาวด์

หัวข้อนี้อธิบายการคำนวณประวัติคลื่นอัลตราซาวด์บนแบบจำลองด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข หลักการเหล่านี้ประกอบด้วย ดังนี้

2.4.1 สมการคลื่นเสียง

ตัวแปรสำคัญที่ถูกพิจารณาขณะที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางคือ ความดัน $p(x,t)$ หน่วย (Pa) ความเร็วอนุภาค $u(x,t)$ หน่วย (m/s) และความหนาแน่น $\rho(x,t)$ หน่วย (kg/m³) คลื่นเสียงที่เกิดขึ้นบนตัวกลาง คือ ปริมาณรวมซึ่งเกิดจากผลรวมระหว่างตัวแปรคลื่นเสียง (Acoustic parameter) ซึ่งเป็นตัวแปรที่รบกวนตัวกลางและตัวแปรตัวกลางที่สภาวะปกติ (Ambient state) ซึ่งเป็นสภาวะของสภาพแวดล้อมที่ไม่ถูกรบกวนจากสิ่งเร้าภายนอก ปริมาณรวมของคลื่นเสียงดังกล่าว แสดงดังสมการที่ (2.102)–(2.104) ตามลำดับ

$$p(x,t) = \bar{p}(x,t) + p_0 \quad (2.102)$$

$$u(x,t) = \bar{u}(x,t) + u_0 \quad (2.103)$$

$$\rho(x,t) = \bar{\rho}(x,t) + \rho_0 \quad (2.104)$$

โดยที่ p, u, ρ คือ ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m³) สุทธิ ตามลำดับ

$\bar{p}, \bar{u}, \bar{\rho}$ คือ ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m³) ของคลื่นเสียงที่ผ่านตัวกลาง ตามลำดับ

p_0, u_0, ρ_0 คือ ความดัน (Pa) ความเร็วอนุภาค (m/s) และความหนาแน่น (kg/m³) ของตัวกลางที่สภาวะปกติ ตามลำดับ

ความสัมพันธ์ของปริมาณรวมเหล่านี้อธิบายโดยการใช้กฎทางฟิสิกส์พื้นฐาน คือ การอนุรักษ์เชิงโมเมนตัม กฎการอนุรักษ์เชิงมวล และ ความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นของคลื่นเสียง กฎทางฟิสิกส์พื้นฐานของคลื่นบนตัวกลางแต่ละประเภทนี้มีความแตกต่างกัน ตัวกลางจึงถูกจำแนกเป็น 2 ประเภทดังนี้

2.4.1.1 คลื่นเสียงบนตัวกลางเอกพันธ์

ตัวกลางเอกพันธ์ (Homogenous medium) คือ ตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน คลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางลักษณะนี้ย่อมไม่มีการสูญเสียพลังงาน (Lossless fluid medium) ในทางอุดมคติ หลักการฟิสิกส์พื้นฐานแสดงดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.1.1 การอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางเอกพันธ์

หลักการพื้นฐานที่ใช้อธิบายการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัม คือ กฎข้อที่สองของนิวตัน หลักการนี้อธิบายแรงที่เกิดขึ้นจากผลคูณของมวลกับความเร่งของวัตถุที่มีขนาดใหญ่ที่ไม่ใช่อนุภาค ในกลศาสตร์คลื่นกล แรงที่เกิดจากคลื่นเสียงนี้คือผลรวมระหว่าง Body force (F_B) และ Surface force (F_S) เทอมของมวลและความเร่งจากกฎของนิวตันถูกแทนด้วยความหนาแน่น (ρ) และ อัตราการเปลี่ยนแปลงความเร็วอนุภาคของคลื่นเสียง ($\partial u / \partial t$) ดังนั้นกฎข้อที่สองของนิวตันดัดสมการที่ (2.105) ถูกเขียนใหม่สำหรับกลศาสตร์คลื่นเสียงดัดสมการที่ (2.106)

$$F = ma \quad (2.105)$$

$$F_B + F_S = \rho \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.106)$$

F_B คือ แรงที่กระทำกับปริมาตรของวัตถุ แรงที่เกี่ยวข้องนี้คือแรงโน้มถ่วง แรงไฟฟ้า และแรงแม่เหล็กไฟฟ้า ในกรณีของคลื่นกลมีเพียงแรงโน้มถ่วงเพียงชนิดเดียวที่ถูกพิจารณา ดังนั้นแรงนี้คำนวณจากการอินทิเกรตโดยปริมาตรของผลคูณระหว่างความหนาแน่นกับความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วง ดังนี้

$$F_B = \int_V (\rho g) dV \quad (2.107)$$

F_S คือ แรงที่กระทำบนพื้นผิวของวัตถุ แรงที่เกี่ยวข้องนี้ คือ แรงที่ตั้งฉากกับพื้นผิว (Normal force) และแรงค้ำเค้น (Shear force) F_S คำนวณได้จากผลรวมของแรงพื้นผิบบนด้านของปริมาตรทรงสี่เหลี่ยมขนาดเล็กในปริมาตรผิวปิดตามหลักการของสเตรสเทนเซอร์ (Stress tensor) ซึ่งเป็นวิธีการหาเวกเตอร์เฉลี่ยของคลื่นด้วยการอินทิเกรตปริมาตรเล็กๆในพื้นที่ผิวปิด ดัดสมการที่ (2.108) และดังรูปที่ 2.37

$$F_s = \int_S \sum_{i,j=1}^3 \sigma_{ij} e_i n_j dS \quad (2.108)$$

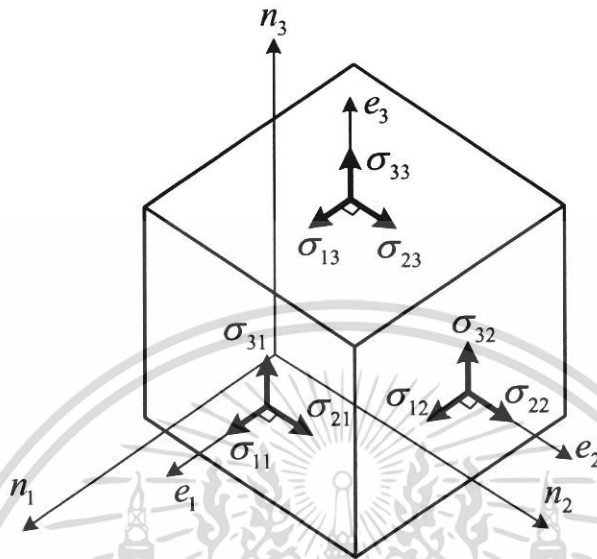
โดยที่ i คือ เลขดัชนีแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉาก

j คือ เลขดัชนีแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉากของสเตรสเทนเซอร์

σ_{ij} คือ สเตรสเทนเซอร์ หรือ แรงพื้นผิวในแต่ละด้านของปริมาตรทรงสี่เหลี่ยมขนาดเล็กใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ปริมาตรผิวปิดการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

e_i คือ เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉากสำหรับสเตรสเทนเซอร์
 n_j คือ เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในแนวแกน x, y และ z ในระบบพิกัดฉาก



รูปที่ 2.37 หลักการของสเตรสเทนเซอร์

สเตรสเทนเซอร์เกิดขึ้นจากอันตรกิริยาของอนุภาคตัวกลางที่ด้านนอกพื้นผิวปิดหรือเกิดจากการถ่ายเทโมเมนตัมจากการแพร่ของโมเลกุลข้ามพื้นผิวปิด ความสัมพันธ์การสลับที่ของเลขดัชนี i และ j ของเทนเซอร์นี้ตั้งสมการที่ (2.109) ทำให้เกิดการหักล้างกันของเทนเซอร์ที่มีทิศทางขนานกับผิวปิดในแต่ละด้าน ดังนั้นเทนเซอร์ที่ถูกนำมาคำนวณคือเทนเซอร์ที่มีทิศทางตั้งฉากกับพื้นที่ผิวปิด ความสัมพันธ์ระหว่างความดันคลื่นเสียงกับเทนเซอร์แสดงดังสมการที่ (2.109)–(2.110)

$$\sigma_{ij} = \sigma_{ji} \quad (2.109)$$

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij}n \quad (2.110)$$

โดยที่ δ_{ij} คือ Kronecker delta ซึ่งมีค่าเป็น 1 และ 0 ถ้า i กับ j มีค่าเท่ากันและไม่เท่ากันตามลำดับ

n คือ เวกเตอร์หนึ่งหน่วยในระบบพิกัดฉาก

สมการที่ (2.108) ถูกเขียนใหม่เป็น F_S เฉลี่ย

$$F_S = \sum_{ij} e_i \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} \quad (2.111)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ (2.111) ถูกแปลงเป็นเกรเดียนต์ของความดันคลื่นเสียงและถูกแทนในสมการที่ (2.106) ได้ดังสมการที่ (2.112)

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} = -\nabla p + g\rho \quad (2.112)$$

สมการนี้ถูกเรียกว่าสมการการเคลื่อนที่ของออยเลอร์ในของไหล (Euler's motion equation) เทอม ($g\rho$) ด้านขวามือของสมการถูกตัดทิ้งเนื่องจากเทอมนี้ไม่มีอิทธิพลกับมวลของคลื่นกลมีมวลน้อยมาก ดังนั้นเทอมนี้จึงถูกตัดทิ้ง สมการถูกจัดรูปแบบใหม่ดังนี้

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho} \nabla p \quad (2.113)$$

ในสภาวะสมดุลของของไหล (Fluid equilibrium) ตัวกลางที่ไม่ได้ถูกรบกวนจากคลื่นและอยู่นิ่งกับที่ จะมีความหนาแน่นที่คงที่ ความหนาแน่นนี้ถูกเรียกว่าความหนาแน่นปกติ ดังนั้นสมการที่ (2.113) ถูกเขียนใหม่ดังสมการที่ (2.114)

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p \quad (2.114)$$

สมการที่ (2.114) คือสมการอนุพันธ์เชิงโมเมนต์ของคลื่นเสียงบนตัวกลางเอกพันธ์

2.4.1.1.2 การอนุพันธ์เชิงมวลบนตัวกลางเอกพันธ์

ตัวแปรที่คลื่นเสียงสร้างความแปรปรวนกับตัวกลางในขณะที่เคลื่อนที่ผ่านคือ ความหนาแน่น (ρ) ซึ่งถูกคิดเป็นค่าเฉลี่ยของมวลเชิงพื้นที่ต่อปริมาตรขนาดเล็กในระดับมหภาค (Macroscopic scale) ความหนาแน่นในแต่ละตำแหน่งบนตัวกลางเมื่อเวลาเปลี่ยนไปจะมีค่าแตกต่างกัน ดังนั้นค่า ρ จึงขึ้นอยู่กัตำแหน่งและเวลา ตัวแปรอีกตัวแปรหนึ่งคือ ความเร็วอนุภาค (u) ของตัวกลางซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงตามตำแหน่งและเวลาเช่นเดียวกัน ผลคูณของความหนาแน่นและความเร็วอนุภาค (ρu) คือ เวกเตอร์ฟลักซ์เชิงมวลที่อยู่ภายในของไหล แนวคิดเวกเตอร์ฟลักซ์นี้ถูกใช้เพื่อคำนวณหาอัตราการไหลเชิงมวลสุทธิด้วยหลักการอินทิเกรตในพื้นที่ผิวปิดของทฤษฎีเกาส์กับผลคูณของค่า ρu กับเวกเตอร์ 1 หน่วย (n) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{Net mass flow rate} = \int_S (\rho u \cdot n) dS \quad (2.115)$$

สมการอนุรักษ์เชิงมวลของคลื่นสามารถหาได้จากทฤษฎีของเกาส์ซึ่งใช้หลักการอินทิเกรตในพื้นที่ผิวปิดสำหรับการหาอัตราการไหลเชิงมวลสุทธิ (Net mass flow rate) กับการอินทิเกรตปริมาตรที่ถูกล้อมด้วยพื้นที่ผิวปิดกับความหนาแน่นที่ลดลงตามเวลา ดังสมการที่ (2.116)

$$\int_S (\rho u \cdot n) dS = -\frac{d}{dt} \int_V \rho dV \quad (2.116)$$

สมการที่ (2.116) แสดงในรูปแบบของสมการอนุพันธ์บางส่วนหลังจากการใช้ทฤษฎีของเกาส์โดยการเปลี่ยนเทอมด้านซ้ายและด้านขวาให้อยู่ในรูปการอนุพันธ์เทียบกับตำแหน่งและเวลาตามลำดับดังนี้

$$\nabla \cdot (\rho u) = -\frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (2.117)$$

สมการที่ (2.117) ถูกจัดรูปแบบได้ดังสมการที่ (2.118)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) = 0 \quad (2.118)$$

หลักการกระจายของเกรเดียนต์ (Gradient) ด้วย ผลคูณเชิงสเกลาร์ (Dot product) จากหลักการวิเคราะห์เวกเตอร์ (Vector analysis) ดังนี้

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \nabla \cdot u + u \nabla \cdot \rho = 0 \quad (2.119)$$

ในสภาวะสมดุลของของไหล (Fluid equilibrium) ตัวกลางที่ไม่ได้ถูกรบกวนจากคลื่นภายนอกและอยู่นิ่งกับที่จะมีความหนาแน่นคงที่ ความหนาแน่นนี้ถูกเรียกว่าความหนาแน่นปกติ (ρ_0) ดังนั้นสมการที่ (2.119) ถูกเขียนใหม่ดังนี้

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho_0 \nabla \cdot u + u \nabla \cdot \rho_0 = 0 \quad (2.120)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทอมของ $u \nabla \cdot \rho_0$ ถูกตัดทิ้งเนื่องจากผลคูณเชิงสเกลาร์ระหว่าง ∇ กับ ρ_0 เป็นศูนย์ หลังจากนั้นจัดรูปแบบสมการ ดังนี้

$$\frac{\partial p}{\partial t} = -\rho_0 \nabla \cdot u \quad (2.121)$$

สมการที่ (2.121) คือ สมการอนุพันธ์เชิงมวลของคลื่นเสียงบนตัวกลางเอกพันธ์ของคลื่นเสียง

2.4.1.1.3 ความดันและความหนาแน่นบนตัวกลางเอกพันธ์

กระบวนการ Quasi-static ซึ่งเป็นกระบวนการผันกลับได้ตามหลักการเทอร์โมไดนามิกส์ถูกนำมาใช้หาความสัมพันธ์ความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นของคลื่นเสียงบนตัวกลางเอกพันธ์ ตัวแปรที่ใช้แสดงสถานะ (State of variable) ของตัวกลางที่เวลาเปลี่ยนไปในสภาวะสมดุลทางเทอร์โมไดนามิกส์ คือ ความหนาแน่น (ρ) พลังงานภายในระบบ (μ) และ เอนโทรปี (s) ตัวแปร s หมายถึงการเปลี่ยนแปลงของระบบที่สัมพันธ์กับการถ่ายโอนความร้อนหรือความไม่เป็นระเบียบของระบบ เอนโทรปีสามารถเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับตัวแปร ρ และ μ ที่สภาวะสมดุลของของไหล ตัวแปรความดันคลื่นเสียง (p) และความร้อน (T) ภายในระบบซึ่งเป็นตัวแปรเชิงปริมาณสามารถคำนวณได้จากการเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับตัวแปรสถานะอย่างน้อย 2 ตัวแปร ยกตัวอย่างเช่น $p(\rho, \mu)$, $T(\rho, \mu)$ และ $p(\rho, s)$ เป็นต้น

ในระหว่างที่เกิดกระบวนการ Quasi-static นั้น เอนโทรปีของระบบจะคงที่ ($ds = 0$) ระบบจึงไม่มีการถ่ายเทความร้อนเกิดขึ้น ความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานภายในระบบกับแรงดันบนพื้นผิวของไหล [60] แสดงดังสมการที่ (2.122) ด้านซ้ายและด้านขวาของสมการคือเทอมพลังงานภายในระบบและเทอมของแรงดันบนพื้นผิวเล็กของของไหลตามลำดับ

$$\rho V d\mu = p \rho^{-1} V d\rho \quad (2.122)$$

จากความสัมพันธ์ดังกล่าว การเปลี่ยนแปลงเอนโทรปีกับการถ่ายเทความร้อนภายในระบบเป็นสัดส่วนโดยตรงกับสมการที่ (2.123) ดังนี้

$$T ds = d\mu - p \rho^{-2} d\rho \quad (2.123)$$

สมการที่ (2.123) ถูกหารด้วยผลต่างของเวลาทั้งสมการเพื่อเปลี่ยนรูปเป็นสมการอนุพันธ์บางส่วนดังนี้ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$T \frac{\partial s}{\partial t} = \frac{\partial \mu}{\partial t} - p \rho^{-2} \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (2.124)$$

อัตราการเปลี่ยนแปลงเอนโทรปีเทียบกับเวลาเป็นศูนย์หมายถึงไม่มีการเปลี่ยนแปลงเอนโทรปีเมื่อเวลาผ่านไป ดังนั้นเทอมทางฝั่งขวาของสมการเป็นศูนย์ดังนี้

$$\frac{\partial s}{\partial t} = 0 \quad (2.125)$$

จากที่กล่าวมาแล้วข้างต้นว่าตัวแปรเชิงปริมาณ คือ ความดันสามารถคำนวณโดยการเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับตัวแปรสถานะ 2 ตัวแปร ดังสมการที่ (2.126) ซึ่งถูกเรียกว่าสมการสถานะ (Equation of state)

$$p = p(\rho, s) \quad (2.126)$$

สมการที่ (2.126) ถูกเขียนในรูปอัตราการเปลี่ยนแปลงเทียบกับเวลาและการใช้กฎลูกโซ่ทางแคลคูลัสดังนี้

$$\frac{\partial p}{\partial t} = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (2.127)$$

$$\left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s = c_0^2 \quad (2.128)$$

โดยที่ c_0^2 คือ ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนโทรปิก (isentropic sound speed) ซึ่งหมายถึงความเร็วเสียงที่สภาวะเอนโทรปีของระบบคงที่ สมการที่ (2.127) ถูกนำไปแทนลงอนุกรมเทย์เลอร์เพื่อคำนวณความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่น สมการอนุกรมเทย์เลอร์ซึ่งเป็นฟังก์ชันสมการสถานะ $p(\rho, s)$ ที่สภาวะเอนโทรปีคงที่ ($\partial s / \partial t = 0$) แสดงดังสมการที่ (2.129)

$$p = p_0 + \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s (\rho - \rho_0) + \frac{1}{2!} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial^2 \rho} \right)_s (\rho - \rho_0)^2 + \frac{1}{3!} \left(\frac{\partial^3 p}{\partial^3 \rho} \right)_s (\rho - \rho_0)^3 + \dots \quad (2.129)$$

เทอมการอนุพันธ์ตั้งแต่อันดับที่ 2 ซึ่งเป็นเทอมที่ไม่เป็นเชิงเส้นถูกตัดทิ้งเนื่องจากตัวกลางมีความเป็น

เอกพันธ์หรือความเป็นเชิงเส้น สมการถูกจัดรูปแบบใหม่ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p - p_0 = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s (\rho - \rho_0) \quad (2.130)$$

สมการที่ (2.128) และ สมการที่ (2.102) – (2.104) ถูกแทนค่าลงสมการที่ (2.130) ดังนี้

$$\bar{p} = c_0^2 \bar{\rho} \quad (2.131)$$

สมการที่ (2.131) คือสมการความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นของคลื่นเสียงบนตัวกลางเอกพันธ์

2.4.1.2 คลื่นเสียงบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์

ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์ (Heterogeneous medium) คือ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน เนื้อเยื่อของมนุษย์ส่วนมากเป็นตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์ คลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางนี้มีการสูญเสียพลังงานโดยการดูดกลืนและการกระเจิงของคลื่นบนตัวกลาง การสูญเสียพลังงานนี้คือการลดทอนคลื่นเสียงซึ่งพลังงานของคลื่นถูกเปลี่ยนเป็นความร้อนบนตัวกลาง ดังนั้นการลดทอนคลื่นเสียง คือ ผลรวมของการดูดกลืนและการกระเจิงของคลื่นเสียง สมการการลดทอนคลื่นเสียงซึ่งถูกอ้างอิงจากหัวข้อที่ 2.2.3.2 ดังนี้

$$\alpha = \alpha_0 \omega^y \quad (2.132)$$

โดยที่ α คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (Np/m)

α_0 คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนที่ปราศจากคลื่นเสียง (Np (rad/s)⁻¹ m⁻¹)

y คือ กฎการยกกำลังของเอ็กซ์โพเนนเชียล

ความไม่เป็นเชิงเส้นหรือความไม่เป็นเอกพันธ์ของคลื่นเสียงบนตัวกลาง คือ ปรากฏการณ์การกระเจิงของคลื่นที่มีพลังงานสูงบนตัวกลาง คลื่นเสียงที่มีขนาดของแอมพลิจูดที่มากเพียงพอเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางนี้เกิดการกระเจิงของคลื่นที่มากกว่าปกติ ปรากฏการณ์นี้ส่งผลให้บริเวณที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่านมีความร้อนเกิดขึ้นสูงกว่าเดิม ดังนั้นสมการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลกับความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นของคลื่นบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์แสดงดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.2.1 การอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์

ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์หรือความไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งคลื่นเสียงเคลื่อนที่ถูกพิจารณาเป็นตัวกลางที่อยู่นิ่งกับที่ซึ่งไม่มีการไหลหรือเคลื่อนที่ (Quiescent medium) และเป็นตัวกลางที่ไม่มีความหนืด (Inviscid medium) ในสถานะที่เอนโทรปีไม่มีการเปลี่ยนแปลง ($\Delta s = 0$) การสูญเสียพลังงานของคลื่นซึ่งถูกแปรสภาพเป็นความร้อนบนตัวกลางเนื่องจากการดูดกลืนจะยังไม่ถูกนำมาพิจารณาในการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัม ดังนั้นสมการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางที่มีคุณสมบัติประเภทนี้ [62] แสดงดังสมการที่ (2.133)

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} + \nabla p = -\rho \frac{\partial u}{\partial t} - \frac{1}{2} \rho_0 \nabla(u^2) \quad (2.133)$$

ด้านขวาของสมการที่ (2.133) ถูกเขียนใหม่ในเทอมของ Lagrangian density ของคลื่นเสียงดังนี้

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} + \nabla p = -\nabla \mathcal{L} \quad (2.134)$$

$$\mathcal{L} = \frac{1}{2} \rho_0 u^2 - \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho_0 c_0^2} \quad (2.135)$$

เทอมของ Lagrangian density ถูกตัดทิ้งเนื่องจาก Commulative nonlinear effect ซึ่งเป็นผลจากการกระเจิงของคลื่นบนตัวกลางมีความสำคัญเพียงอย่างเดียว ดังนั้นด้านขวาของสมการที่ (2.134) มีค่าเท่ากับศูนย์ดังสมการที่ (2.136) สมการนี้จึงเหมือนกับสมการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางเอกพันธ์ดังสมการที่ (2.137)

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} + \nabla p = 0 \quad (2.136)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p \quad (2.137)$$

2.4.1.2.2 การอนุรักษ์เชิงมวลบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์

ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์หรือความไม่เป็นเชิงเส้นซึ่งคลื่นเสียงเคลื่อนที่ถูกพิจารณาเป็นตัวกลางที่อยู่นิ่งกับที่ซึ่งไม่มีการไหลหรือเคลื่อนที่ (Quiescent medium) และเป็นตัวกลางที่ไม่มีความหนืด (Inviscid medium) ในสถานะที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงเอนโทรปีในระบบ ($\Delta s = 0$) จะได้ว่า การสูญเสียพลังงานของคลื่นซึ่งถูกแปรสภาพเป็นความร้อนบนตัวกลาง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากการดูดกลืนจะไม่ถูกนำมาพิจารณาในการอนุรักษ์เชิงมวล ดังนั้นสมการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางที่มีคุณสมบัตินี้ [62] แสดงดังสมการที่ (2.138)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_0 u) = -\nabla \cdot (\rho u) \quad (2.138)$$

ด้านขวาของสมการที่ (2.138) ถูกเขียนใหม่ในเทอมของ Lagrangian density ของคลื่นเสียง ดังนี้

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_0 u) = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial \mathcal{L}}{\partial t} + \frac{1}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial p^2}{\partial t} \quad (2.139)$$

เทอมของ Lagrangian density ถูกตัดทิ้งเนื่องจาก Commulative nonlinear effect มีความสำคัญเพียงอย่างเดียว ดังนั้นเทอมของ Lagrangian density มีค่าเท่ากับศูนย์ ดังสมการที่ (2.140)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_0 u) = \frac{1}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial p^2}{\partial t} \quad (2.140)$$

เทอมด้านขวาของสมการที่ (2.140) ถูกเปลี่ยนเป็นเทอม $(-2\rho \nabla \cdot u)$ ซึ่งเป็นเทอมทางเลือกสำหรับความถูกต้องของ Commulative nonlinear effect ภายในแบบจำลองการเคลื่อนที่ของคลื่นผ่านตัวกลางที่มีคุณสมบัติประเภทนี้ ดังนั้นสมการที่ (2.140) เขียนใหม่ได้ดังสมการที่ (2.141)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_0 u) = -2\rho \nabla \cdot u \quad (2.141)$$

เทอมที่ 2 ด้านซ้ายของสมการที่ (2.141) ดำเนินการกระจายเกรเดียนต์ด้วยผลคูณเชิงสเกลาร์ดังนี้

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + (u \nabla \cdot \rho_0) + (\rho_0 \nabla \cdot u) = -2\rho \nabla \cdot u \quad (2.142)$$

สมการที่ (2.142) ถูกจัดรูปแบบสมการได้ดังสมการที่ (2.143)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -(2\rho + \rho_0) \nabla \cdot u - u \nabla \cdot \rho_0 \quad (2.143)$$

สมการที่ (2.143) นี้ คือสมการอนุรักษ์เชิงมวลบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกริใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.1.2.3 ความดันกับความหนาแน่นบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์

การสูญเสียพลังงานของคลื่นที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางประเภทนี้จะถูกแปรสภาพเป็นความร้อนบนตัวกลางเนื่องจากการดูดกลืนถูกพิจารณาสำหรับการคำนวณ ความร้อนที่เกิดขึ้นบนตัวกลางบ่งชี้ว่ามีการเปลี่ยนแปลงเอนโทรปีภายในระบบ ($\Delta s \neq 0$) ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นและความดันสามารถคำนวณได้จากอนุกรมเทย์เลอร์กับค่าความหนาแน่นและเอนโทรปีที่ไม่คงที่ที่เวลาเปลี่ยนไป ($\partial \rho / \partial t \neq 0$ และ $\partial s / \partial t \neq 0$) ดังนั้นความดันของคลื่นเสียงจึงเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและเอนโทรปีดังสมการที่ (2.144) ซึ่งเป็นสมการสถานะเหมือนกับสมการที่ (2.125) ดังนี้

$$p = p(\rho, s) \quad (2.144)$$

สมการอนุกรมเทย์เลอร์ของฟังก์ชันจากสมการที่ (2.144) ซึ่งเป็นฟังก์ชัน 2 ตัวแปรสถานะแสดงดังสมการที่ (2.145) ตัวกลางถูกกำหนดเป็นแบบความไม่เป็นเอกพันธ์หรือความไม่เป็นเชิงเส้น ดังนั้นองค์ประกอบของสมการที่ (2.145) มีเทอมของการอนุพันธ์อันดับที่ 2 เพียงอย่างเดียว

$$p(t_1) = p(t_0) + \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s (\rho(t_1) - \rho(t_0)) + \left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho (s(t_1) - s(t_0)) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_s (\rho(t_1) - \rho(t_0))^2 \quad (2.145)$$

จัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังสมการที่ (2.146)

$$p(t_1) - p(t_0) = \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s (\rho(t_1) - \rho(t_0)) + \left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho (s(t_1) - s(t_0)) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 p}{\partial \rho^2} \right)_s (\rho(t_1) - \rho(t_0))^2 \quad (2.146)$$

เทอมที่ 2 วงเล็บที่ 2 ด้านขวาของสมการที่ (2.146) คืออนุกรมเทย์เลอร์ของฟังก์ชัน 2 ตัวแปร (x, t) ที่การอนุพันธ์อันดับที่ 1

$$\bar{p}(t_1) - \bar{p}(t_0) = \left(\frac{\partial \bar{p}}{\partial t} \right)_x (t_1 - t_0) + \left(\frac{\partial \bar{p}}{\partial x} \right)_t (x_1 - x_0) \quad (2.147)$$

$$d = x_1 - x_0 \quad (2.148)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่ d คือ ระยะที่อนุภาคของตัวกลางเคลื่อนที่หลังจากการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงบนตัวกลาง (Acoustics particle displacement)

เทอมที่ 2 วงเล็บเล็กทางด้านขวาของสมการที่ (2.147) ซึ่งเป็นการอนุพันธ์เทียบกับตำแหน่งที่เวลา คงที่ การไม่มีการเปลี่ยนแปลงของเวลาเป็นการคิดเวลาเริ่มต้น (t_0) เทอมนี้สามารถเขียนใหม่ได้เป็น เทอมของผลคูณระหว่างเกรเดียนต์กับความหนาแน่นที่สภาวะปกติ ดังนี้

$$\left(\frac{\partial \rho}{\partial x}\right)_t \equiv \nabla \rho(t_0) = \nabla \rho_0 \quad (2.149)$$

เกรเดียนต์เชิงตำแหน่งของ s และ p มีค่าเท่ากับศูนย์ที่สภาวะสมดุลทางเทอร์โมไดนามิกส์ ดังนั้น ผลต่างเชิงเวลาของ s และ p สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\bar{s} = s(t_1) - s(t_0) \quad (2.150)$$

$$\bar{p} = p(t_1) - p(t_0) \quad (2.151)$$

สมการที่ (2.152) และ (2.153) คือ สมการที่กำหนดความเร็วเสียงที่สภาวะไอเซนโทรปิก (Isentropic sound speed) ซึ่งแสดงดังนี้

$$A = \rho_0 \left(\frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{s}}\right)_s = \rho_0 c_0^2 \quad (2.152)$$

$$B = \rho_0^2 \left(\frac{\partial^2 \bar{p}}{\partial \bar{s}^2}\right)_s \quad (2.153)$$

สมการที่ (2.148)–(2.153) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.146) ดังนี้

$$p = c_0^2 (\rho + d \cdot \nabla \rho_0) + \left(\frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{s}}\right)_s s + \frac{B}{2A} \frac{c_0^2}{\rho_0} (\rho + d \cdot \nabla \rho_0)^2 \quad (2.154)$$

เทอมที่ 2 ในวงเล็บด้านขวาของสมการที่ (2.154) ถูกจัดรูปแบบด้วยหลักการคูณกระจาย ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p = c_0^2 (\rho + d \cdot \nabla \rho_0) + \left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho s + \frac{B}{2A} \frac{c_0^2}{\rho_0} (\rho^2 + 2\rho d \cdot \nabla \rho_0 + (d \cdot \nabla \rho_0)^2) \quad (2.155)$$

เทอม $(2\rho d \cdot \nabla \rho_0)$ และ $(d \cdot \nabla \rho_0)^2$ ที่อยู่ภายในวงเล็บถูกพิจารณาเป็นศูนย์เนื่องจากมีค่าน้อยมาก ดังนี้

$$p = c_0^2 (\rho + d \cdot \nabla \rho_0) + \left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho s + \frac{B}{2A} \frac{c_0^2}{\rho_0} \rho^2 \quad (2.156)$$

เทอมที่ 2 ด้านขวาของสมการที่ (2.156) ซึ่งก็คือ $\left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho s$ เป็นเทอมการสูญเสียพลังงานของคลื่นจากการดูดกลืนคลื่นเสียงของตัวกลาง เทอมนี้อาจถูกแปลงโดยใช้กฎลูกโซ่ทางแคลคูลัสก่อนการแปลงการอนุพันธ์ของความหนาแน่นเทียบการเอนโทรปีเพื่อที่จะเป็นการลดทอนคลื่นเสียง ดังนี้

$$\left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho s = - \left(\frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_s \left(\frac{\partial \rho}{\partial s} \right)_\rho s = -c_0^2 L \rho \quad (2.157)$$

ตัวดำเนินการ (Fractional Laplacian operator: L) คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนของคลื่นบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวดังสมการที่ (2.158) ซึ่งประกอบด้วยเทอมของสัมประสิทธิ์การดูดกลืน (τ) และการกระเจิงของคลื่นเสียง (η) ดังสมการที่ (2.159)–(2.160) ตามลำดับ ตัวแปร y ถูกกำหนดเพื่อให้มีค่า $0 < y < 3$ และ $y \neq 1$ สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเชิงชีว

$$L = \tau \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{y}{2}-1} + \eta (-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}-1} \quad (2.158)$$

$$\tau = -2\alpha_0 c_0^{y-1} \quad (2.159)$$

$$\eta = 2\alpha_0 c_0^y \tan(\pi y / 2) \quad (2.160)$$

สมการที่ (2.158) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.157) ดังนี้

$$\left(\frac{\partial p}{\partial s} \right)_\rho s = -c_0^2 \rho \left(\tau \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{y}{2}-1} + \eta (-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}-1} \right) \quad (2.161)$$

สมการที่ (2.161) ถูกแทนกลับไปยังสมการที่ (2.156) ดังนี้
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p = c_0^2 (\rho + d \cdot \nabla \rho_0) - c_0^2 \left(\tau \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{\nu}{2}-1} + \eta (-\nabla^2)^{\frac{\nu+1}{2}-1} \right) \rho + \frac{B}{2A} \frac{c_0^2}{\rho_0} \rho^2 \quad (2.162)$$

สมการที่ (2.162) จัดรูปแบบได้ดังสมการที่ (2.163)

$$p = c_0^2 \left(\rho + d \cdot \nabla \rho_0 - \left(\tau \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{\nu}{2}-1} + \eta (-\nabla^2)^{\frac{\nu+1}{2}-1} \right) \rho + \frac{B}{2A} \frac{\rho^2}{\rho_0} \right) \quad (2.163)$$

โดยที่ B/A คือ พารามิเตอร์ความไม่เป็นเชิงเส้น องค์ประกอบของสมการที่ (2.163) ที่อยู่ภายในวงเล็บมีทั้งสิ้น 4 เทอม คือ เทอมการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงผ่านตัวกลางเอกพันธ์ (ρ) เทอมการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงผ่านตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์ที่ความหนาแน่นแอมเบียนท์ ($d \cdot \nabla \rho_0$) เทอมการลดทอนคลื่นเสียงด้วยการดูดกลืนและการกระเจิง ($L\rho$) และ เทอมความไม่เป็นเชิงเส้น ($\frac{B}{2A} \frac{\rho^2}{\rho_0}$) สมการที่ (2.163) คือ สมการความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นกับความดันของคลื่นที่ถูกใช้ในกรณีที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์หรือไม่เป็นเชิงเส้น

2.4.2 แหล่งกำเนิดคลื่นเสียง

แหล่งกำเนิดคลื่นเสียง คือ ต้นกำเนิดที่สร้างคลื่นเสียงและปลดปล่อยคลื่นเสียงออกมาสู่ภายนอก คลื่นเสียงนี้เดินทางผ่านตัวกลางและถูกลดทอนจนกระทั่งพลังงานของคลื่นเสียงหมดไป แหล่งกำเนิดคลื่นเสียงถูกจำแนกออกเป็น 2 ประเภท คือ ต้นกำเนิดเสียงที่มีความเป็นเชิงเส้นและไม่เป็นเชิงเส้น งานวิจัยนี้ได้ศึกษาแหล่งกำเนิดคลื่นเสียงที่มีความเป็นเชิงเส้นเพียงอย่างเดียว

แหล่งกำเนิดเสียงที่มีความเป็นเชิงเส้น คือ ต้นกำเนิดที่ปล่อยคลื่นเสียงที่มีขนาดของแอมพลิจูดและความถี่ของคลื่นเสียงอย่างสม่ำเสมอเมื่อเวลาผ่านไปโดยไม่ถูกรบกวนจากสิ่งรบกวนนอกหลักการที่ใช้อธิบายแหล่งกำเนิดคลื่นเสียงแบบเชิงเส้น คือ การอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลกับความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นซึ่งเหมือนกับหลักการการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงผ่านตัวกลางเอกพันธ์ เทอมของต้นกำเนิดคลื่นเสียงถูกเพิ่มเข้าไปในสมการ [63] เนื่องจากสมการการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลเป็นสมการอนุพันธ์บางส่วนเชิงเส้น ดังนี้

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + S_F \quad (2.164)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\rho_0 \nabla \cdot u + S_M \quad (2.165)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$p = c_0^2 \rho \quad (2.166)$$

โดยที่ S_F คือ เทอมต้นกำเนิดเชิงแรง (Force source term) หน่วย (N/kg)

S_M คือ เทอมต้นกำเนิดเชิงมวล (Mass source term) หน่วย (kg/m³s¹)

สมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลกับตัวตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์กับต้นกำเนิดคลื่นเสียงที่เป็นเอกพันธ์แสดงดังสมการที่ (2.167) และ (2.168) โดยการเพิ่มเทอมแหล่งกำเนิดเสียงเชิงแรงและเชิงมวลในสมการที่ (2.137) และ (2.143) ดังนี้ ตามลำดับ สมการความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นในเงื่อนไขยังคงรูปเดิมดังสมการที่ (2.163)

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + S_F \quad (2.167)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -(2\rho + \rho_0) \nabla \cdot u - u \nabla \cdot \rho_0 + S_M \quad (2.168)$$

2.4.3 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข k-space pseudospectral method

วิธีการเชิงคณิตศาสตร์ที่ถูกใช้หาคำตอบจากสมการอนุพันธ์บางส่วนมีหลายวิธี แต่ละวิธีมีอัลกอริทึมแตกต่างกันสำหรับการหาคำตอบจากสมการ วิธีการเชิงคณิตศาสตร์ที่เหมาะสมสำหรับการนำมาใช้ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง ยกตัวอย่างเช่น ขนาดของขอบเขตการคำนวณ ค่าความถี่ของคลื่นที่ถูกสนใจ คุณสมบัติของตัวกลางที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่าน และ ประเภทของเงื่อนไขขอบเขต ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับการหาคำตอบเชิงตำแหน่งและเวลาจากสมการคลื่นเสียงมีดังต่อไปนี้

2.4.3.1 วิธีเชิงตัวเลขซูดอสเปกตรัล

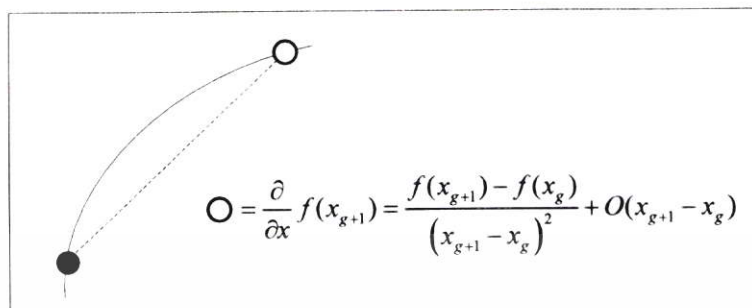
วิธีการซูดอสเปกตรัล (Pseudospectral method: PM) คือ วิธีการคำนวณเชิงตัวเลขสำหรับการหาคำตอบของสมการคลื่น หลักการ PM สำหรับการประมาณค่าคำตอบถูกแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

2.4.3.1.1 วิธีการฟูเรียร์ซูดอสเปกตรัล

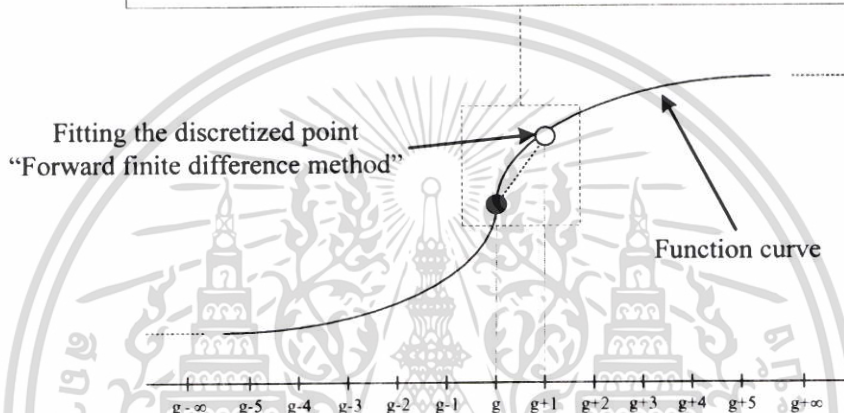
จากการประมาณค่าด้วยหลักการ Finite difference method (FDM) หลักการ Forward finite difference method (FFDM) กับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ใช้จุดอ้างอิง 1 จุด (วงกลมสีดำ) เพื่อคำนวณหาค่าฟังก์ชัน 1 จุดที่เหลือ (วงกลมสีขาว) แสดงดังรูปที่ 2.37 พบว่าความแม่นยำสำหรับการประมาณค่าขึ้นอยู่กับ Remainder (R_n) และ Truncation error ($O(\Delta x)$) จากรูปที่ 2.27 ค่า Δx ของ Truncation error มีค่ามากส่งผลให้การประมาณค่าไม่มีความแม่นยำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เส้นประระหว่างจุด 2 จุด ในรูปที่ 2.38 ไม่ได้อยู่บนเส้นโค้งฟังก์ชันซึ่งมีความหมายว่าความแม่นยำ และความถูกต้องจากการประมาณค่านี้น้อย ดังนั้นระยะห่างนี้ควรเปลี่ยนให้น้อยลงในระยะที่สั้นมาก

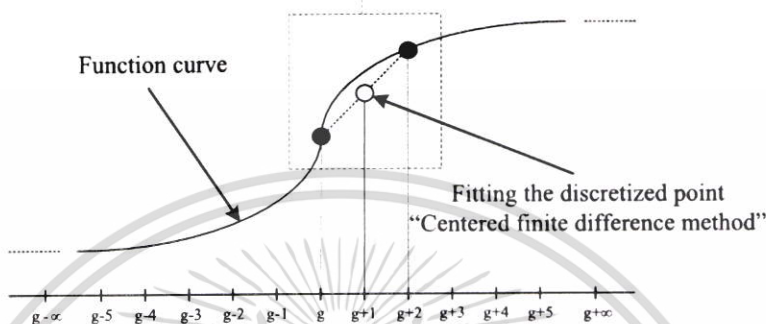
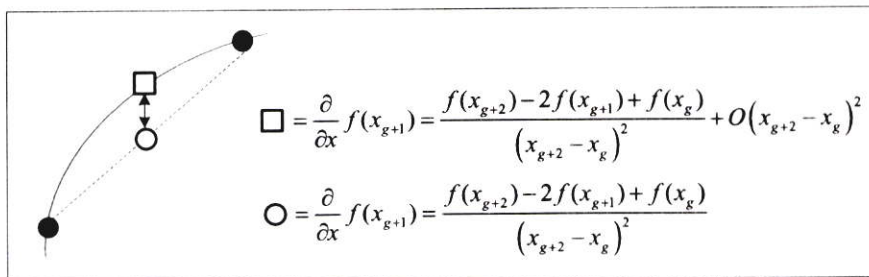


$$\bigcirc = \frac{\partial}{\partial x} f(x_{g+1}) = \frac{f(x_{g+1}) - f(x_g)}{(x_{g+1} - x_g)^2} + O(x_{g+1} - x_g)$$



รูปที่ 2.38 การประมาณค่าด้วย FFDM

จากหลักการประมาณค่าด้วยหลักการ Centered finite difference method (CFDM) กับการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ใช้จุดอ้างอิง 2 จุด (วงกลมสีดำ) เพื่อคำนวณหาค่าฟังก์ชัน 1 จุด (วงกลมสีขาว) ที่อยู่ระหว่างจุดอ้างอิงนี้แสดงดังรูปที่ 2.39 พบว่าจุดวงกลมขาวนี้ซึ่งไม่ได้อยู่บนเส้นโค้งฟังก์ชันมีความไม่แม่นยำ ดังนั้น Truncation error ($O(\Delta x)^2$) จึงถูกเพิ่มเป็นค่าฟังก์ชันที่ตำแหน่งสี่เหลี่ยมบนเส้นโค้ง



รูปที่ 2.39 การประมาณค่าด้วย CFDM

วิธีการประมาณค่าด้วยหลักการซูดสเปกตรัล (Pseudospectral method: PM) ถูกนำมาใช้สำหรับการคำนวณเพื่อแก้ปัญหาค่า Truncation error ซึ่งเป็นเทอมที่อยู่ในหลักการของ FDM โดยที่วิธีการ PM สามารถประมาณหาค่าตอบได้อย่างแม่นยำมากกว่า FDM โดยการใชหลักการของผลรวมขอบเขตจำกัดของเบซิสฟังก์ชัน (Finite sum of basis function) ดังสมการที่ (2.169)

$$f(x) \approx \sum_{k=1}^N a_k \phi_k(x) \tag{2.169}$$

โดยที่ a_k คือ basis function weight

ϕ_k คือ basis function

N คือ จำนวนจุดกริดทั้งหมดในแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก

สำหรับการหาค่าตอบของสมการคลื่น สมการที่ (2.169) ถูกพิจารณาเป็นสมการ Basis function ของ Fourier transform ที่ถูกแปลงจากฟังก์ชันตรีโกณมิติเป็นฟังก์ชันเอ็กซ์โพเนนเชียล Basis function (ϕ_k) จึงถูกแทนด้วยฟังก์ชันเอ็กซ์โพเนนเชียล ดังนั้นสมการที่ (2.169) เขียนใหม่เป็นสมการที่ (2.170)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$f(x) \approx \sum_{k=-N_x/2}^{N_x/2} a_k \exp(-ikx) \quad (2.170)$$

ฟังก์ชัน $f(x)$ ถูกอนุพันธ์กับอันดับที่ n ใดๆเทียบกับตำแหน่ง ตัวแปร a_k ถูกคำนวณโดยการใช้หลักการของ Fast Fourier transform (FFT)

$$\frac{\partial^n}{\partial x^n} f(x) \approx \mathbb{F}_x^{-1} \{ (-ik_x)^n \mathbb{F}_x \{ f(x) \} \} \quad (2.171)$$

$$k_x = -\frac{\pi}{\Delta x}, -\frac{\pi}{\Delta x} + \frac{2\pi}{\Delta x N_x}, -\frac{\pi}{\Delta x} + \frac{4\pi}{\Delta x N_x}, \dots, \frac{\pi}{\Delta x} - \frac{2\pi}{\Delta x N_x} \quad (2.172)$$

โดยที่ k_x คือ เวกเตอร์คลื่นบนแนวแกน x

i คือ จำนวนจินตภาพ

\mathbb{F}_x^{-1} คือ อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มเชิงตำแหน่งบนแนวแกน x

\mathbb{F}_x คือ ฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มเชิงตำแหน่งบนแนวแกน x

N_x คือ จำนวนจุดกริดทั้งหมดบนแนวแกน x

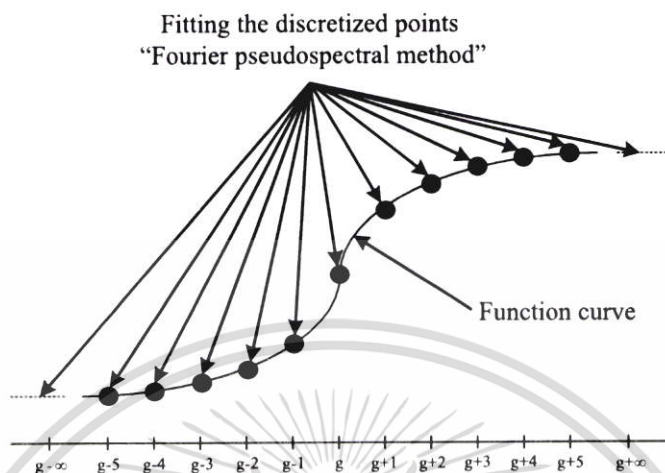
Δx คือ ผลต่างระหว่างจุดกริดบนแนวแกน x

สมการที่ (2.171) ถูกเรียกว่าวิธีเชิงตัวเลขฟูเรียร์ซูดอสเปกตรัล (Fourier pseudospectral method: FPM) หรือ ฟูเรียร์คอลโลเคชันสเปกตรัล (Fourier collocation spectral method) คำว่าฟูเรียร์ หมายถึงการใช้ FFT เพื่อคำนวณ Basis function weight (ϕ_k) คำว่า pseudospectral หมายถึงผลรวมของค่า Truncation error ในแต่ละจุดบนระบบกริดถูกคำนวณด้วยเพื่อเพื่อความแม่นยำสำหรับการประมาณค่า ดังนั้นค่า (วงกลมดำ) ที่ถูกคำนวณด้วยการประมาณค่าแบบ FPM จะอยู่บนเส้นโค้งของฟังก์ชันอย่างพอดูเหมาะดังรูปที่ 2.40

เหตุผลที่วิธีการเชิงตัวเลขแบบ FPM ถูกใช้สำหรับการประมาณค่าคำตอบของสมการคลื่น [64] มี 3 ประการ ประการแรก คือ ประสิทธิภาพการประมาณค่าของ FPM ดีกว่าการประมาณค่าด้วย FFDM และ CFDM โดยการประมาณค่าร่วมกับเทอม Truncation error ความแม่นยำและความถูกต้องสำหรับการคำนวณด้วย FDM สูงมาก ประการที่สอง คือ ฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มมีขอบเขตการคำนวณกว้างมาก $(-\infty, \infty)$ เมื่อเปรียบเทียบกับ FFDM และ CFDM ซึ่งมีขอบเขตการคำนวณในช่วงแคบ ดังนั้นการใช้ฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มจึงมีความสะดวกอย่างมากสำหรับกระบวนการคำนวณ ประการที่สาม คือ ผลลัพธ์จากการใช้วิธี FPM ส่งผลดีต่อการจัดเก็บข้อมูลในระบบคอมพิวเตอร์

หมายถึงคอมพิวเตอร์ใช้หน่วยความจำ (RAM) ที่น้อยสำหรับเก็บข้อมูล เนื่องจาก FPM ใช้ 2 จุดกริด เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อความยาวคลื่นสำหรับการคำนวณ แต่ FFDM และ CFDM ใช้จำนวนจุดกริดต่อความยาวคลื่นมากถึง 10 จุด



รูปที่ 2.40 การประมาณค่าด้วย FPM

2.4.3.1.2 K-space and pseudospectral method

ถึงแม้ว่าวิธีฟูเรียร์ซูดสเปกตรัล (FPM) ถูกใช้เพื่อแก้ปัญความแม่นยำในการคำนวณในเชิงพื้นที่ อย่างไรก็ตามการคำนวณในเชิงขอบเขตของเวลา (Pseudospectral time domain: PTD) เป็นองค์ประกอบที่สำคัญอย่างมากของวิธี FPM สำหรับการคำนวณ ดังนั้นองค์ประกอบของการอนุพันธ์เทียบกับเวลา (K-space method: KSP) ผสมเข้ากับการอนุพันธ์เทียบตำแหน่ง (FPM) ถูกเรียกว่าวิธีการเคสเปซซูดสเปกตรัล (K-space pseudospectral method: KSPM) วิธีการ KSP ใช้รูปแบบการคำนวณจาก Explicit method และ Implicit method ซึ่งใช้หลักการของ Finite difference method (FDM) การหาคำตอบจากสมการคลื่นซึ่งใช้สมการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ด้วยวิธี KSPM มีดังนี้

2.4.3.1.2.1 สมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมด้วย KSPM

สมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์กับต้นกำเนิดเสียงเอกพันธ์ประเภท Force acoustic source (S_F) จากสมการที่ (2.167) ถูกกล่าวซ้ำดังสมการที่ (2.173)

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p + S_F \quad (2.173)$$

เทอมของการอนุพันธ์อันดับที่ 1 เทียบกับเวลาถูกแทนด้วยหลักการ forward finite difference (FFD) ดังนั้น สมการที่ (2.173) กลายเป็นสมการที่ (2.174) กับหลักการ Staggered spatial grid เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{u_\xi^{n+\frac{1}{2}} - u_\xi^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t} = -\frac{1}{\rho_0} \frac{\partial}{\partial \xi} p^n + S_F^n \quad (2.174)$$

เทอมของการอนุพันธ์ตำแหน่งเทียบกับในสมการที่ (2.174) ใช้ความสัมพันธ์ของฟูเรียร์ทรานฟอร์มกับ Derivative of bounded function ดังสมการที่ (1.175) และหลักการของฟูเรียร์ซูดสเปคทรัล (FPM) ดังสมการที่ (1.176)

$$\mathbb{F} \left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} p(\xi, t) \right\} = -\frac{1}{2\pi} \int p(\xi, t) (-ik_\xi) e^{-ik_\xi \xi} d\xi = ik_\xi \mathbb{F} \{ p(\xi, t) \} \quad (2.175)$$

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} p(\xi, t) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \{ ik_\xi \mathbb{F} \{ p(\xi, t) \} \} \quad (2.176)$$

สมการที่ (2.176) ถูกเขียนใหม่กับหลักการ Staggered spatial grid ดังนี้

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} p(\xi + \Delta\xi / 2, t) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \{ ik_\xi \mathbb{F} \{ p(\xi + \Delta\xi / 2, t) \} \} \quad (2.177)$$

คุณสมบัติการเลื่อนตำแหน่งของฟูเรียร์ทรานฟอร์ม (Spatial shift of fourier transform) แสดงดังสมการที่ (2.178)

$$\mathbb{F} \{ f(r + \Delta r) \} = e^{ik\Delta r} \mathbb{F} \{ f(r) \} \quad (2.178)$$

สมการที่ (2.178) กับหลักการ Staggered spatial grid ถูกเขียนใหม่ดังสมการที่ (2.179)

$$\mathbb{F} \{ f(r + \Delta r / 2) \} = e^{ik\Delta r / 2} \mathbb{F} \{ f(r) \} \quad (2.179)$$

สมการที่ (2.179) ถูกแทนในสมการที่ (2.177) ดังนี้

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} p(\xi + \Delta\xi / 2) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \{ ik_\xi e^{ik_\xi \Delta\xi / 2} \mathbb{F} \{ p(\xi, t) \} \} \quad (2.180)$$

สมการที่ (2.180) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.174) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{u_\zeta^{n+\frac{1}{2}} - u_\zeta^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t} = -\frac{1}{\rho_0} \mathbb{F}^{-1} \left\{ i k_\zeta e^{i k_\zeta \Delta t / 2} \mathbb{F} \{ p^n \} \right\} + S_F^n \quad (2.181)$$

หลักการของ Fourier pseudospectral method ถูกใช้เพื่อแก้ปัญหา ความแม่นยำการคำนวณจาก Truncation error ซึ่งเป็นเทอมผลรวมอนันต์ของการอนุพันธ์ที่สูงกว่าในหลักการของ FDM เทียบกับตำแหน่ง อย่างไรก็ตามหลักการ CFFM ซึ่งถูกใช้กับการอนุพันธ์เทียบกับเวลายังคงมีความแปรปรวนทางด้านตัวเลข ดังนั้นการเพิ่มความถูกต้องและแม่นยำสำหรับการอนุพันธ์เทียบกับเวลา [65] ถูกดำเนินการโดยการใช้ตัวดำเนินการ κ ดังนี้

$$\kappa = \frac{\sin(c_0 k \Delta t / 2)}{c_0 k \Delta t / 2} \quad (2.182)$$

จากความสัมพันธ์ $\text{sinc}(\mu) \equiv \sin(\mu) / (\mu)$ สมการที่ (2.182) เขียนใหม่ได้ดังนี้

$$\kappa = \text{sinc}(c_0 k \Delta t / 2) \quad (2.183)$$

โดยที่ κ คือ K-space operator ทำหน้าที่ลดความผิดพลาดสำหรับการอนุพันธ์เชิงเวลา ค่า κ ถูกนำไปหารทางด้านซ้ายของสมการที่ (2.181) ดังสมการที่ (2.184)

$$\frac{u_\zeta^{n+\frac{1}{2}} - u_\zeta^{n-\frac{1}{2}}}{\kappa \Delta t} = -\frac{1}{\rho_0} \mathbb{F}^{-1} \left\{ i k_\zeta e^{i k_\zeta \Delta t / 2} \mathbb{F} \{ p^n \} \right\} + S_F^n \quad (2.184)$$

สมการที่ (2.184) ถูกจัดรูปแบบใหม่ดังนี้

$$u_\zeta^{n+\frac{1}{2}} = u_\zeta^{n-\frac{1}{2}} - \frac{\Delta t}{\rho_0} \mathbb{F}^{-1} \left\{ i k_\zeta \kappa e^{i k_\zeta \Delta t / 2} \mathbb{F} \{ p^n \} \right\} + S_F^n \Delta t \quad (2.185)$$

สมการที่ (2.185) คือ สมการที่ถูกใช้เพื่อคำนวณความเร็วอนุภาคของตัวกลางกับการก้าวของเวลาที่ละครั้ง $(n+1/2)$ ตัวแปรที่อยู่ในสมการที่ (2.185) แสดงดังสมการที่ (2.186)–(2.188) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\xi = \begin{cases} x & \text{if } 1-D \\ x, y & \text{if } 2-D \\ x, y, z & \text{if } 3-D \end{cases} \quad (2.186)$$

$$S_{F_\xi} = v_p \frac{2c_0}{\Delta\xi} \quad (2.187)$$

$$k_\xi = \begin{cases} \left[-\frac{N_\xi}{2}, -\frac{N_\xi}{2} + 1, \dots, \frac{N_\xi}{2} - 1 \right] \frac{2\pi}{\Delta\xi N_\xi} & \text{if } N_\xi = \text{even} \\ \left[-\frac{(N_\xi - 1)}{2}, -\frac{(N_\xi - 1)}{2} + 1, \dots, \frac{(N_\xi - 1)}{2} - 1 \right] \frac{2\pi}{\Delta\xi N_\xi} & \text{if } N_\xi = \text{odd} \end{cases} \quad (2.188)$$

| | | |
|--------|-------------------|---|
| โดยที่ | $u_\xi^{n+1/2}$ | คือ ความเร็วอนุภาคบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครึ่งเดียว ($n+1/2$) |
| | $u_\xi^{n-1/2}$ | คือ ความเร็วอนุภาคบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหลังครึ่งเดียว ($n-1/2$) |
| | p_ξ^n | คือ ความดันของคลื่นบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากที่จุดเริ่มต้นการก้าวของเวลา (n) |
| | n | คือ อันดับการก้าวของเวลา |
| | Δt | คือ ผลต่างของเวลา (sec) |
| | ρ_0 | คือ ความหนาแน่นของตัวกลางที่สภาวะปกติ (Kg/m^3) |
| | \mathbb{F}^{-1} | คือ อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์ม |
| | \mathbb{F} | คือ ฟูเรียร์ทรานฟอร์ม |
| | i | คือ จำนวนจินตภาพ |
| | k_ξ | คือ เวกเตอร์คลื่นที่ไม่ต่อเนื่องบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก |
| | K | คือ K-space operator |
| | $\Delta\xi$ | คือ ผลต่างเชิงตำแหน่งระหว่างจุดกริดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก (m) |
| | N_ξ | คือ จำนวนจุดกริดทั้งหมดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก |
| | v_p | คือ ขนาดของความเร็วอนุภาค (m/s) |
| | c_0 | คือ ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนทรอปิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1500 m/s |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3.1.2 สมการอนุพันธ์เชิงมวลด้วย KSPM

สมการอนุพันธ์เชิงมวลบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์กับต้นกำเนิดเสียงเอกพันธ์ประเภท Force acoustic source (S_M) จากสมการที่ (2.168) ถูกกล่าวซ้ำดังสมการที่ (2.189)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -(2\rho + \rho_0) \nabla \cdot u - u \nabla \cdot \rho_0 + S_M \quad (2.189)$$

เทอม $u \nabla \cdot \rho_0$ ไม่ถูกนำมาพิจารณาเนื่องจากเทอมนี้จะถูกหักล้างเมื่อสมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลกับสมการความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นถูกรวมกันเป็นสมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 2 ดังนั้นสมการที่ (2.189) ถูกเขียนใหม่เป็นสมการที่ (2.190)

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -(2\rho + \rho_0) \nabla \cdot u + S_M \quad (2.190)$$

เทอมของการอนุพันธ์อันดับที่ 1 เทียบกับเวลาถูกแทนด้วยหลักการ Forward finite difference (FFD) ดังนั้นสมการที่ (2.190) กลายเป็นสมการที่ (2.191) ด้วยหลักการ Staggered spatial grid

$$\frac{\rho_\xi^{n+1} - \rho_\xi^n}{\Delta t} = -(2\rho_\xi^{n+1} + \rho_0) \frac{\partial}{\partial \xi} u_\xi^{n+\frac{1}{2}} + S_{M_\xi}^{n+\frac{1}{2}} \quad (2.191)$$

เทอมของการอนุพันธ์ตำแหน่งเทียบกับในสมการที่ (2.191) ใช้ความสัมพันธ์ของฟูเรียร์ทรานฟอร์มกับ Derivative of bounded function และหลักการของฟูเรียร์ซูดอสเปคตรัล (FPM) ดังสมการที่ (2.192)

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} u(\xi, t) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \{ ik_\xi \mathbb{F} \{ u(\xi, t) \} \} \quad (2.192)$$

สมการที่ (2.192) ถูกเขียนใหม่กับหลักการ Staggered spatial grid ดังนี้

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} u(\xi + \Delta\xi / 2, t) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \{ ik_\xi \mathbb{F} \{ u(\xi + \Delta\xi / 2, t) \} \} \quad (2.193)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คุณสมบัติการเลื่อนตำแหน่งของฟูรีเยร์ทรานฟอร์ม (Spatial shift of fourier transform) กับหลักการ Staggered spatial grid แสดงดังสมการที่ (2.194)

$$\mathbb{F}\{f(r + \Delta r / 2)\} = e^{ik\Delta r/2} \mathbb{F}\{f(r)\} \quad (2.194)$$

สมการที่ (2.194) ถูกแทนในสมการที่ (2.193) ดังนี้

$$\left\{ \frac{\partial}{\partial \xi} u(\xi + \Delta \xi / 2, t) \right\} = \mathbb{F}^{-1} \left\{ ik_\xi e^{ik_\xi \Delta \xi / 2} \mathbb{F}\{u(\xi, t)\} \right\} \quad (2.195)$$

สมการที่ (2.195) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.191) ดังนี้

$$\frac{\rho_\xi^{n+1} - \rho_\xi^n}{\Delta t} = -(2\rho_\xi^{n+1} + \rho_0) \mathbb{F}^{-1} \left\{ ik_\xi e^{ik_\xi \Delta \xi / 2} \mathbb{F}\left\{u^{n+\frac{1}{2}}\right\} \right\} + S_{M_\xi}^{n+\frac{1}{2}} \quad (2.196)$$

ดำเนินการ k ถูกเพิ่มเข้าไปในสมการที่ (2.196) สำหรับความถูกต้องและแม่นยำของการอนุพันธ์เทียบกับเวลา ดังนี้

$$\frac{\rho_\xi^{n+1} - \rho_\xi^n}{K \Delta t} = -(2\rho_\xi^{n+1} + \rho_0) \mathbb{F}^{-1} \left\{ ik_\xi e^{ik_\xi \Delta \xi / 2} \mathbb{F}\left\{u^{n+\frac{1}{2}}\right\} \right\} + S_{M_\xi}^{n+\frac{1}{2}} \quad (2.197)$$

สมการที่ (2.197) ถูกจัดรูปแบบใหม่ดังสมการที่ (2.198)

$$\rho_\xi^{n+1} = \frac{\rho_\xi^n - \rho_0 \Delta t \mathbb{F}^{-1} \left\{ ik_\xi K e^{-ik_\xi \Delta \xi / 2} \mathbb{F}\left\{u_\xi^{n+\frac{1}{2}}\right\} \right\} + S_{M_\xi}^{n+\frac{1}{2}} \Delta t}{1 + 2\Delta t \mathbb{F}^{-1} \left\{ ik_\xi K e^{-ik_\xi \Delta \xi / 2} \mathbb{F}\left\{u_\xi^{n+\frac{1}{2}}\right\} \right\}} \quad (2.198)$$

สมการที่ (2.198) คือ สมการที่ถูกใช้เพื่อคำนวณความหนาแน่นของตัวกลางกับการเปลี่ยนแปลงของเวลาที่ละครั้งเดียว ($t+1/2$) ตัวแปรที่อยู่ในสมการที่ (2.198) แสดงดังสมการที่ (2.199) – (2.201) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\xi = \begin{cases} x & \text{if 1-D} \\ x, y & \text{if 2-D} \\ x, y, z & \text{if 3-D} \end{cases} \quad (2.199)$$

$$S_{M_\xi} = \frac{p}{c_0^2 D} \frac{2c_0}{\Delta\xi} \quad (2.200)$$

$$k_\xi = \begin{cases} \left[-\frac{N_\xi}{2}, -\frac{N_\xi}{2} + 1, \dots, \frac{N_\xi}{2} - 1 \right] \frac{2\pi}{\Delta\xi N_\xi} & \text{if } N_\xi = \text{even} \\ \left[-\frac{(N_\xi - 1)}{2}, -\frac{(N_\xi - 1)}{2} + 1, \dots, \frac{(N_\xi - 1)}{2} - 1 \right] \frac{2\pi}{\Delta\xi N_\xi} & \text{if } N_\xi = \text{odd} \end{cases} \quad (2.201)$$

- โดยที่ ρ_ζ^{n+1} คือ ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครั้งเดียว ($n+1$)
- ρ_ζ^n คือ ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหลังครั้งเดียว (n)
- $u_\zeta^{n+\frac{1}{2}}$ คือ ความเร็วอนุภาคของตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากที่จุดเริ่มต้นการก้าวของเวลา ($n+1/2$)
- n คือ อันดับการก้าวของเวลา
- Δt คือ ผลต่างของเวลา (s)
- ρ_0 คือ ความหนาแน่นของตัวกลางที่สภาวะแอมเบียนท์ (Kg/m^3)
- \mathbb{F}^{-1} คือ อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์ม
- \mathbb{F} คือ ฟูรีร์ทรานฟอร์ม
- i คือ จำนวนจินตภาพ
- k_ξ คือ เวกเตอร์คลื่นที่ไม่ต่อเนื่องบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก
- K คือ K-space operator
- $\Delta\xi$ คือ ผลต่างเชิงตำแหน่งระหว่างจุดกริดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก (m)
- N_ξ คือ จำนวนจุดกริดทั้งหมดบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉาก
- p คือ แอมพลิจูดความดันของคลื่นเสียง (Pa)
- D คือ จำนวนมิติของแบบจำลองคลื่นเสียงบนตัวกลาง
- c_0 คือ ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนทรอปิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1500 m/s

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3.1.2.3 ความดันและความหนาแน่นด้วย KSPM

สมการความสัมพันธ์ระหว่างความดันและความหนาแน่นบน

ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์จากสมการที่ (2.163) ถูกกล่าวซ้ำดังสมการที่ (2.202)

$$p = c_0^2 \left(\rho + d \cdot \nabla \rho_0 - L\rho + \frac{B}{2A} \frac{\rho^2}{\rho_0} \right) \quad (2.202)$$

สมการที่ (2.202) ถูกเขียนใหม่ด้วยหลักการ Finite difference time domain ดังนี้

$$p^{n+1} = c_0^2 \left(\rho^{n+1} + d \cdot \nabla \rho_0 - L\rho^{n+1} + \frac{B}{2A} \frac{(\rho^{n+1})^2}{\rho_0} \right) \quad (2.203)$$

เทอม $d \cdot \nabla \rho_0$ ถูกตัดทิ้งเนื่องจากเทอมนี้จะถูกหักล้างระหว่างการแก้สมการคลื่นที่เป็นสมการอนุพันธ์อันดับที่ 2 ซึ่งเกิดจากการรวมกันของสมการอนุรักษ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลกับสมการความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นและความดัน ดังนั้นสมการจึงถูกเขียนใหม่ดังนี้

$$p^{n+1} = c_0^2 \left(\rho^{n+1} - \mathbb{L} + \frac{B}{2A} \frac{(\rho^{n+1})^2}{\rho_0} \right) \quad (2.204)$$

$$\mathbb{L} = L\rho^{n+1} \quad (2.205)$$

$$\mathbb{L} = \left\{ \tau \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{y-1}{2}} \rho^{n+1} \right\} + \left\{ \eta (-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}} \rho^{n+1} \right\} \quad (2.206)$$

เทอมของ Fractional Laplacian ซึ่งคือ $(-\nabla^2)^{\frac{y-1}{2}}$ และ $(-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}}$ ที่อยู่ในสมการที่ (2.206) เป็นเทอมที่มีความยุ่งยากสำหรับการคำนวณ ดังนั้นเทอมเหล่านี้ต้องถูกแปลงให้อยู่ในฟอร์มที่ไม่ซับซ้อนโดยใช้ Fourier transform สมการแปลงเทอม Fractional Laplacian ด้วย Fourier transform แสดงดังนี้

$$\mathbb{F}\left\{(-\nabla^2)^a \rho\right\} = k^{2a} \mathbb{F}\{\rho\} \quad (2.207)$$

จากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.207) ที่กล่าวไปข้างต้น อินเวอร์สและฟอร์เวิร์ดฟูเรียร์ทรานฟอร์มถูกคูณตลอดทั้งสมการที่ (2.206) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\mathbb{F}^{-1}\{\mathbb{F}\{\mathbb{L}\}\} = \mathbb{F}^{-1}\left\{\mathbb{F}\left\{\tau\frac{\partial}{\partial t}(-\nabla^2)^{\frac{y}{2}-1}\rho^{n+1}\right\}\right\} + \mathbb{F}^{-1}\left\{\mathbb{F}\left\{\eta(-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}-1}\rho^{n+1}\right\}\right\} \quad (2.208)$$

สมการที่ (2.208) ถูกจัดรูปแบบใหม่ได้ดังสมการที่ (2.209)

$$\mathbb{L} = \tau\mathbb{F}^{-1}\left\{\frac{\partial}{\partial t}\mathbb{F}\left\{(-\nabla^2)^{\frac{y}{2}-1}\rho^{n+1}\right\}\right\} + \eta\mathbb{F}^{-1}\left\{\mathbb{F}\left\{(-\nabla^2)^{\frac{y+1}{2}-1}\rho^{n+1}\right\}\right\} \quad (2.209)$$

วงเล็บด้านในสุดของทั้ง 2 เทอม ด้านซ้ายของสมการถูกแปลงฟอร์มจากสมการความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.207) ดังสมการที่ (2.210)

$$\mathbb{L} = \tau\mathbb{F}^{-1}\left\{\frac{\partial}{\partial t}\left(k^{y-2}\mathbb{F}\{\rho^{n+1}\}\right)\right\} + \eta\mathbb{F}^{-1}\left\{k^{y-1}\mathbb{F}\{\rho^{n+1}\}\right\} \quad (2.210)$$

จัดรูปแบบสมการที่ (2.210) กลายเป็นสมการที่ (2.211) และ (2.212) ดังนี้

$$\mathbb{L} = \tau\mathbb{F}^{-1}\left\{\left(k^{y-2}\mathbb{F}\left\{\frac{\partial}{\partial t}\rho^{n+1}\right\}\right)\right\} + \eta\mathbb{F}^{-1}\left\{k^{y-1}\mathbb{F}\{\rho^{n+1}\}\right\} \quad (2.211)$$

$$\rho^{n+1} = \sum_{\xi} \rho_{\xi}^{n+1} \quad (2.212)$$

สมการการอนุพันธ์เชิงมวลบนตัวกลางเอกพันธ์ในสมการที่ (2.211) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.212) เพื่อเลี่ยงการติดเทอมการอนุพันธ์เทียบกับเวลา หลังจากนั้นสมการนี้ถูกแทนลงในสมการที่ (2.211) เพื่อกลายเป็นสมการที่ (2.213) ดังนี้

$$\mathbb{L} = -\tau\mathbb{F}^{-1}\left\{\left(k^{y-2}\mathbb{F}\left\{\rho_0\sum_{\xi}\frac{\partial}{\partial\xi}u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}}\right\}\right)\right\} + \eta\mathbb{F}^{-1}\left\{k^{y-1}\mathbb{F}\{\rho^{n+1}\}\right\} \quad (2.213)$$

สมการที่ (2.213) ถูกแทนลงในสมการที่ (2.204) ได้ดังนี้

$$p^{n+1} = c_0^2\left(\rho^{n+1} + \tau\mathbb{F}^{-1}\left\{\left(k^{y-2}\mathbb{F}\left\{\rho_0\sum_{\xi}\frac{\partial}{\partial\xi}u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}}\right\}\right)\right\}\right) - \eta\mathbb{F}^{-1}\left\{k^{y-1}\mathbb{F}\{\rho^{n+1}\}\right\} + \frac{B}{2A}\frac{(\rho^{n+1})^2}{\rho_0} \quad (2.214)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวแปรที่อยู่ในสมการที่ (2.214) แสดงดังสมการที่ (2.215) – (2.217) ดังนี้

$$\tau = -2\alpha_0 c_0^{y-1} \quad (2.215)$$

$$\eta = 2\alpha_0 c_0^y \tan(\pi y / 2) \quad (2.216)$$

$$k = \sqrt{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} \quad (2.217)$$

- โดยที่ p^{n+1} คือ ความดันของคลื่นบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาที่ $n+1$
- ρ^{n+1} คือ ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาที่ $n+1$
- $u_\xi^{n+1/2}$ คือ ความหนาแน่นตัวกลางบนแต่ละแนวแกนของระบบพิกัดฉากกับการก้าวของเวลาไปข้างหน้าครั้งเดียว $n+1/2$
- ρ_0 คือ ความหนาแน่นของตัวกลางที่สภาวะแอมเบียนท์ (kg/m^3)
- τ คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นเสียงบนตัวกลาง
- η คือ สัมประสิทธิ์การกระจายตัวของคลื่นเสียงบนตัวกลาง
- \mathbb{F}^{-1} คือ อินเวอร์สฟูเรียร์ทรานฟอร์ม
- \mathbb{F} คือ ฟูเรียร์ทรานฟอร์ม
- k คือ เลขคลื่น
- y คือ กฎการยกกำลังของเอ็กซ์โพเนนเชียล
- c_0 คือ ความเร็วคลื่นเสียงไอเซนทรอปิกซึ่งมีค่าเท่ากับ 1500 m/s
- B/A คือ พารามิเตอร์ความไม่เป็นเชิงเส้น

สมการที่ (2.214) เป็นสมการความสัมพันธ์ความหนาแน่นและความดันของคลื่นเสียงบนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเอกพันธ์

2.4.4 K-wave toolbox

K-wave toolbox คือ กล่องเครื่องมือที่ถูกสร้างจากนักเขียนโปรแกรม กล่องเครื่องมือมีฟังก์ชันที่สนับสนุนการทำงานกับซอฟต์แวร์แมทแลปเนื่องจากภาษาคอมพิวเตอร์ที่ถูกสร้างขึ้นเป็นภาษาเดียวกัน ภายในกล่องเครื่องมือมีฟังก์ชันที่ใช้สร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของคลื่นผ่านตัวกลางหลายฟังก์ชัน ฟังก์ชันหลักที่ถูกใช้สำหรับประวัติความดันคลื่นเสียง คือ ฟังก์ชัน

“kspaceFirstOrder2D” ฟังก์ชันนี้ประกอบด้วยสมการที่สำคัญ คือ สมการอนุกรมเชิงมวล สมการเอกสารถือเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อนุรักษเชิงโมเมนตัม และ สมการความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันกับความหนาแน่น ร่วมกับการใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข KSPM ฟังก์ชันที่ถูกนำมาใช้สำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมด้วยความร้อนและด้วยคลื่นอัลตราซาวด์แสดงดังตารางที่ 2.3

เหตุผลที่กล่องเครื่องมือ K-wave นำเอาสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 1 มาใช้ในการหาคำตอบมีดังนี้

1. เทอมของต้นกำหนดคลื่นเสียงสามารถถูกรวมเข้ากับสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 1 และเข้ากับวิธี KSPM

2. การคำนวณเลเยอร์การดูดกลืนคลื่นเสียง (Perfectly match layer: PML) ถูกติดตั้งที่ขอบของแบบจำลองเพื่อดูดกลืนคลื่นที่เคลื่อนที่ไปยังขอบของแบบจำลอง สมการ PML เป็นสมการอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 1 เช่นเดียวกันและการหาคำตอบจากสมการอนุพันธ์อันดับที่ 1 ง่ายกว่าการอนุพันธ์อันดับสูง

3. ประสิทธิภาพความต่อเนื่องในการคำนวณเริ่มจากสมการอนุรักษเชิงโมเมนตัมไปยังสมการอนุรักษเชิงมวลและสมการความสัมพันธ์ระหว่างความดันกับความหนาแน่นเป็นไปอย่างง่ายเนื่องจากเป็นสมการอนุพันธ์อันดับ 1

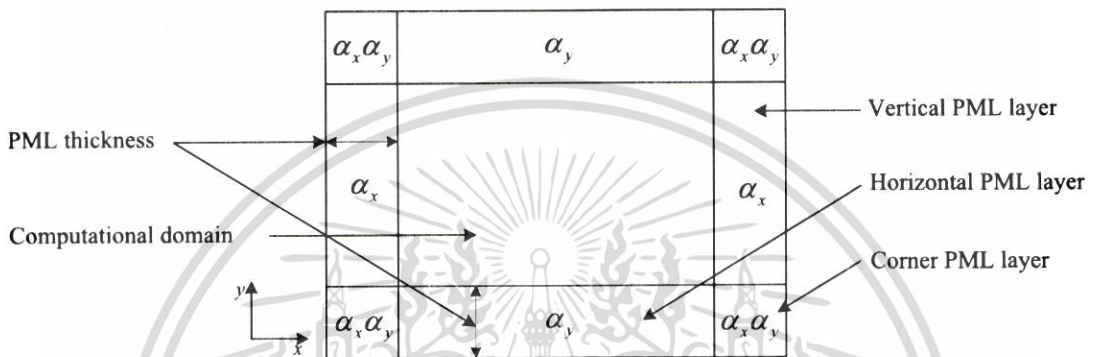
ตารางที่ 2.3 คำสั่งที่ถูกใช้จากกล่องเครื่องมือ K-wave ของซอฟต์แวร์แมทแล็บ

| คำสั่ง | วัตถุประสงค์ |
|--------------------|---|
| makeLine | สร้างเส้นตรงบนแบบจำลอง |
| makeDisc | สร้างวงกลมบนแบบจำลอง |
| makeCircle | สร้างเส้นรอบวงกลมบนแบบจำลอง |
| makeArc | สร้างเส้นโค้งบนแบบจำลอง |
| kWaveGrid | กำหนดขนาดของแบบจำลอง (N_x , dx , N_y และ dy) |
| createCWSignals | สร้างคลื่นโดยการกำหนดแอมพลิจูดและเฟส |
| kspaceFirstOrder2D | คำนวณและบันทึกประวัติความดันของคลื่นเสียงด้วยสมการคลื่นอนุพันธ์บางส่วนอันดับที่ 1 กับหลักการประมาณค่า KSPM บนแบบจำลอง |
| extractAmpPhase | แยกข้อมูลแอมพลิจูดและเฟสที่ความถี่เจาะจงจากข้อมูลประวัติความดันของคลื่น |
| kWaveDiffusion | คำนวณและบันทึกประวัติความร้อนบนแบบจำลองด้วยหลักการถ่ายเทความร้อนไปไอฮิทบนแบบจำลอง |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.5 ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสำหรับเลย์เออร์การดูดกลืนคลื่นเสียง

เลย์เออร์การดูดกลืนคลื่นเสียง (Anisotropic perfectly match layer : PML) คือ บริเวณที่ทำหน้าที่ดูดกลืนคลื่นเสียงที่บริเวณขอบของแบบจำลองในซอฟต์แวร์ดังรูปที่ 2.41 คลื่นเสียงสามารถทะลุผ่านขอบของแบบจำลองจากด้านซ้ายไปขวาหรือขวาไปซ้ายและจากบนลงล่างหรือจากล่างขึ้นบนถ้าหากว่าชั้น PML ไม่ได้ถูกกำหนดขึ้นภายในแบบจำลอง ผลการคำนวณคลื่นเสียงบนแบบจำลองที่ปราศจากชั้น PML นั้นย่อมไม่มีความถูกต้อง



รูปที่ 2.41 ขอบเขตของเลย์เออร์ดูดกลืนคลื่นเสียง

กล่องเครื่องมือ K-wave ในซอฟต์แวร์แมทแลบตามปกติใช้หลักการ K-space (KSM) and pseudospectral method (PSDM) เพื่อคำนวณค่าความดันคลื่นเสียงที่ขึ้นกับตำแหน่งและเวลาบนแบบจำลอง วิธี KSM ใช้หลักการ Forward finite difference เทียบกับการอนุพันธ์เวลา วิธี PSDM ใช้หลักการ Fourier collocation method เทียบกับการอนุพันธ์ตำแหน่งซึ่งเป็นแบบพีริออดิกซ์ ดังนั้นตำแหน่งที่บริเวณขอบของแบบจำลองจึงมีความต่อเนื่องกัน คลื่นภายในแบบจำลองที่ปราศจาก PML สามารถเคลื่อนที่จากขอบของแบบจำลองทะลุไปยังขอบด้านที่อยู่ตรงข้ามได้

คุณสมบัติของชั้น PML ที่ติภายในแบบจำลอง คือ ความสามารถดูดกลืนคลื่นเสียงได้โดยปราศจากการสะท้อนกลับเข้าไปภายในพื้นที่การคำนวณ หลักการดูดกลืนคลื่นเสียงของเลย์เออร์ PML แสดงดังสมการที่ (2.218)–(2.223) ซึ่งใช้หลักการการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงผ่านตัวกลางโฮโมจีเนียสร่วมกับการเพิ่มเทอมของการดูดกลืนคลื่นเสียงในสมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวล

$$\frac{\partial u_\xi}{\partial t} = -\frac{1}{\rho_0} \frac{\partial p}{\partial \xi} - \alpha_\xi u_\xi \quad (2.218)$$

$$\frac{\partial \rho_\xi}{\partial t} = -\rho_0 \frac{\partial u_\xi}{\partial \xi} - \alpha_\xi \rho_\xi \quad (2.219)$$

$$p = c_0^2 \rho_\xi \quad (2.220)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\alpha_\xi = \alpha_{\max} \left(\frac{\xi - \xi_0}{\xi_{\max} - \xi_0} \right)^m \quad (2.221)$$

$$\alpha_{\max} = A \frac{c_0}{\Delta\xi} \quad (2.222)$$

$$\rho_\xi = \rho_x + \rho_y + \rho_z \quad (2.223)$$

โดยที่ α_ξ คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นเสียงแบบแอนไอโซทรอปิกกับองค์ประกอบการดูดกลืนตามแนวแกนในระบบพิกัดฉาก (Np/sec)

ρ_ξ คือ ผลรวมความหนาแน่นของคลื่นเสียงในระบบพิกัดฉากซึ่งกล่องเครื่องมือ K-wave ใช้สำหรับการคำนวณตามหลักการของ Berenger's original split-field formulation

ξ_0 คือ จุดพิกัดเริ่มต้นของเลเยอร์ PML

ξ_{\max} คือ จุดพิกัดสุดท้ายของเลเยอร์ PML

ξ คือ จุดพิกัดที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ในเลเยอร์ PML

สมการที่ (2.222) ถูกนำมาใช้สำหรับการคำนวณสัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นในเลเยอร์ PML สมการนี้เป็นตัวเลือกที่ดีที่สุดที่เพิ่มประสิทธิภาพการดูดกลืนคลื่นเสียงปราศจากการสะท้อนกลับเข้ามาภายในแบบจำลองกับการใช้ความหนาแน่นของ PML ที่ถูกใช้น้อยมาก ค่าของ m และ A จากสมการที่ (2.221) และ (2.222) ตามลำดับถูกกำหนดเป็น $m=4$ และ $A=4$ เพื่อลดแอมพลิจูดของคลื่นให้น้อยที่สุดจากการสะท้อนที่ขอบเขตของเลเยอร์ PML สำหรับการดำเนินงานของเลเยอร์ PML อย่างสมดุลภายในแบบจำลอง [65] สมการที่ (2.221) ถูกแทนค่าตัวแปรดังนี้

$$\alpha_\xi = 4 \frac{c_0}{\Delta x} \left(\frac{\xi - \xi_0}{\xi_{\max} - \xi_0} \right)^4 \quad (2.224)$$

ค่าของสัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่นเสียง α_ξ ถูกพิจารณาได้ในหลายเงื่อนไขในระบบพิกัดฉาก ตำแหน่งคลื่นเสียงที่อยู่ด้านนอกและด้านในขอบเขตของเลเยอร์ PML มีค่าสัมประสิทธิ์ α_ξ ดังนี้

$$\alpha_\xi = \{\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z\} \quad (2.225)$$

$$\alpha_\xi = \{0, 0, 0\} \quad (2.226)$$

ตำแหน่งที่เลเยอร์ PML ตั้งฉากกับแนวแกน x แนวแกน y และแนวแกน z มีค่าสัมประสิทธิ์ α_ξ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\alpha_\xi = \{\alpha_x, 0, 0\} \quad (2.227)$$

$$\alpha_\xi = \{0, \alpha_y, 0\} \quad (2.228)$$

$$\alpha_\xi = \{0, 0, \alpha_z\} \quad (2.229)$$

ดังนั้นหลักการสัมประสิทธิ์การคูณกลืนคลื่นเสียงเป็นแบบแอนไอโซทรอปิกและสัมประสิทธิ์นี้ดำเนินการโดยตรงกับสมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลนั้นเป็นสิ่งยืนยันที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านเลเยอร์ PML ปรากฏจากการสะท้อนมายังบริเวณพื้นที่การคำนวณ

สมการอนุพันธ์เชิงโมเมนตัมและเชิงมวลสำหรับเลเยอร์ PML ดังสมการที่ (2.218) และ (2.219) ตามลำดับ ถูกเปลี่ยนรูปโดยการใช้ความสัมพันธ์ทางแคลคูลัส [65] ดังสมการที่ (2.230) เพื่อที่จะเป็นรูปใหม่ดังสมการที่ (2.231) และ (2.232) ตามลำดับ

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} + \alpha\right)f + Q = 0 \rightarrow \frac{\partial}{\partial t}(e^{\alpha t} f) + e^{\alpha t} Q = 0 \quad (2.230)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(e^{\alpha_\xi t} u_\xi) + e^{\alpha_\xi t} \frac{1}{\rho_0} \frac{\partial p}{\partial \xi} = 0 \quad (2.231)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(e^{\alpha_\xi t} \rho_\xi) + \rho_0 e^{\alpha_\xi t} \frac{\partial u_\xi}{\partial \xi} = 0 \quad (2.232)$$

สมการที่ (2.231) และ (2.232) ถูกเขียนใหม่ดังสมการที่ (2.233) และ (2.234) ตามลำดับ ด้วยหลักการ First order finite difference เทียบกับเวลาในรูปแบบการก้าวครึ่งของเวลา (Staggered scheme) ดังนี้

$$\frac{e^{\alpha_\xi(n+\frac{1}{2})} u_\xi^{n+\frac{1}{2}} - e^{\alpha_\xi(n-\frac{1}{2})} u_\xi^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t} = -e^{\alpha_\xi n} \frac{1}{\rho_0} \frac{\partial}{\partial \xi} p_\xi^n \quad (2.233)$$

$$\frac{e^{\alpha_\xi(n+1)} \rho_\xi^{n+1} - e^{\alpha_\xi n} \rho_\xi^n}{\Delta t} = -e^{\alpha_\xi n} \rho_0 \frac{\partial}{\partial \xi} u_\xi^{n+\frac{1}{2}} \quad (2.234)$$

สมการที่ (2.233) และ (2.234) ถูกจัดรูปแบบใหม่โดยการย้ายข้างตัวแปรดังสมการที่ (2.235) และ (2.236) ตามลำดับ ดังนี้

$$u_\xi^{n+\frac{1}{2}} = e^{-\alpha_\xi \Delta t / 2} \left(e^{-\alpha_\xi \Delta t / 2} u_\xi^{n-\frac{1}{2}} - \Delta t \frac{1}{\rho_0} \frac{\partial}{\partial \xi} p_\xi^n \right) \quad (2.235)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\rho_{\xi}^{n+1} = e^{-\alpha_{\xi}\Delta t/2} \left(e^{-\alpha_{\xi}\Delta t/2} \rho_{\xi}^n - \Delta t \rho_0 \frac{\partial}{\partial \xi} u_{\xi}^{n+\frac{1}{2}} \right) \quad (2.236)$$

2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี ค.ศ. 1979 Hannemann R.J. *et al* [11] ทำการทดลองเกี่ยวกับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟที่ 2450 MHz เทคโนโลยีนี้เป็นเครื่องมือลำไมโครเวฟคู่ที่ถูกรวบรวมตรงข้ามรูปแบบขนานกันในแนวราบ (Parallel-opposed dual beam) กำลังของเครื่องลำไมโครเวฟคู่มีค่ามากที่สุดที่ 200 W พื้นที่ที่อยู่ระหว่างลำไมโครเวฟคู่ คือ เนื้ออกซึ่งเป็นเป้าหมายของการรักษา เนื้ออกซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 cm ได้รับจากหนูทดลองที่ถูกฉีดยาด้วยเซลล์มะเร็ง เนื้ออกจะฝังตัวที่ขาของหนูใกล้กับกระดูกต้นขา (Femur) ซึ่งติดกับหลอดเลือด เนื้ออกนี้มีคุณสมบัติทางกายภาพคล้ายคลึงกับกล้ามเนื้อคน ความร้อนบนเนื้อเยื่อมะเร็งถูกตรวจวัดโดยโพลิวัดอุณหภูมิ สภาพแวดล้อมของเนื้อเยื่อมะเร็งถูกสร้างเป็นของเหลวร้อนที่ไม่นำไฟฟ้าเพื่อรักษาระดับอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อให้คงที่ในระหว่างการทดลอง อ่างใสของเหลวไม่นำไฟฟ้ามีอุณหภูมิที่ 42.9 °C กำลังเครื่องลำไมโครเวฟคู่ที่ใช้ในการทดลองถูกปรับที่ 7.6 W พื้นที่หน้าตัดของลำไมโครเวฟแต่ละลำคือ 0.0022 m² ตำแหน่งความร้อนบนเนื้อเยื่อถูกพิจารณา 2 ตำแหน่ง ได้แก่ ตำแหน่งที่จุดศูนย์กลางเนื้อเยื่อและตำแหน่งที่อยู่ใกล้กระดูกต้นขาติดกับหลอดเลือด ผลการทดลองพบว่าอุณหภูมิที่ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมีค่าสูงกว่าตำแหน่งที่ใกล้หลอดเลือดเนื่องจากเลือดในหลอดเลือดเป็นตัวระบายความร้อน ข้อมูลอุณหภูมิทางการทดลองถูกตรวจสอบโดยการเปรียบเทียบกับข้อมูลทางทฤษฎีซึ่งใช้หลักการถ่ายเทความร้อนเชิงซีวะของ Pennes ผลการเปรียบเทียบอุณหภูมิระหว่างการทดลองและทฤษฎีมีความสอดคล้องกันและเป็นที่ยอมรับ การหาความร้อนบนเนื้อเยื่อจากการทดลองหรือแบบจำลองมีบทบาทสำคัญสำหรับการพัฒนาอุปกรณ์บำบัดด้วยความร้อนทางด้านวิศวกรรมสำหรับการรักษามะเร็ง

ในปี ค.ศ. 2002 Tabei *et al.* [21] เสนอวิธี Present k-space สำหรับการคำนวณการกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสภายในแบบจำลองที่มีขนาดใหญ่ (Large-scale simulation) วิธี Present k-space นี้ใช้แก้สมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 ด้วยวิธีเชิงตัวเลขที่คล้ายคลึงกับ Finite difference method โดยการคำนวณจุดกริดเชิงตำแหน่งและเวลา (Staggered spatial and temporal grids) สิ่งที่ว่าวิธี Present k-space คล้ายคลึงกับวิธี Previous k-space ที่ขึ้นอยู่กับสมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 2 คือ ความแม่นยำและความถูกต้องที่สูงมากสำหรับตัวกลางตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสค่อนข้างต่ำ นอกจากนี้สิ่งที่แตกต่างกัน คือ วิธี Present k-space มีเงื่อนไขการดูดกลืนคลื่น (Relaxation absorption) และเงื่อนไขการไม่มีการสะท้อนกลับของคลื่นที่บริเวณ

Perfectly matched layer (PML) ตัวอย่างเชิงตัวเลขในบทความนี้แสดงให้เห็นถึงความสามารถ
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางการคำนวณของวิธี Present and previous k-space ผลการเปรียบเทียบพบว่าวิธี Present k-space และ วิธี Previous k-space มีความเสถียรและความแม่นยำที่สูงมากบนตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสค่อนข้างต่ำ ในกรณีที่ตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสค่อนข้างมาก วิธี Present k-space ถูกรวมเข้ากับ Smoothing approach เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณ อย่างไรก็ตามวิธี Previous k-space มีการสุ่มเวลาและตำแหน่งอย่างหยาบเพื่อได้รับผลที่มีความแม่นยำสูง ดังนั้นวิธี Present k-space ที่ถูกใช้ร่วมกับเงื่อนไขการดุดกลื่นคลื่นและการไม่สะท้อนกลับของคลื่นที่บริเวณ PML มีความเหมาะสมมากกว่าเพื่อสร้างแบบจำลองขนาดใหญ่ที่มีความสมจริงสำหรับการถ่ายภาพล้าอัลตราซาวด์

ในปี ค.ศ. 2007 Hariharan P. *et al* [12] ศึกษาการไหลเวียนเลือดภายในหลอดเลือดที่มีผลต่อจุดโฟกัสของ HIFU (High intensity focused ultrasound) สำหรับประสิทธิภาพการรักษาซึ่งเป้าหมายอยู่ใกล้กับหลอดเลือดภายในแบบจำลอง ความเข้มอัลตราซาวด์ที่ใช้มีค่าไม่มากพอที่จะก่อให้เกิดฟองอากาศ การเดือด และการกระจายตัวแบบไม่เป็นเชิงเส้นบนเนื้อเยื่อ แต่ความเข้มนี้สูงเพียงพอ (Moderate intensity) ที่ทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย แบบจำลองใช้สมการคลื่นพาราโบลา KZK เชิงเส้นเพื่อคำนวณการกระจายตัวของคลื่นเสียงและใช้สมการการถ่ายเทความร้อนเชิงชิวะเพื่อคำนวณความร้อนบนเนื้อเยื่อ การไหลของเลือดในหลอดเลือดอาศัยหลักการของไหลนิวโตเนียนซึ่งอธิบายด้วยสมการอนุรักษ์เชิงมวลและโมเมนตัม แบบจำลองถูกตรวจสอบเพื่อยืนยันว่าเนื้อเยื่อไม่มีฟองอากาศและผลของการไม่เป็นเชิงเส้น อุณหภูมิและปริมาตรของจุดโฟกัสถูกคำนวณรวมกับการวางแนวล้าอัลตราซาวด์ที่ตั้งฉากและขนานกับหลอดเลือดถูกประมวลผลจากแบบจำลอง นอกจากนี้ความเข้มของการโฟกัสแบบเดี่ยวและแบบหลายจุดใกล้กับหลอดเลือดถูกพิจารณาเพื่อสังเกตความแตกต่าง ผลจากแบบจำลองแสดงให้เห็นว่าจุดโฟกัสที่อยู่ใกล้กับหลอดเลือดทั้งแนวราบและแนวตั้งฉากมีขนาดเล็กลงกว่าเดิม จุดโฟกัสจากกรณีล้าอัลตราซาวด์ขนานกับหลอดเลือดมีขนาดเล็กลงกว่าเดิม 40 % เทียบกับกรณีที่ไม่มีหลอดเลือด ในทำนองเดียวกัน ในกรณีล้าอัลตราซาวด์ตั้งฉากกับหลอดเลือด ขนาดจุดโฟกัสลดลงจากเดิมเพียง 20 % อย่างไรก็ตามถ้าหากระยะระหว่างหลอดเลือดและจุดโฟกัสมีขนาดมากกว่าความกว้างล้าอัลตราซาวด์ ขนาดจุดโฟกัสจะไม่ได้รับอิทธิพลจากการไหลเวียนของเลือด การโฟกัสแบบหลายจุดได้รับอิทธิพลจากการไหลเวียนของเลือดน้อยกว่าการโฟกัสเพียงจุดเดียว ข้อมูลจากแบบจำลองได้เสนอว่าขนาดจุดโฟกัสจาก HIFU ทรานสดิวเซอร์ควรถูกปรับให้มีขนาดใหญ่กว่าเดิม 2 เท่า สำหรับการรักษาในบริเวณเป้าหมายที่อยู่ใกล้กับหลอดเลือด

ในปี ค.ศ. 2010 Piotr G.A.S. [13] สร้างแบบจำลองการรักษาเนื้องอกที่เกิดขึ้นบริเวณช่องท้องของผู้ป่วยด้วยความร้อนโดยเทคโนโลยีคลื่นวิทยุและคลื่นไมโครเวฟ เทคโนโลยีนี้ซึ่งถูกใช้เป็นตัวกำเนิดความร้อนมีลักษณะเป็นขดลวดวงกลม ร่างกายของผู้ป่วยถูกวางด้านในของขดลวดที่ตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้องอกซึ่งมีรัศมี 2.5 cm ความร้อนที่ทำให้เนื้องอกถูกทำลายอยู่ในช่วง 40 – 44 °C กระแสไฟฟ้าถูกปล่อยและเคลื่อนที่บนขดลวดวงกลมเพื่อสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับการทำลายเนื้องอกแบบจำลองเชิงวิเคราะห์นี้ใช้สมการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของแมกซ์เวลล์สำหรับการหาความหนาแน่นกระแสจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนร่างกายผู้ป่วยและใช้สมการถ่ายเทความร้อนเชิงซีวะสำหรับการหาประวัติอุณหภูมิบนเนื้องอก ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่ถูกใช้สำหรับการหาคำตอบความหนาแน่นกระแสและประวัติความร้อนคือ finite different method ผลการคำนวณจากแบบจำลองพบว่าที่สภาวะความร้อนคงที่ที่เวลา 6000 วินาที จุดศูนย์กลางเนื้องอกมีอุณหภูมิสูงที่สุดที่ 43 °C เมื่อเทียบกับบริเวณอื่นข้างเคียง บริเวณเส้นรอบวงของเนื้องอกที่ขอบบนกับล่างและขอบซ้ายกับขวามีอุณหภูมิแตกต่างกันที่สภาวะคงที่ของความร้อนเนื่องจากการกระจายตัวที่ไม่สม่ำเสมอของการใช้ต้นกำเนิดความร้อนด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ขอบบนและล่างมีอุณหภูมิเท่ากันที่ 40.5 °C ขอบซ้ายและขวามีอุณหภูมิเท่ากันที่ 39.5 °C รูปแบบการรักษามะเร็งด้วยความร้อนถูกนำไปประยุกต์ใช้รักษา มะเร็งที่อวัยวะต่างๆ เช่น เต้านม ผิวหนัง หัว คอ หลอดอาหาร ต่อมลูกหมาก ปากมดลูก และ กระเพาะปัสสาวะ เป็นต้น

ในปี ค.ศ. 2010 Treeby B.E. *et al* [22] สร้างแบบจำลองการลดทอนคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อโฮโมจีเนียสเชิงซีวะด้วย Fractional Laplacian operator โดย k-space pseudospectral method (KSPM) เพื่อแก้ปัญหาการเก็บข้อมูลจำนวนมากในหน่วยความจำสำหรับแบบจำลอง 3 มิติ โอเปอร์เรเตอร์นี้ประกอบด้วยเทอมการดูดกลืนและเทอมการกระเจิงของคลื่น บทความวิจัยหลายบทความที่กล่าวถึง Fractional Laplacian operator ถูกทบทวน โอเปอร์เรเตอร์ที่เหมาะสมจากการทบทวนถูกใช้เพื่อพัฒนา adiabatic equation of state ที่ประกอบด้วยเทอมการดูดกลืนและเทอมการกระเจิง สมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 นี้ ได้แก่ 1) equation of motion 2) equation of continuity และ 3) adiabatic equation of state ถูกแก้สมการโดย KSPM เพื่อคำนวณการดูดกลืนคลื่นเสียง ความเร็วเสียง และ ความดันคลื่นเสียงบนตัวกลางในแบบจำลอง 1-3 มิติ ผลการคำนวณจากแบบจำลอง 1 มิติ และ 2 มิติ ด้วย KSPM ถูกเปรียบเทียบกับผลการคำนวณเชิงวิเคราะห์ (Analytical results) ผลการเปรียบเทียบระหว่าง KSPM และ Analytical results มีความสอดคล้องกันอย่างไม่มีความผิดพลาดและมีความเห็นด้วยว่าผลลัพธ์มีความถูกต้อง ดังนั้นผลจากแบบจำลอง 3 มิติ แสดงประสิทธิภาพการคำนวณด้วยวิธี KSPM ที่มีความถูกต้องอย่างแม่นยำ

ในปี ค.ศ. 2011 Treeby *et al.* [23] พัฒนา k-space pseudospectral model (FSPM) สำหรับการคำนวณการกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์แบบไม่เป็นเชิงเส้นผ่านตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสเพื่อนำไปใช้งานทางด้านการถ่ายภาพอัลตราซาวด์ฮาร์โมนิก 3 มิติ ในแบบจำลองแบบเต็มคลื่นอย่างรวดเร็ว (Fast full-wave simulation) สมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 ที่ถูกใช้อธิบายการกระจายตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางเฮเทอโรจีเนียส คือ 1) momentum conservation equation 2) mass conservation equation ซึ่งถูกพิจารณาภายใต้เงื่อนไขของตัวกลางที่อยู่นิ่ง ไม่ขึ้นกับทิศทาง การเคลื่อนที่ของคลื่น และไม่มี ความหนืด (Quiescent, isotropic and inviscid medium) 3) Equation of state (Density and pressure relation) ประกอบด้วยเทอมความไม่เป็นเชิงเส้น (Nonlinearity) และเทอมการดูดกลืน (Power law absorption) เทอมการอนุพันธ์เทียบกับตำแหน่ง (Spatial gradient) ของสมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 ถูกคำนวณด้วย KSPM เพื่อลดจำนวนจุดกริด สำหรับพื้นที่การจับเก็บข้อมูลที่จำกัดและเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณเมื่อมีการเปรียบเทียบกับ Finite difference method นอกจากนี้แบบจำลองใช้หน่วยประมวลผลภาพกราฟิก (Graphical processing unit: GPU) เพื่อให้แบบจำลองลำอัลตราซาวด์ 3 มิติ ที่มีขนาด $256 \times 256 \times 128$ จำนวนจุดกริด ใช้เวลาประมวลผลเพียง 5 นาที เมื่อเปรียบเทียบกับบทความวิจัยอื่นซึ่งใช้เวลาประมวลผลนานที่ 2.86 cm

ในปี ค.ศ. 2012 Treeby B.E. *et al* [24] เสนอแบบจำลองการกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์แบบไม่เป็นเชิงเส้นบนเนื้อเยื่อเฮเทอโรจีเนียสใน 3 มิติ โดย k-space pseudospectral method (KSPM) เพื่อแก้ปัญหาการเก็บข้อมูลจำนวนมากในหน่วยความจำและปัญหาการประมวลผลที่ยาวนานของคอมพิวเตอร์เนื่องจากวิธี Finite different method และ Finite element method ต้องการจำนวน 10 จุดกริดต่อความยาวคลื่นสำหรับความแม่นยำในการคำนวณ สมการคลื่นบนเนื้อเยื่อเฮเทอโรจีเนียสที่ถูกใช้ คือ สมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 ได้แก่ 1) equation of motion 2) equation of continuity ซึ่งถูกพิจารณาภายใต้เงื่อนไขของตัวกลางที่อยู่นิ่ง ไม่ขึ้นกับทิศทาง การเคลื่อนที่ของคลื่น และไม่มี ความหนืด (Quiescent, isotropic and inviscid medium) และ 3) equation of pressure and density relation ซึ่งได้รับจากการแก้สมการเชิงวิเคราะห์ด้วย Taylor series กับความหนาแน่นและเอนโทรปีที่สภาวะปกติ สมการความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นและความดันนี้ซึ่งประกอบด้วยเทอมที่สำคัญสำหรับความสมจริงของแบบจำลองมี 5 เทอม ได้แก่ เทอมการกระจายตัวของคลื่นบนตัวกลางโฮโมจีเนียส เทอมการกระจายตัวของคลื่นบนตัวกลางเฮเทอโรจีเนียส เทอมผลของความไม่เป็นเชิงเส้น เทอมการดูดกลืนคลื่น และ เทอมการกระเจิงของคลื่น สมการคลื่นถูกแก้สมการเพื่อหาคำตอบด้วย KSPM เทอมของการอนุพันธ์เทียบกับตำแหน่งและเวลาของสมการคลื่นถูกแทนด้วย Fourier pseudospectral method และ K-space method ตามลำดับ เนื้อเยื่อเฮเทอโรจีเนียสในแบบจำลอง คือ โครงสร้างลำคอของผู้ป่วยที่ได้รับจากเครื่อง CT scan วิธี KSPM ซึ่งถูกเปรียบเทียบการคำนวณเชิงวิเคราะห์พบว่ามีความสอดคล้องกันอย่างไม่มีความผิดพลาด ผลลัพธ์ด้วย KSPM จึงมีความถูกต้องและมีความแม่นยำ นอกจากนี้ร่องรอยความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แปรปรวนและความบิดเบือนของความดันคลื่นปรากฏให้เห็นแตกต่างอย่างชัดเจนระหว่างตัวกลางโฮโมจีเนียสกับตัวกลางเฮเทอโรจีเนียสภายในแบบจำลอง

ในปี ค.ศ. 2013 Gupta P.K. [14] เสนอแบบจำลองทางด้านคณิตศาสตร์ซึ่งอธิบายการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อมนุษย์ระหว่างการรักษาด้วยความร้อนสูงโดยคลื่นไมโครเวฟที่ 432 MHz ระบบพิกัดที่ใช้ภายในแบบจำลองสำหรับการเปรียบเทียบผลทางความร้อนมี 3 ระบบพิกัด ได้แก่ ระบบพิกัดฉาก ระบบพิกัดทรงกระบอก และระบบพิกัดทรงกลม เงื่อนไขของสมการความร้อนเชิงวิเคราะห์ถูกกำหนดขึ้น 3 เงื่อนไข ได้แก่ เงื่อนไขอุณหภูมิที่เวลาเริ่มต้น (Initial condition) เงื่อนไขอุณหภูมิบนขอบเขตจำกัดที่กำหนด (Boundary condition) เงื่อนไขอุณหภูมิที่ตำแหน่งสมมาตรตามแนวแกน (Symmetry condition) สมการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวของ Pennes ที่ถูกปรับปรุงสำหรับการคำนวณความร้อนถูกกำหนดเป็นประเภทปัญหาค่าขอบเขต (Boundary value problem) ซึ่งแก้เพื่อหาคำตอบด้วย Galerkin's method กับการใช้ Bernstein polynomial เป็น Basis function สมการอนุพันธ์ทั่วไป (Ordinary differential equation: ODE) กับตัวแปรเวลาที่ไม่ทราบค่าจากปัญหาค่าขอบเขตถูกแก้เพื่อหาคำตอบด้วย Variational iteration method ตัวแปรจากการคำนวณอยู่ในรูปแบบไร้มิติ (Dimensionless variables) ทั้งหมดสำหรับการวิเคราะห์ความร้อน ตัวแปรเวลาไร้มิติ (Dimensionless time) ถูกคำนวณความร้อนที่ตำแหน่งต่างๆของเนื้อเยื่อ ผลความร้อนบนเนื้อเยื่อได้รับอิทธิพลและมีความแปรปรวนจากพารามิเตอร์ที่ไร้มิติ ได้แก่ สัมประสิทธิ์การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนของเลือด (P_f) สัมประสิทธิ์ความร้อนจากการเผาผลาญ (P_m) และสัมประสิทธิ์ต้นกำเนิดความร้อน (P_r) ร่วมกับตัวเลขเคอร์ชอฟฟ์ (K_f) และตัวเลขบีโอด (B_f) ซึ่งเป็นองค์ประกอบของสมการเชิงวิเคราะห์ เวลาที่ใช้สำหรับการรักษาด้วยความร้อนขึ้นอยู่กับรูปร่างต้นกำเนิดในแต่ละระบบพิกัด เงื่อนไขขอบเขตของสมการความร้อนเชิงวิเคราะห์และการกำหนดค่าตัวแปรไร้มิติที่แสดงคุณสมบัติของเนื้อเยื่อร่วมกับต้นกำเนิดความร้อน

ในปี ค.ศ. 2014 Guo M. *et al* [15] สร้างแบบจำลองเพื่อศึกษา Acoustic radiation force (ARF) จากต้นกำเนิดคลื่นเสียงทรานส์ดิวเซอร์กับการใช้งานทางด้านอัลตราซาวด์อิลาสโตกราฟีในแบบจำลอง 2 มิติสำหรับการตรวจจับเนื้อเยื่อมะเร็ง อัลตราซาวด์อิลาสโตกราฟีเป็นเทคนิคที่ใช้สำหรับการตรวจจับเนื้อเยื่อมะเร็งแบบไม่ลุกล้ำหรือทำลายภายในร่างกายของผู้ป่วยโดยการวัดความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อด้วย ARF เนื้อเยื่อแต่ละประเภทมีค่าความยืดหยุ่นไม่เท่ากัน ยกตัวอย่างเช่นเนื้อเยื่อมะเร็งซึ่งมีความแข็งมากกว่าเนื้อเยื่อปกติหรือความยืดหยุ่นน้อยกว่าเนื้อเยื่อปกติถูกตรวจจับด้วยแรงบีบอัดจากคลื่นอัลตราซาวด์ ข้อดีของ ARF คือ ระยะเวลาการยุบตัวของเนื้อเยื่อเห็นอย่างชัดเจนและการเหนี่ยวนำก่อให้เกิดคลื่นเฉือน (Shear wave) เพื่อช่วยวัดคุณสมบัติความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อทรานส์ดิวเซอร์แบบอาร์เรย์ 2 มิติ ถูกใช้เพื่อโฟกัสที่ระดับความลึกที่แตกต่างกัน ได้แก่ 15, 25, 35,

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

45 mm ความยาวจุดโฟกัสจากทรานส์สติวเซอร์ คือ 16 mm ผลการคำนวณจากแบบจำลองพบว่า การเปลี่ยนตำแหน่งจุดโฟกัสแบบแท่งที่มีความลึกมากขึ้นทำให้ขนาดและการเบี่ยงเบนของจุดโฟกัสที่เพิ่มขึ้น ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็นค่าที่อธิบายการเบี่ยงเบนจุดโฟกัส ระดับความลึกที่ยอมรับได้สำหรับการวินิจฉัยทางการแพทย์ในแบบจำลอง คือ น้อยกว่า 25 mm มีค่า SD และความกว้างจุดโฟกัสน้อยกว่า 0.12 และ 3.2 mm ตามลำดับ การเบี่ยงเบนของจุดโฟกัสทำให้เกิดปัญหาการวินิจฉัยมะเร็งอย่างผิดพลาด

ในปี ค.ศ. 2016 Olayebi O.O. *et al* [16] นำเสนอแบบจำลองการรักษามะเร็งที่เกิดขึ้นในเต้านมด้วยความร้อนโดยการใช้ลำอัลตราซาวด์ เนื้อเยื่อมะเร็งลักษณะกลมรัศมี 1 cm. สมการถ่ายเทความร้อนเชิงซีวี่เชิงวิเคราะห์ถูกใช้เพื่อคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อมะเร็ง ลำอัลตราซาวด์ถูกตั้งที่จุดศูนย์กลางของเนื้อเยื่อและมีความร้อนที่ 45 °C ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่สามารถทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง งานนี้มีแบบจำลอง 2 ส่วน แบบจำลองแรกตรวจสอบการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อเชิงซีวี่ด้วยลำอัลตราซาวด์เพื่อศึกษาการกระจายความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 3 มิติที่ปราศจากเทอมความร้อนจากกระบวนการเผาผลาญ (Metabolic heat) และเทอมต้นกำเนิดความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ (Heat deposition) แบบจำลองที่สองถูกปรับปรุงสมการความร้อนสำหรับการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อโดยการเพิ่มเทอมของการเผาผลาญความร้อนและต้นกำเนิดความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ แบบจำลองเหล่านี้แสดงให้เห็นว่าเนื้อเยื่อมะเร็งถูกทำลายด้วยความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ที่อุณหภูมิ 45 °C ในระยะเวลา 100 วินาที ดังนั้นการนำเทคนิคทางด้านคณิตศาสตร์สำหรับการถ่ายเทความร้อนเชิงซีวี่ถูกใช้เพื่อทำนายประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อมะเร็งสำหรับการรักษามะเร็งเต้านม

ในปี ค.ศ. 2016 Guzman-Cabrera *et al.* [25] เสนออัลกอริทึมการประมวลผลภาพดิจิทัลลดจากการถ่ายภาพเทอร์โมกราฟีหรือการถ่ายภาพด้วยความร้อนสำหรับการประยุกต์ใช้ในการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมทางด้านทางการแพทย์ การถ่ายภาพสำหรับการวินิจฉัยโรคมะเร็งเต้านมในปัจจุบันที่เป็นที่น่าสนใจในวงการวิทยาศาสตร์คอมพิวเตอร์ คือ แมมโมกราฟี และ เทอร์โมกราฟี ซึ่งใช้รังสีเอ็กซ์และความร้อนตามลำดับ อย่างไรก็ตามจำนวนผู้ป่วยหญิงที่วินิจฉัยโรคเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมที่มีความผิดพลาดด้วยแมมโมกราฟีมีจำนวน 5–30 % ดังนั้นเทอร์โมกราฟีเป็นสิ่งที่น่าสนใจสำหรับการวินิจฉัยที่มีความแม่นยำ อัลกอริทึมการประมวลผลภาพดิจิทัลลดจากเทอร์โมกราฟีถูกนำไปทดสอบกับประเภทเนื้อเยื่อมะเร็งที่แตกต่างสำหรับความถูกต้อง ผลลัพธ์จากการประมวลผลภาพด้วยอัลกอริทึมนี้แสดงการระบุตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งและการแยกแยะบริเวณที่น่าสนใจที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งจากภาพถ่ายอย่างประสบความสำเร็จ

ในปี ค.ศ. 2016 Arshad *et al.* [26] ตรวจสอบ Cytotoxic T lymphocyte ภายใน Fractional order model ที่ตอบสนองต่อจำนวนประชากรเซลล์มะเร็งที่กำลังเจริญเติบโต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พฤติกรรมการณ์เจริญเติบโตของมะเร็งในระยะยาวและเงื่อนไขการจัดเนื้อมะเร็งถูกตรวจสอบเชิงวิเคราะห์ เงื่อนไขสำหรับ Tumor-free equilibrium และ Tumor-infection equilibrium ถูกสร้างเพื่อให้โมเดลมีความเสถียรเชิงเส้น การดำรงอยู่ของจุดสมดุล Tumor-infection ถูกตรวจสอบเชิงวิเคราะห์ อัตราการเจริญเติบโตเนื้อมะเร็ง อัตราการเกิดเซลล์ภูมิคุ้มกัน และ อัตราการตายเซลล์ภูมิคุ้มกัน เป็นพารามิเตอร์ที่มีบทบาทสำคัญต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดของเนื้อมะเร็ง (Tumor dynamics) ในแบบจำลอง ดังนั้นการรักษามะเร็งด้วยภูมิคุ้มกันบำบัดภายในโมเดลนี้เกี่ยวข้องกับการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ที่แตกต่างกันเหล่านี้

ในปี ค.ศ. 2017 Gomez-Aguilar *et al.* [27] วิเคราะห์ Fractional order dynamical model สำหรับการวิวัฒนาการเจริญเติบโตของเนื้อมะเร็งใน 3 มิติ โมเดลนี้มีการเกิดอันตรกิริยาระหว่างเซลล์เนื้อเยื่อปกติ เซลล์เนื้อมะเร็ง และ เซลล์ระบบภูมิคุ้มกัน ตามลำดับ โมเดลนี้ใช้การอนุพันธ์อันดับแบบเศษส่วน Caputo-Fabrizio-Caputo และ Atangana-Baleanu-Caputo คำตอบของโมเดลนี้ได้รับจากรูปแบบการวนซ้ำ (iterative scheme) รูปแบบนี้คือการใช้การอนุพันธ์อันดับแบบเศษส่วน Caputo-Fabrizio-Caputo และ Atangana-Baleanu-Caputo ที่ขึ้นอยู่กับหลักการของ Laplace transform และ Sumudu transform ตามลำดับ นอกจากนี้การวิเคราะห์ความเสถียรของรูปแบบการวนซ้ำและเอกลักษณ์ของคำตอบจะถูกอธิบายในรายละเอียด แนวคิดการอนุพันธ์แบบเศษส่วนของโมเดลนี้เป็นเครื่องมือที่มีสมรรถนะสูงสำหรับการจำลองรูปแบบรักษาเนื้อมะเร็งด้วยภูมิคุ้มกันบำบัด

ในปี ค.ศ. 2017 Hudson T.J. *et al* [17] เสนอรูปแบบการจำลองใหม่ซึ่งสามารถทำนายการกระจายตัวความร้อนบนเนื้อเยื่อกระดูกจากต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ร่วมกับการถ่ายภาพเรโซแนนซ์แม่เหล็ก (Magnetic resonance-guided focused ultrasound: MRgFUS) สำหรับการรักษาเนื้องอกกระดูก (Osteoid osteoma) การคำนวณการกระจายตัวของอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อประกอบด้วยรูปแบบทางคณิตศาสตร์ 2 ส่วน ส่วนแรกคือการคำนวณการกระจายตัวและการดูดกลืนพลังงานคลื่นเสียงในแต่ละตัวตัวกลางโดยวิธีการประมาณค่าอินทิกรัลเรย์ลี (Rayleigh integral method) ส่วนที่สองคือการคำนวณการกระจายตัวของความร้อนโดยการใช้สมการถ่ายเทความร้อนเชิงซีวร่วมกับวิธีการประมาณค่าด้วย Finite difference method รูปร่างเชิงกายวิภาคภายในแบบจำลองถูกสร้างโดยอัลกอริทึมการแบ่งส่วนของเซลล์ (A mesh-based semiautomatic segmentation algorithm) ที่ถูกปรับปรุง การกระจายตัวของคลื่นเสียงและความร้อนบนแบบจำลองถูกคำนวณโดยอัลกอริทึมที่ทำงานบนหน่วยประมวลผลกราฟิก (Graphic processing unit: GPU) เพื่อเร่งเวลาการประมวลผลที่ดียิ่งขึ้น ผลการคำนวณอุณหภูมิจากแบบจำลองถูกนำมาตรวจสอบและเปรียบเทียบสำหรับความถูกต้องและแม่นยำ ความแตกต่างอุณหภูมิที่มีค่ามากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระหว่างแบบจำลองและการทดลองในบริเวณที่สนใจรอบกระดูกคือ 5.43 ± 3.51 °C และมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างที่ 16.7 % จุดโฟกัสในเนื้อเยื่อจากแบบจำลองมีขนาดเล็กกว่าการทดลองด้วยเครื่องมือวัดอุณหภูมิที่ 67.6 % นอกจากนี้อุณหภูมิในแบบจำลองเย็นตัวลงเร็วกว่าการทดลองที่ 14.22 ± 4.10 °C ภายใน 40 วินาที สุดท้ายแบบจำลองซึ่งใช้วิธีการประมาณค่าคลื่นเสียงและความร้อนด้วยวิธีเรย์ลีและการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวร่วมกับ GPU ที่ถูกปรับปรุงสำหรับการรักษามะเร็งกระดูกโดย MRgFUS มีความเร็วในการคำนวณสำหรับความจำเป็นในแพลตฟอร์มซอฟต์แวร์การวางแผนการรักษาระหว่างการผ่าตัด

ในปี ค.ศ. 2017 Gillies D.J. [18] พัฒนาอัลกอริทึมความถูกต้องการเคลื่อนที่อัตโนมัติของเข็มที่ทำหน้าที่เก็บตัวอย่างชิ้นเนื้อต่อมลูกหมากในระหว่างการผ่าตัดตรวจต่อมลูกหมากในการวินิจฉัยมะเร็งด้วยอัลตราซาวด์ (Transrectal ultrasound-guided prostate biopsy) เนื่องจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยส่งผลให้เข็มเก็บตัวอย่างเนื้อเยื่ออยู่ในตำแหน่งที่คลาดเคลื่อนจากเดิม อัลกอริทึมนี้ใช้เทคนิคการจัดเรียงภาพย่อยเพื่อประกอบเป็นภาพใหญ่แบบเวลาจริง (Real-time image registration) สำหรับการประยุกต์ใช้งานประมวลผลภาพ (Image processing) ระบบการถ่ายภาพด้วยอัลตราซาวด์กับการเรโซแนนซ์สนามแม่เหล็ก (MR and ultrasound guided system) ถูกใช้เพื่อตรวจสอบตำแหน่งเข็มเก็บชิ้นเนื้อใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อต่อมลูกหมากสำหรับความแม่นยำการเก็บชิ้นเนื้อ อัลกอริทึมมี 2 ระบบการทำงาน ได้แก่ ระบบชดเชยการเคลื่อนที่ (Motion compensation system) ก่อนการตรวจต่อมลูกหมาก และ ระบบชดเชยการเคลื่อนที่ต่อเนื่องแบบเวลาจริง (Real-time continuous motion compensation system) ขณะที่กำลังตรวจต่อมลูกหมาก ภาพจากระบบถ่ายภาพของผู้ป่วยใน 2 มิติ และ 3 มิติ ถูกสร้างก่อนการตรวจเนื้อเยื่อด้วยอัลกอริทึมและวิธี Powell's method ความผิดพลาดของอัลกอริทึมถูกคำนวณโดยวิธี Target registration errors (TREs) จากชุดข้อมูลผู้ป่วยทางคลินิก สุดท้ายอัลกอริทึมการชดเชยการเคลื่อนที่นี้ได้รับสนับสนุนการทำงานของการผ่าตัดตรวจเนื้อเยื่อต่อมลูกหมากสำหรับการตรวจสอบมะเร็งด้วยอัลตราซาวด์กับความผิดพลาดจากการสร้างภาพถ่ายโดยการประกอบภาพ (Image registration error) ที่ยอมรับได้สำหรับการนำไปปฏิบัติจริง ความแม่นยำการจัดวางภาพเล็กเพื่อประกอบเป็นภาพใหญ่มีค่าสูง

ในปี ค.ศ. 2018 Yildiz *et al.* [28] เสนอโมเดลทางคณิตศาสตร์รูปแบบใหม่ที่ถูกเรียกว่า Cancer-obesity model เพื่ออธิบายเคมีบำบัดและภูมิคุ้มกันบำบัดซึ่งส่งผลกระทบต่ออาการเจริญเติบโตของเนื้อมะเร็ง ปัญหาควบคุมที่เหมาะสมที่สุด (Optimal control problem) ถูกพิจารณาเพื่อทำลายจำนวนประชากรเนื้อมะเร็งและเพื่อลดปริมาณยาเคมีบำบัดให้น้อยที่สุดในเวลาที่จำกัด องค์กรประกอบที่ถูกจำกัดภายในโมเดลทางคณิตศาสตร์ คือ เซลล์เนื้อมะเร็ง เซลล์ภูมิคุ้มกัน เซลล์ไขมัน ความเข้มข้นของภูมิคุ้มกันบำบัด และ ความเข้มข้นของยาเคมีบำบัดด้วยการอนุพันธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เศษส่วนเวลา Caputo ความเสถียรและความดำรงอยู่ของจุดสมดุลที่ถูกเรียกว่า Tumor free equilibrium และ coexisting equilibrium ถูกตรวจสอบเชิงวิเคราะห์ ผลจาก Cancer-obesity model ถูกพิจารณาเพื่อเปรียบเทียบวิธีการรักษาที่แตกต่างกัน 3 รูปแบบ ได้แก่ เคมีบำบัด ภูมิคุ้มกันบำบัด และการผสมผสานระหว่างเคมีบำบัดและภูมิคุ้มกันบำบัด นอกจากนี้ผลของอันดับการอนุพันธ์ฟังก์ชันและค่าอัตราการสลายตัวของยาเคมีบำบัดถูกตรวจสอบจากแบบจำลอง เวลาที่เหมาะสมสำหรับการรักษาเนื้อมะเร็งโดยเคมีบำบัดและภูมิคุ้มกันบำบัดถูกคำนวณเป็นอันดับสุดท้ายจากโมเดลทางคณิตศาสตร์รูปแบบใหม่นี้

ในปี ค.ศ. 2018 Yildiz *et al.* [29] ตรวจสอบวิธีเชิงตัวเลขทางด้านปัญหาการควบคุมความเหมาะสมแบบเศษส่วน (Fractional optimal control problem: FOCP) ด้วย Singular kernel และ ปรากฏจาก Singular kernel ภายใน Cancer-obesity model โมเดลนี้ประกอบด้วยจำนวนประชากรของเซลล์ภูมิคุ้มกัน เซลล์เนื้อมะเร็ง เซลล์ไขมัน และ ความเข้มข้นของยาเคมีบำบัดกับยาภูมิคุ้มกันบำบัด ความคงอยู่และความเสถียรของจุดสมดุลความเข้มข้นของยาบำบัดกับเนื้องอกถูกตรวจสอบเชิงวิเคราะห์ คำตอบเชิงตัวเลขของ Cancer-obesity model ได้รับจาก L1 formula คำตอบเชิงตัวเลขนี้ คือ ปริมาณความเข้มข้นของยาเคมีบำบัดกับยาภูมิคุ้มกันบำบัดที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการลดความแตกต่างระหว่างจำนวนเซลล์เนื้อเยื่อปกติและเซลล์เนื้อมะเร็ง ดังนั้น weight constant coefficient ของเซลล์เนื้อเยื่อปกติและเซลล์เนื้อมะเร็งถูกแทรกเข้าไปใน cost functional เพื่อว่าเซลล์เนื้อเยื่อปกติจะมีจำนวนมากกว่าเซลล์เนื้อมะเร็งเมื่อมีการเปรียบเทียบกัน นอกจากนี้ differentiation operator คือ โอเปอเรเตอร์ที่ถูกใช้ร่วมกับ Singular kernel และ ปรากฏจาก Singular kernel ถูกอภิปราย ผลจาก Cancer-obesity model ถูกแสดงเพื่อตรวจสอบผลการอนุพันธ์บางส่วนที่อันดับแตกต่างกัน สุดท้าย Cost functional ถูกพิจารณาว่ามีความสามารถทำลายเซลล์เนื้อมะเร็งและสร้างประชากรเซลล์เนื้อเยื่อปกติกลับคืนมาใหม่

ในปี ค.ศ. 2018 Okita K. *et al* [19] ศึกษาความผิดพลาดจุดโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ถูกใช้สำหรับการรักษามะเร็งเต้านมผ่านโครงสร้างเต้านมภายในแบบจำลอง โครงสร้างเต้านมที่ถูกใช้ในแบบจำลองเป็นข้อมูลเชิงดิจิทัล 3 มิติซึ่งได้รับมาจากผู้ป่วยจริงด้วยเทคโนโลยีการถ่ายภาพเรโซแนนซ์ (Magnetic resonance imaging: MRI) ซอฟต์แวร์ที่ถูกใช้เพื่อคำนวณการกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ คือ แบบจำลอง ZZ-HIFU ซึ่งใช้ฟังก์ชันคลื่นเสียงพื้นฐานกับ Central finite difference method กับการอนุพันธ์อันดับที่ 6 สำหรับการหาคำตอบความดันคลื่น ผลจากแบบจำลองแสดงให้เห็นว่ารูปร่างจุดโฟกัสจาก HIFU บิดเบือนเมื่อเคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างเต้านม ข้อผิดพลาดนี้เกิดขึ้นมาจากการกระจายตัวของเนื้อเยื่อต่อมน้ำนมที่มีความซับซ้อน ดังนั้นคลื่นจึงเกิดการเลี้ยวเบนและสะท้อนระหว่างที่เคลื่อนที่ผ่านชั้นต่อมน้ำนม นอกจากนี้ความผิดพลาดจากการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โฟกัสขึ้นอยู่กับตำแหน่งการหมุนตัวนม คุณสมบัติทรานสดิวเซอร์และโครงสร้างเนื้อเยื่อต่อน้ำนม ตัวบ่งชี้ที่ช่วยลดความผิดพลาดจากการโฟกัสสำหรับความซับซ้อนของเนื้อเยื่อต่อน้ำนมคือ Local acoustic inhomogeneity (LAI) ความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ Normalized focusing ratio (NFR) จากการประมวลผลในแบบจำลองกับตัวบ่งชี้ LAI คือ NFR มีค่าเพิ่มขึ้นตามการลดลงของ LAI ดังนั้น HIFU ทรานสดิวเซอร์สามารถปรับคุณสมบัติและหาตำแหน่งการจัดวางโดยการพิจารณาตัวบ่งชี้ Local acoustic inhomogeneity (LAI) ที่มีค่าน้อยที่สุดก่อนการดำเนินการรักษา

ในปี ค.ศ. 2018 Sadeghi V. [20] ศึกษาการประเมินความปลอดภัยของเนื้อเยื่อตับจากการใช้อีลาสโตกราฟีรูปแบบการแทรกสอดคลื่นเฉือน (Shear wave interference patterns elastography) กับแรงดันคลื่นเสียง (Acoustic radiation force: ARF) ในระหว่างการวินิจฉัยโรคพังผืดบนเนื้อเยื่อตับ (Chronic fibrosis liver disease) ซึ่งก่อให้เกิดโรคมะเร็ง อีลาสโตกราฟีรูปแบบนี้คือ เทคนิคการถ่ายภาพยืดหยุ่นด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ซึ่งก่อให้เกิดคลื่นเฉือนและสร้างแรงกดทับบนเนื้อเยื่อ การใช้เทคนิคนี้สำหรับการวินิจฉัยมีความเสี่ยงที่เป็นอันตรายของเนื้อเยื่อจากความร้อนที่ตำแหน่งจุดโฟกัสของลำอัลตราซาวด์ แบบจำลองการคำนวณประวัติคลื่นเสียงและความร้อนถูกสร้างจากกล่องเครื่องมือ K-wave สำหรับซอฟต์แวร์แมทแล็บ โครงสร้างแบบจำลองประกอบด้วยเนื้อเยื่อตับกับเนื้อเยื่ออื่นๆข้างเคียง ได้แก่ ชั้นผิวหนัง ชั้นกล้ามเนื้อ ชั้นกระดูกซี่โครง ชั้นกล้ามเนื้อระหว่างกระดูกซี่โครง พารามิเตอร์ต้นกำเนิด HIFU ถูกกำหนดดังนี้ ความกว้างและรัศมีความโค้งของ HIFU ทรานสดิวเซอร์ คือ 8 cm และ 5 cm ตามลำดับ ความถี่ของสัญญาณคลื่นไซน์และความดันคลื่นที่ผิวหนังของทรานสดิวเซอร์ คือ 1 MHz และ 0.5 MPa ตามลำดับ ทรานสดิวเซอร์ถูกตั้งให้ความร้อน 4 วินาที และหยุดให้ความร้อนเป็นเวลา 20 วินาที เพื่อวิเคราะห์ความร้อนบนแบบจำลองสำหรับความปลอดภัยของเนื้อเยื่อตับ ผลการคำนวณพบว่าความดันที่ตำแหน่งจุดโฟกัสจากการให้ความร้อนเป็นเวลา 4 วินาที บนแบบจำลองมีค่า 47 °C ดังนั้นเนื้อเยื่อตับถูกพิจารณาว่าปลอดภัยจากความร้อนซึ่งอ้างอิงจากผลกระทบของปริมาณความร้อนต่อเนื้อเยื่อเชิงชีวเวชจากการใช้ HIFU อย่างปลอดภัยของจาก British medical ultrasound society

ในปี ค.ศ. 2019 Arshad [30] เสนอวิธีเชิงตัวเลขที่มีประสิทธิภาพเพื่อแก้ปัญหา Tumor-obesity model โอเปอร์เรเตอร์เศษส่วน (Fractional operator) ที่เป็นองค์ประกอบในโมเดลนี้คือ Caputo และ Caputo-Fabrizio ความเสถียรและการลู่เข้าของคำตอบด้วยโอเปอร์เรเตอร์เหล่านี้ถูกวิเคราะห์ แบบจำลองเชิงตัวเลขถูกประมวลผลเพื่อตรวจสอบอาหารแคลอรีต่ำและสูงที่มีผลกระทบต่อ การเปลี่ยนแปลงขนาดของเนื้อมะเร็ง (Tumor dynamics) แบบจำลองเชิงตัวเลขของ Tumor-obesity model ด้วยลำดับเศษส่วน (Fractional order) ที่แตกต่างถูกประมวลผลโดยการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรับเปลี่ยนค่าอัตราการตอบสนองต่อระบบภูมิคุ้มกันเพื่อเปรียบเทียบกับไดนามิกส์ของโอเปอร์เรเตอร์เศษส่วน Caputo และ Caputo-Fabrizio ตามลำดับ

การศึกษางานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้นพบว่าการรักษาเนื้อเยื่อมะเร็งภายในร่างกายผู้ป่วยมีองค์ประกอบที่สำคัญ คือ การถ่ายภาพสำหรับการตรวจหาตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งเพื่อการวินิจฉัยโดยคลื่นอัลตราซาวด์ความถี่ต่ำกับการเรโซแนนซ์สนามแม่เหล็กและต้นกำเนิดความร้อนสำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความถี่สูงกับคลื่นไมโครเวฟหรือคลื่นวิทยุ งานวิจัยที่ผู้วิจัยศึกษาได้สมมุติว่าทราบตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งเป็นอย่างดี ดังนั้นการถ่ายภาพตรวจหาตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งจึงไม่ถูกพิจารณาภายในแบบจำลอง คลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสถูกพิจารณาสำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งในระยะแรกเริ่มที่มีขนาดเล็กเนื่องจากเทคโนโลยีนี้สามารถทำลายเนื้อเยื่ออย่างเจาะจงเฉพาะจุดที่มีขนาดเล็กอย่างง่ายดาย

นอกจากนี้งานวิจัยที่ [11] มีปัญหาจากการใช้เทคโนโลยีคลื่นวิทยุและคลื่นไมโครเวฟสำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งเนื่องจากเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ล้อมรอบเนื้อเยื่อมะเร็งได้รับอิทธิพลจากความร้อน งานวิจัย [16] มีปัญหาจากการใช้เทคโนโลยีอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High intensity focused ultrasound: HIFU) ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ถูกวางไว้ที่จุดศูนย์กลางเนื้อเยื่อไว้ตำแหน่งเดียว ความร้อนจึงไม่ได้กระจายตัวบนเนื้อเยื่อทั้งหมด ดังนั้นเนื้อเยื่อมะเร็งจึงตายเพียงแค่บางส่วน งานวิจัย [20] ใช้เครื่องมือที่ประมวลผลบนซอฟต์แวร์แมทแล็บและถูกเรียกว่า K-wave toolbox เครื่องมือนี้สร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงเพื่อวิเคราะห์ความร้อนบนเนื้อเยื่อเชิงชีวภาพ ผู้วิจัยคิดว่าเครื่องมือนี้มีประโยชน์สำหรับงานวิจัย ดังนั้นผู้วิจัยมีความตั้งใจเพื่อสร้างแบบจำลองการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยความร้อนโดยลำอัลตราซาวด์เพื่อวิเคราะห์ประวัติความร้อนที่ทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งตายทั้งเนื้อเยื่อและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อนและเพื่อนำข้อมูลที่เป็นประโยชน์นี้ไปใช้สำหรับการรักษาผู้ป่วยทางคลินิกต่อไปในอนาคต

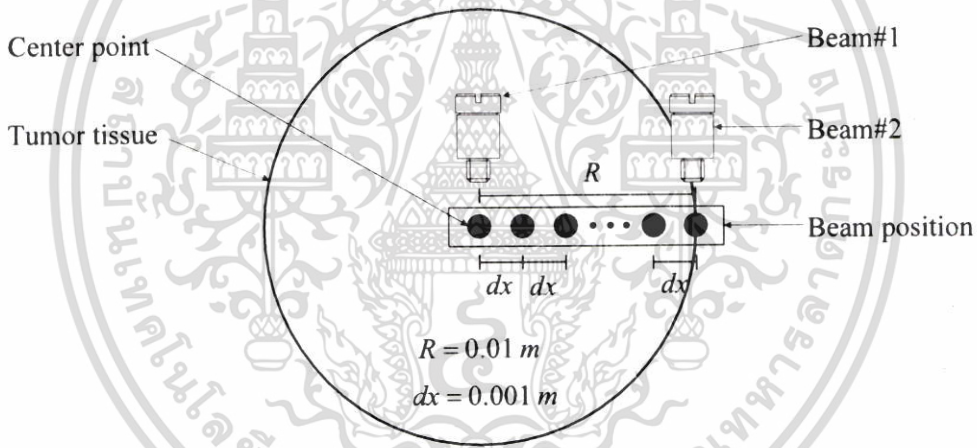
บทที่ 3

ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

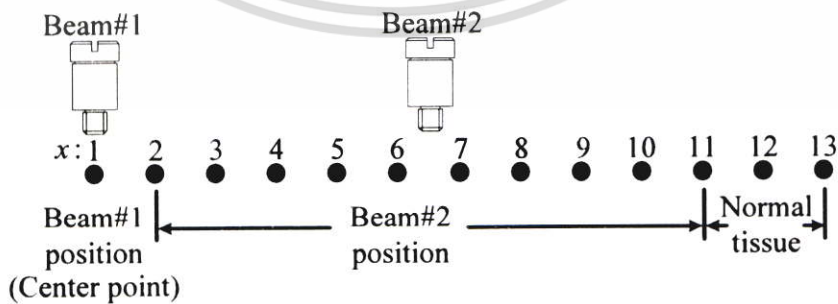
3.1 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

3.1.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

การทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ด้วยความร้อนจากลำอัลตราซาวด์คู่แสดงดังรูป 3.1 เนื้อมะเร็งมีลักษณะเป็นทรงกลมที่มีความสมมาตร รัศมีเนื้อมะเร็ง คือ 1 cm ลักษณะการวางตำแหน่งของลำอัลตราซาวด์อยู่ในแนวขอบเขตรัศมีของก้อนเนื้ออก Beam#1 ถูกวางที่จุดศูนย์กลางอย่างถาวร Beam#2 ถูกวางอยู่ระหว่างจุดศูนย์กลางและที่ขอบเขตของเนื้อมะเร็งห่างกันตำแหน่งละ 0.001 m ตำแหน่งของ Beam#2 บนเนื้อมะเร็งแสดงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติกับลำอัลตราซาวด์คู่

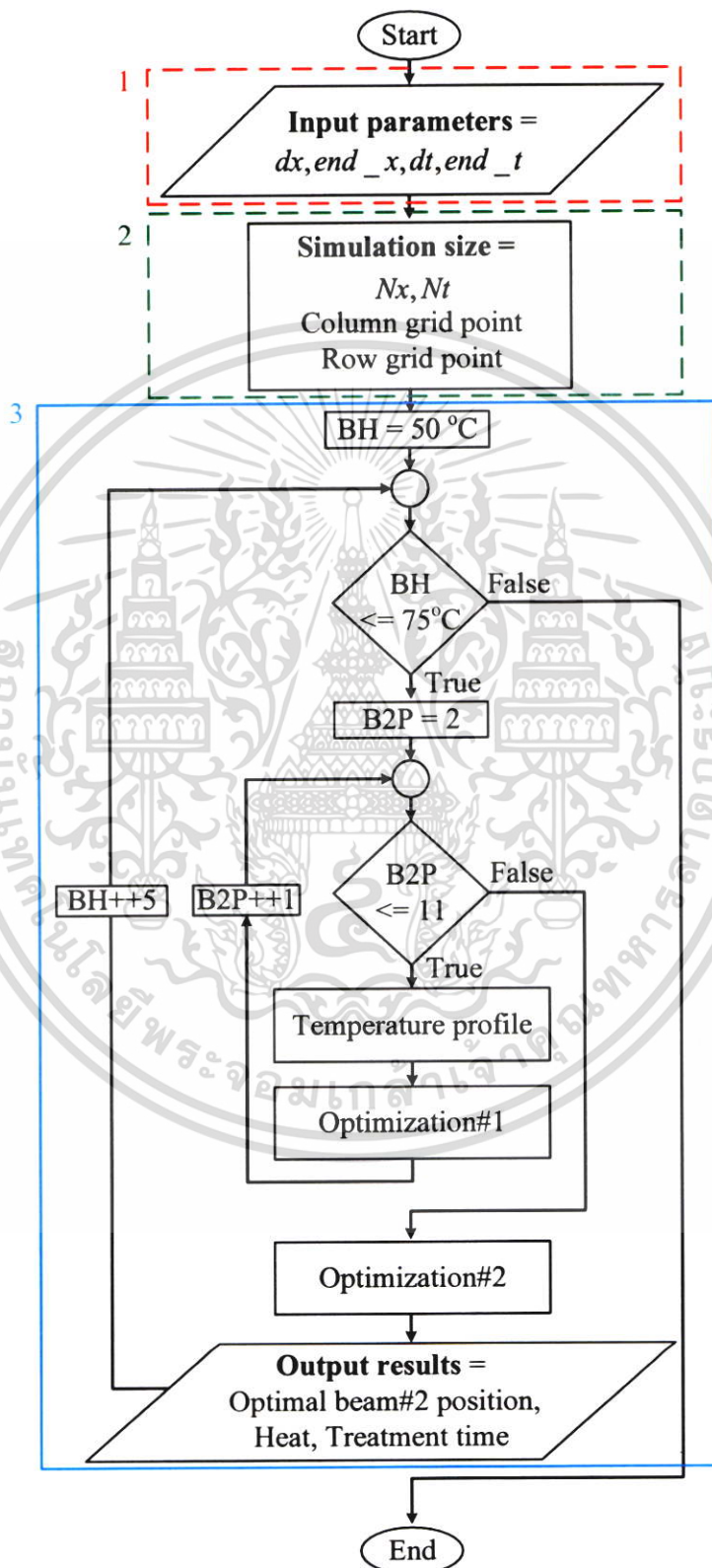


รูปที่ 3.2 ตำแหน่งการวางลำอัลตราซาวด์บนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 การสร้างกระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์

กระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์เมทแลปแสดงดังรูปที่ 3.3 มีขั้นตอน ดังนี้



รูปที่ 3.3 อัลกอริทึมของแบบจำลองทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.1 ขั้นตอนแรกการกำหนดตัวแปร

ขั้นตอนแรก คือ การกำหนดตัวแปรอินพุตสำหรับการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ตัวแปรอินพุตเหล่านี้ คือ ระยะระหว่างจุดกริดเชิงตำแหน่ง (dx) ระยะระหว่างจุดกริดเชิงเวลา (dt) รัศมีของเนื้อเยื่อมะเร็ง (end_x) และ ระยะเวลาทั้งหมดของแบบจำลอง (end_t) ตัวแปรเหล่านี้มีค่าเท่ากับ $dx = 0.001$ m, $dt = 0.01$ sec, $end_x = 0.012$ m และ $end_t = 500$ sec ตามลำดับ

3.1.2.2 ขั้นตอนที่สองการกำหนดขนาดของแบบจำลอง

ขั้นตอนที่สอง คือ การกำหนดตัวแปรขนาดของแบบจำลองสำหรับการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ตัวแปรเหล่านี้ คือ จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่ง (Nx) จำนวนจุดกริดเชิงเวลา (Nt) จำนวนจุดกริดในแนวคอลัมน์ (Column grid point) จำนวนจุดกริดในแนวแถว (Row grid point) ตัวแปรเหล่านี้คำนวณจากสมการที่ (3.1) – (3.4)

$$Nx = end_x / dx \quad (3.1)$$

$$Nt = end_t / dt \quad (3.2)$$

$$\text{Column grid point} = Nx + 1 \quad (3.3)$$

$$\text{Row grid point} = Nx + 1 \quad (3.4)$$

3.1.2.3 ขั้นตอนที่สามการคำนวณประวัติอุณหภูมิและการออปติไมเซชัน

3.1.2.3.1 การคำนวณประวัติอุณหภูมิบนแบบจำลอง

การคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติดังรูปที่ 3.4 ความร้อนจากต้นกำเนิด (Beam heat: BH) ของลำอัลตราซาวด์คูมี้ค่าเท่ากันทั้ง 2 ลำ คือ 50, 55, 60, 65, 70, 75 °C ตามลำดับ ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 (Beam#2 position: B2P) คือ $x_2 - x_{11}$ หลักการที่ใช้สำหรับการคำนวณ คือ ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข Crank Nicolson กับสมการความร้อนดังสมการที่ (3.5) – (3.8)

$$\frac{T_i^{l+1} - T_i^l}{\Delta t} = \frac{\alpha}{2} \left(\frac{T_{i+1}^l - 2T_i^l + T_{i-1}^l}{\Delta x^2} + \frac{T_{i+1}^{l+1} - 2T_i^{l+1} + T_{i-1}^{l+1}}{\Delta x^2} \right) \quad (3.5)$$

$$-\lambda T_{i+1}^{l+1} + (1 + \lambda) 2T_i^{l+1} - \lambda T_{i-1}^{l+1} = \lambda T_{i+1}^l + (1 - \lambda) 2T_i^l + \lambda T_{i-1}^l \quad (3.6)$$

$$\lambda = \frac{\alpha \Delta t}{\Delta x^2} \quad (3.7)$$

$$\alpha = \frac{K}{\rho C_p} \quad (3.8)$$

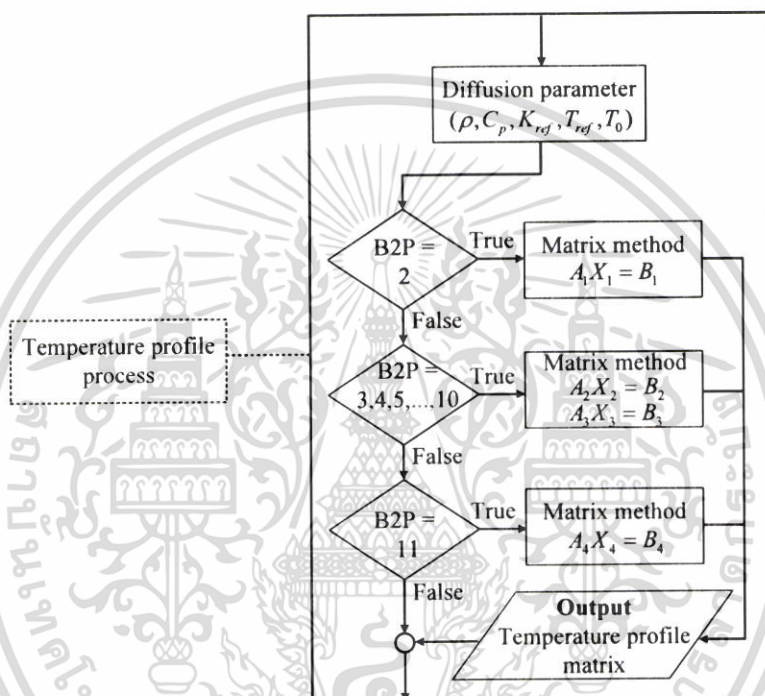
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความสัมพันธ์ระหว่างค่าการนำความร้อนกับอุณหภูมิ [55] แสดงดังสมการที่ (3.9)

$$K = K_{ref} + 0.0013\{T(x,t) - T_{ref}\} \quad (3.9)$$

โดยที่ K_{ref} คือ ค่าคงที่สัมประสิทธิ์การนำความร้อนอ้างอิง (W/m.K)

T_{ref} คือ ค่าคงที่อุณหภูมิอ้างอิง ($^{\circ}\text{C}$)



รูปที่ 3.4 การคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

พารามิเตอร์ K_{ref} และ T_{ref} ของเนื้อมะเร็งตับถูกกำหนดเป็น 0.515 W/m.K และ 21 $^{\circ}\text{C}$ ตามลำดับสมการที่ (3.9) ซึ่งถูกแปลงหน่วยจาก W/m.K เป็น Cal/s-m. $^{\circ}\text{C}$ สำหรับความไม่ซับซ้อนกับการคำนวณแสดงดังสมการที่ (3.10)

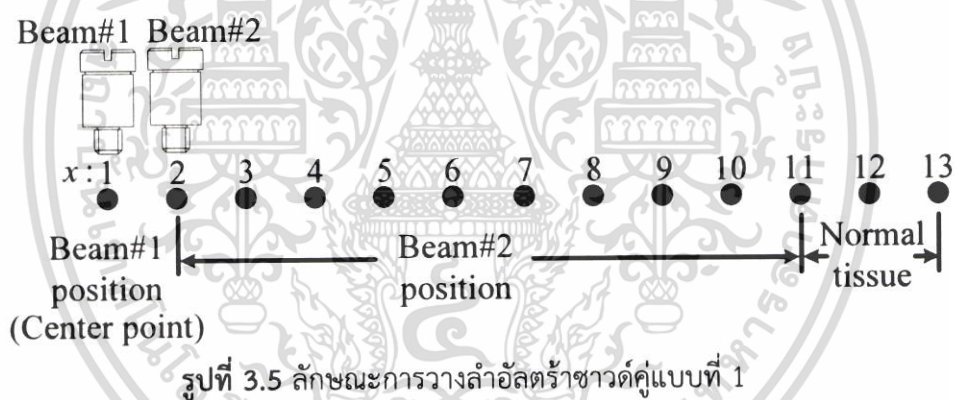
$$K = \{K_{ref} + 0.0013(T(x,t) - T_{ref})\} \times 0.2388 \quad (3.10)$$

ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ถูกพิจารณาเพื่อกระจายความร้อนอย่างสม่ำเสมอสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพและความปลอดภัยของเนื้อเยื่อปกติจากความร้อน ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์จึงถูกจำแนกออกเป็น 3 รูปแบบ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.3.1.1 ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์คู่ชิดกันที่จุดศูนย์กลางของเนื้อมะเร็ง

รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่แบบแรก (Type#1) วางลำอัลตราซาวด์ที่ 1 และ 2 อยู่ใกล้กันที่ตำแหน่ง x_1 และ x_2 ดังรูปที่ 3.5 ลำอัลตราซาวด์คู่ให้ความร้อนที่เท่ากัน อุณหภูมิเริ่มต้นของเนื้อมะเร็ง คือ 37°C ซึ่งเป็นอุณหภูมิร่างกาย ขอบเขตการคำนวณ คือ ตำแหน่งที่ $x_2 - x_{13}$ ตำแหน่งที่มีค่าความร้อนเปลี่ยนแปลงตามเวลา คือ ตำแหน่งที่ $x_3 - x_{12}$ ตำแหน่งที่ x_{13} ถูกกำหนดให้มีค่า 37°C อย่างถาวร ดังนั้นการคำนวณความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงเวลาโดยการแทนพารามิเตอร์เวลาเริ่มต้นที่ $t=0$ และการแทนตำแหน่งที่ $i=3,4,5,\dots,12$ ลงสมการที่ (3.6) สมการที่ได้หลังจากการแทน $t=0$ และ $i=3,4,5,\dots,12$ ถูกจัดให้อยู่ในระบบ Tridiagonal matrix ดังสมการที่ (3.11) เพื่อคำนวณค่าความร้อนที่เวลา $t=1$ และที่ตำแหน่ง $i=3,4,5,\dots,12$ ความร้อนที่เวลา $t=2$ และที่ตำแหน่ง $i=3,4,5,\dots,12$ สามารถถูกคำนวณโดยใช้ค่าความร้อนที่เวลา $t=1$ และที่ตำแหน่ง $i=3,4,5,\dots,12$ รูปแบบการคำนวณข้างนี้ถูกใช้เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป



$$[A_1][X_1]=[B_1]$$

⇓

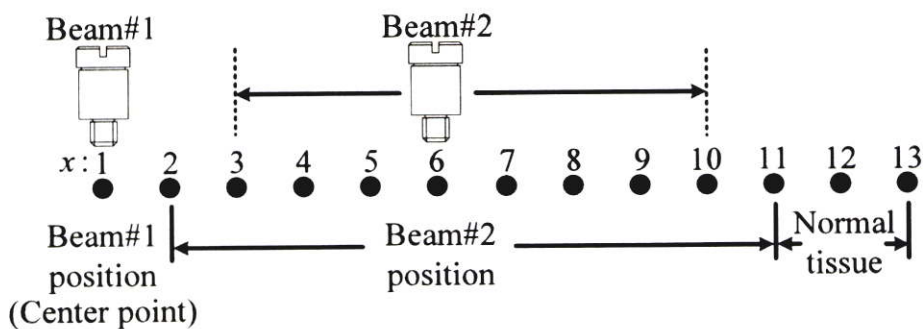
$$\begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_3^1 \\ T_4^1 \\ T_5^1 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{10}^1 \\ T_{11}^1 \\ T_{12}^1 \end{bmatrix} =$$

$$\begin{bmatrix} \lambda(T_2^0 + T_2^1) + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \\ \lambda T_3^0 + (1-\lambda)2T_4^0 + \lambda T_5^0 \\ \lambda T_4^0 + (1-\lambda)2T_5^0 + \lambda T_6^0 \\ \cdot \\ \lambda T_9^0 + (1-\lambda)2T_{10}^0 + \lambda T_{11}^0 \\ \lambda T_{10}^0 + (1-\lambda)2T_{11}^0 + \lambda T_{12}^0 \\ \lambda T_{11}^0 + (1-\lambda)2T_{12}^0 + \lambda(T_{13}^0 + T_{13}^1) \end{bmatrix}$$

(3.11)

3.1.2.3.1.2 ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์คู่ที่อยู่ระหว่างจุด ศูนย์กลางและที่ขอบของเนื้อมะเร็ง

รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่สอง (Type#2) ลำอัลตราซาวด์ที่ 1 ถูกวางไว้ที่ตำแหน่งที่ x_1 อย่างถาวร ลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ถูกวางให้ห่างจากลำที่ 1 และไม่ได้อยู่ที่บริเวณรอยต่อของเนื้อมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติ ลำที่ 2 จึงอยู่ที่ตำแหน่ง $x_3 - x_{10}$ ดังรูปที่ 3.6 ลำอัลตราซาวด์คู่ให้ความร้อนที่เท่ากัน อุณหภูมิเริ่มต้นของเนื้อมะเร็ง คือ 37°C ซึ่งเป็นอุณหภูมิร่างกาย ดังนั้นขอบเขตการคำนวณมี 2 ขอบเขต โดยการยกตัวอย่างการคำนวณความร้อนเมื่อลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ถูกวางบนตำแหน่งที่ 6 ดังนี้

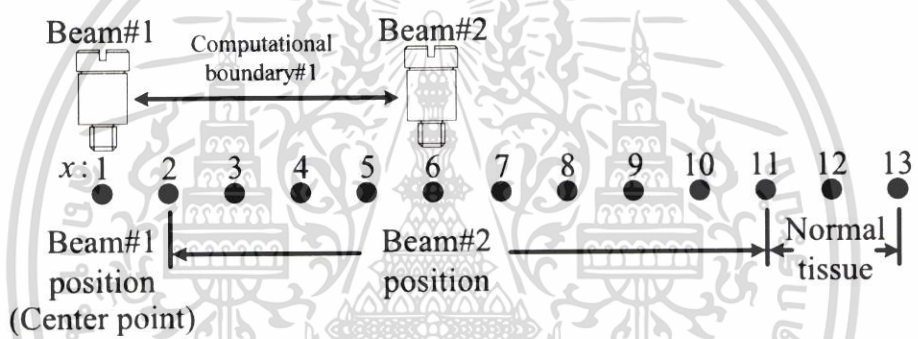


รูปที่ 3.6 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.3.1.2.1 ขอบเขตการคำนวณที่อยู่
ระหว่างลำอัลตราซาวด์คู่

ขอบเขตการคำนวณนี้ คือ ตำแหน่งที่ $x_1 - x_6$ ดังรูปที่ 3.7 ตำแหน่งที่มีค่าความร้อนเปลี่ยนแปลงตามเวลา คือ ตำแหน่งที่ $x_2 - x_5$ ดังนั้นการคำนวณความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงเวลาโดยการแทนพารามิเตอร์เวลาเริ่มต้นที่ $t=0$ และการแทนตำแหน่งที่ $i=2,3,4,5$ ลงสมการที่ (3.6) สมการที่ได้หลังจากการแทน $t=0$ และ $i=2,3,4,5$ ถูกจัดให้อยู่ในระบบ Tridiagonal matrix ดังสมการที่ (3.12) เพื่อคำนวณค่าความร้อนที่เวลา $t=1$ และที่ตำแหน่ง $i=2,3,4,5$ ความร้อนที่เวลา $t=2$ และที่ตำแหน่ง $i=2,3,4,5$ สามารถถูกคำนวณโดยใช้ค่าความร้อนที่เวลา $t=1$ และที่ตำแหน่ง $i=2,3,4,5$ รูปแบบการคำนวณซ้ำนี้ถูกใช้เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป



รูปที่ 3.7 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2 กับขอบเขตการคำนวณด้านซ้าย

$$[A_{2L}][X_{2L}] = [B_{2L}] \tag{3.12}$$

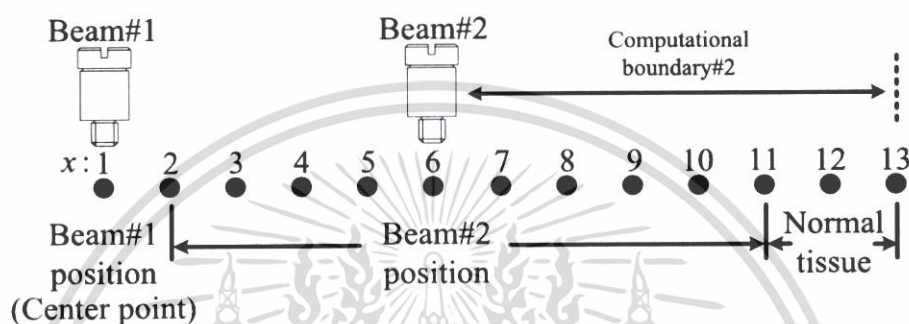
$$\Downarrow$$

$$\begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda \\ 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_2^1 \\ T_3^1 \\ T_4^1 \\ T_5^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda(T_1^0 + T_1^1) + (1-\lambda)2T_2^0 + \lambda T_3^0 \\ \lambda T_2^0 + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \\ \lambda T_3^0 + (1-\lambda)2T_4^0 + \lambda T_5^0 \\ \lambda T_4^0 + (1-\lambda)2T_5^0 + \lambda(T_6^0 + T_6^1) \end{bmatrix}$$

3.1.2.3.1.2.2 ขอบเขตการคำนวณที่อยู่
ระหว่างเนื้อมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติ

ขอบเขตการคำนวณนี้ คือ ตำแหน่งที่ $x_6 - x_{13}$ ดังรูปที่ 3.8 ตำแหน่งที่มีค่าความร้อนเปลี่ยนแปลงตามเวลา คือ ตำแหน่งที่ $x_7 - x_{12}$ ตำแหน่งที่ x_{13} ถูกกำหนดให้มีค่า 37°C อย่างถาวร ดังนั้นการคำนวณความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงเวลาโดยการเอกซอร์นี้เป็นเอกซอร์ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แทนพารามิเตอร์เวลาเริ่มต้นที่ $l=0$ และการแทนตำแหน่งที่ $i=7,8,9,10,11,12$ ลงสมการที่ (3.6) สมการที่ได้หลังจากการแทน $l=0$ และ $i=7,8,9,10,11,12$ ถูกจัดให้อยู่ในระบบ Tridiagonal matrix ดังสมการที่ (3.13) เพื่อคำนวณค่าความร้อนที่เวลา $l=1$ และที่ตำแหน่ง $i=7,8,9,10,11,12$ ความร้อนที่เวลา $l=2$ และที่ตำแหน่ง $i=7,8,9,10,11,12$ สามารถถูกคำนวณโดยใช้ค่าความร้อนที่เวลา $l=1$ และที่ตำแหน่ง $i=7,8,9,10,11,12$ รูปแบบการคำนวณซ้ำนี้ถูกใช้เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป



รูปที่ 3.8 ลักษณะการวางลำอัลตราซาวด์คู่แบบที่ 2 กับขอบเขตการคำนวณด้านขวา

$$[A_{2R}][X_{2R}] = [B_{2R}] \quad (3.13)$$

$$\Downarrow$$

$$\begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_7^1 \\ T_8^1 \\ T_9^1 \\ T_{10}^1 \\ T_{11}^1 \\ T_{12}^1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda(T_6^0 + T_6^1) + (1-\lambda)2T_7^0 + \lambda T_8^0 \\ \lambda T_7^0 + (1-\lambda)2T_8^0 + \lambda T_9^0 \\ \lambda T_8^0 + (1-\lambda)2T_9^0 + \lambda T_{10}^0 \\ \lambda T_9^0 + (1-\lambda)2T_{10}^0 + \lambda T_{11}^0 \\ \lambda T_{10}^0 + (1-\lambda)2T_{11}^0 + \lambda T_{12}^0 \\ \lambda T_{11}^0 + (1-\lambda)2T_{12}^0 + \lambda(T_{13}^0 + T_{13}^1) \end{bmatrix}$$

3.1.2.3.1.3 ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์คู่ขนานกันที่จุดศูนย์กลางและที่ขอบของเนื้อมะเร็ง

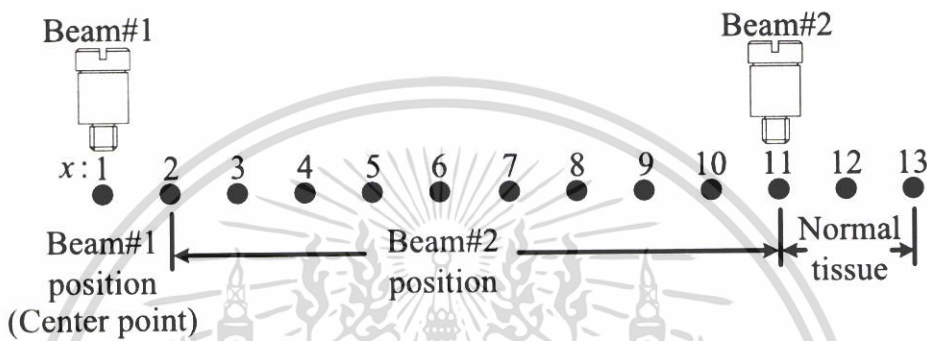
รูปแบบลำอัลตราซาวด์คู่แบบสาม (Type#3) วางลำอัลตราซาวด์ที่ 1 และ 2 อยู่ห่างกันตามระยะรัศมีของเนื้อมะเร็ง ลำที่ 1 และ 2 จึงอยู่ที่ตำแหน่ง x_1 และ x_{11} ตามลำดับ ดังรูปที่ 3.9 ลำอัลตราซาวด์คู่ให้ความร้อนที่เท่ากัน ขอบเขตการคำนวณ คือ ตำแหน่งที่ $x_1 - x_{11}$ ตำแหน่งที่มีค่าความร้อนเปลี่ยนแปลงตามเวลา คือ ตำแหน่งที่ $x_2 - x_{10}$ ดังนั้นการคำนวณความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงเวลาโดยการแทนพารามิเตอร์เวลาเริ่มต้นที่ $l=0$ และการแทนตำแหน่งที่ $i=2,3,4,\dots,10$ ลงสมการที่ (3.6) สมการที่ได้หลังจากการแทน $l=0$ และ $i=2,3,4,\dots,10$ ถูกจัดให้อยู่ในระบบ Tridiagonal matrix ดังสมการที่ (3.14) เพื่อคำนวณค่าความร้อนที่เวลา $l=1$ และที่

ตำแหน่ง $i=2,3,4,\dots,10$ ความร้อนที่เวลา $l=2$ และที่ตำแหน่ง $i=2,3,4,\dots,10$ สามารถถูกคำนวณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยการใช้ค่าความร้อนที่เวลา $t=1$ และที่ตำแหน่ง $i=2,3,4,\dots,10$ รูปแบบการคำนวณซ้ำนี้ถูกใช้เพื่อคำนวณหาความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไป

นอกจากนี้ Type#3 สามารถถูกพิจารณาเป็นรูปแบบการคำนวณเหมือนกับ Type#2 ซึ่งมีขอบเขตการคำนวณ 2 ขอบเขต ขอบเขตเหล่านี้คือขอบเขตการคำนวณด้านซ้ายและด้านขวา ดังนั้นค่าความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลาที่ตำแหน่งต่างบนเนื้อเยื่อยังคงใช้วิธี Tridiagonal matrix สำหรับการคำนวณ



รูปที่ 3.9 ลักษณะการวางลำอัสตราซาวด์คู่แบบที่ 3

$$\begin{aligned}
 & [A_3][X_3] = [B_3] \\
 & \Downarrow \\
 & \begin{bmatrix} (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & -\lambda & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -\lambda & (1+\lambda)2 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_2^1 \\ T_3^1 \\ T_4^1 \\ \cdot \\ \cdot \\ T_8^1 \\ T_9^1 \\ T_{10}^1 \end{bmatrix} = \\
 & \begin{bmatrix} \lambda(T_1^0 + T_1^1) + (1-\lambda)2T_2^0 + \lambda T_3^0 \\ \lambda T_2^0 + (1-\lambda)2T_3^0 + \lambda T_4^0 \\ \lambda T_3^0 + (1-\lambda)2T_4^0 + \lambda T_5^0 \\ \cdot \\ \cdot \\ \lambda T_7^0 + (1-\lambda)2T_8^0 + \lambda T_9^0 \\ \lambda T_8^0 + (1-\lambda)2T_9^0 + \lambda T_{10}^0 \\ \lambda T_9^0 + (1-\lambda)2T_{10}^0 + \lambda(T_{11}^0 + T_{11}^1) \end{bmatrix} \tag{3.14}
 \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.3.2 การออปติไมเซชันตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 และเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด

กระบวนการออปติไมเซชันของแบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ คือ การหาตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 บนเนื้อมะเร็งและเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุด ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่เหมาะสม คือ ตำแหน่งที่ทำลายเนื้อมะเร็งอย่างทั่วถึงและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อน เวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุด คือ การใช้เวลารักษาผู้ป่วยน้อยที่สุด กระบวนการนี้ประกอบด้วย 2 ส่วน ดังรูปที่ 3.10 มีรายละเอียดดังนี้

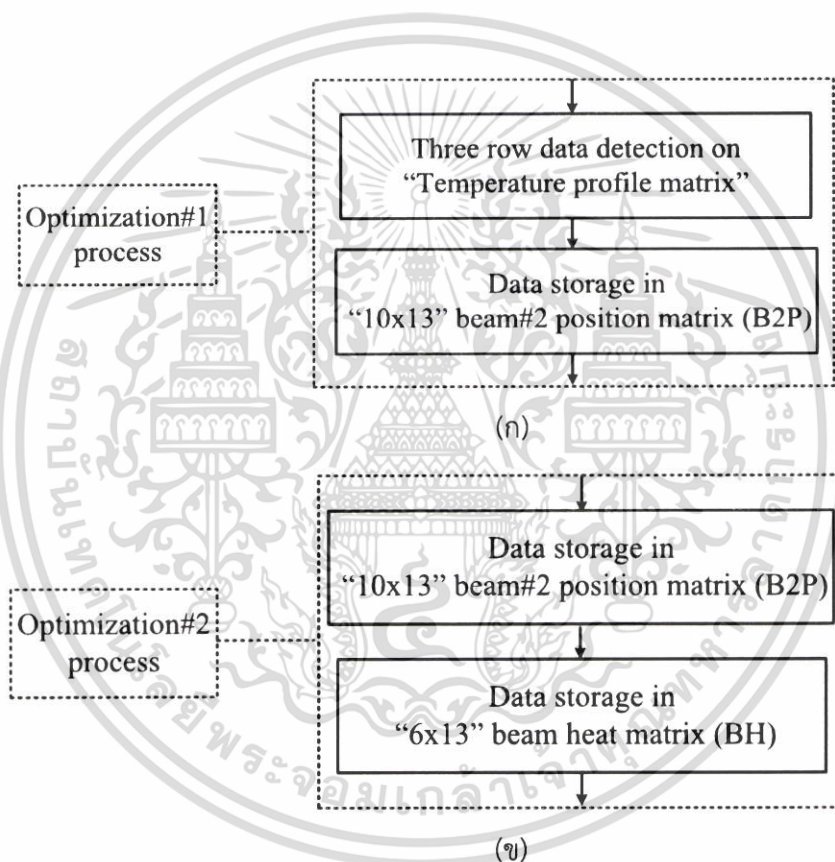
1) Optimization#1 คือ กระบวนการคัดเลือกข้อมูลจากเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิเพื่อจัดเก็บข้อมูลใน Beam#2 position matrix หรือ เมทริกซ์ B2P โดยตัวตรวจจับข้อมูล 3 แกว เมทริกซ์ B2P มีขนาด 10 แกว และ 13 คอลัมน์ ตัวตรวจจับนี้คัดเลือกข้อมูลเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิด้วยเงื่อนไขความปลอดภัยของเนื้อเยื่อปกติจากความร้อนในตำแหน่ง x_{12} ที่ $45^{\circ}\text{C} \leq T < 46^{\circ}\text{C}$ ในแบบจำลองตัวอย่างกระบวนการ Optimization#1 ที่ $BH = 50^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_2$ แสดงดังรายละเอียดต่อไปนี้ ตัวตรวจจับข้อมูลนี้เริ่มตรวจข้อมูลเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิจากแถวที่ 1 ไปยังแถวสุดท้าย แถวแถบกลางของตัวตรวจจับจะคัดเลือกข้อมูลจากเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ตรงตามเงื่อนไขเพื่อจัดเก็บข้อมูลในแถวแรกของเมทริกซ์ B2P ดังรูปที่ 3.11 ข้อมูลเวลาที่ใช้รักษาคำนวณโดยผลคูณของลำดับแถว (t_1) และ ผลต่างเวลา (dt) จากเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิถูกจัดเก็บเช่นเดียวกัน นอกจากนี้กระบวนการ Optimization#1 ดำเนินการที่ $BH = 50^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_3$ และ x_4 ดังรูปที่ 3.12 และ 3.13 ตามลำดับ กระบวนการนี้ดำเนินต่อไปจนกระทั่งที่ $BH = 50^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_{11}$ เมทริกซ์ B2P มีข้อมูลครบถ้วนทุกแถวดังรูปที่ 3.14 จำนวน BH ของต้นกำเนิดมี 6 ค่า ($BH = 50, 55, 60, 65, 70, 75^{\circ}\text{C}$) จำนวนตำแหน่ง B2P มี 10 ค่า ($B2P = x_2, x_3, x_4, x_5, x_6, x_7, x_8, x_9, x_{10}, x_{11}$) ถ้า BH มี 1 ค่า ประวัติอุณหภูมิจะมี 10 เมทริกซ์ ดังนั้นประวัติอุณหภูมิจึงมีทั้งหมด 60 เมทริกซ์ในแบบจำลอง 1 มิติ จำนวนเมทริกซ์ B2P คือ 6 เมทริกซ์เมื่อจำนวนเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิทั้งหมดผ่านกระบวนการ Optimization#1

2) Optimization#2 คือ การหาตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการกระจายตัวความร้อนบนเนื้อมะเร็งและการหาเวลาที่ใช้รักษาที่น้อยที่สุดโดยกระบวนการคัดเลือกข้อมูลจากเมทริกซ์ B2P เพื่อจัดเก็บข้อมูลใน Beam heat matrix หรือ เมทริกซ์ BH ด้วยตัวตรวจจับข้อมูล 1 แกว เมทริกซ์ BH มีขนาด 10 แกว และ 13 คอลัมน์ ตัวตรวจจับนี้คัดเลือกข้อมูลเมทริกซ์ B2P ด้วยเงื่อนไขการตายของเนื้อมะเร็งจากความร้อนในตำแหน่ง $x_1 - x_{12}$ ที่ $T \geq 45^{\circ}\text{C}$ กับเวลาที่ใช้รักษาที่น้อยที่สุดในแบบจำลอง ตัวอย่างกระบวนการ Optimization#2 ที่ $BH = 50^{\circ}\text{C}$ แสดงดังรายละเอียดต่อไปนี้ ตัวตรวจจับข้อมูลนี้เริ่มตรวจข้อมูลเมทริกซ์ B2P จากแถวที่ 1 ไปยังแถวสุดท้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

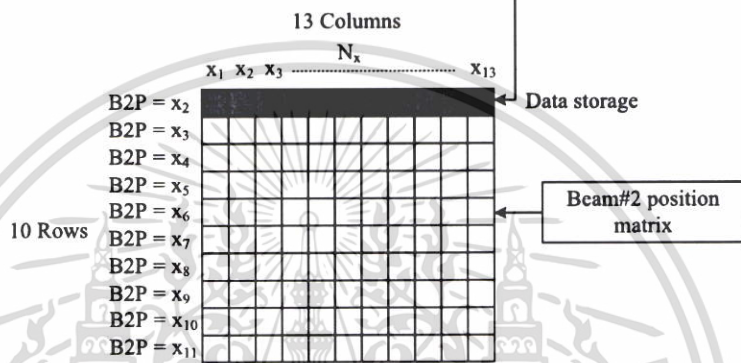
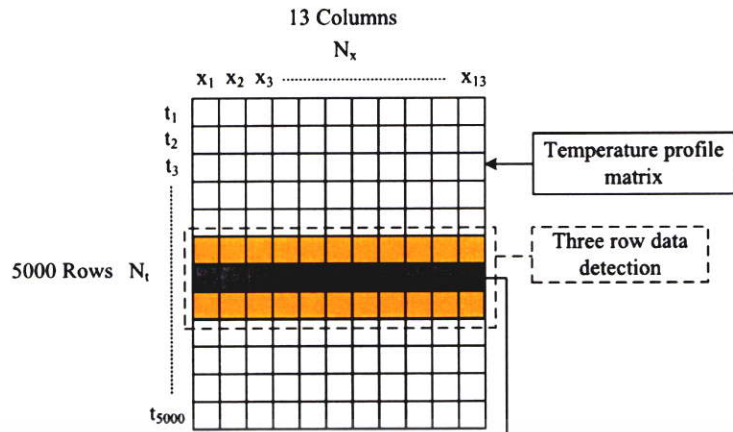
แถวเดียวของตัวตรวจจับจะคัดเลือกข้อมูลจากเมทริกซ์ B2P ที่ตรงตามเงื่อนไขเพื่อจัดเก็บข้อมูลในแถวแรกของเมทริกซ์ BH พร้อมข้อมูลเวลาที่ใช้รักษา ดังรูปที่ 3.15 ข้อมูลเวลาที่ใช้รักษาคำนวณโดยผลคูณของลำดับแถว (t_n) และ ผลต่างเวลา (dt) จากเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิ นอกจากนี้กระบวนการ Optimization#2 ดำเนินการที่ BH = 55, 60 °C ดังรูปที่ 3.16 และ 3.17 ตามลำดับ กระบวนการนี้ดำเนินต่อไปจนกระทั่งที่ BH = 75 °C เมทริกซ์ BH มีข้อมูลครบถ้วนทุกแถวดังรูปที่ 3.18

สุดท้ายข้อมูลความร้อนจากต้นกำเนิดกับเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมจากกระบวนการออปติไมเซชันของแบบจำลองถูกนำมาสร้างสมการโพลิโนเมียลเพื่อเป็นข้อมูลที่ประโยชน์สำหรับการวางแผนรักษาผู้ป่วยมะเร็งทางด้านคลินิก

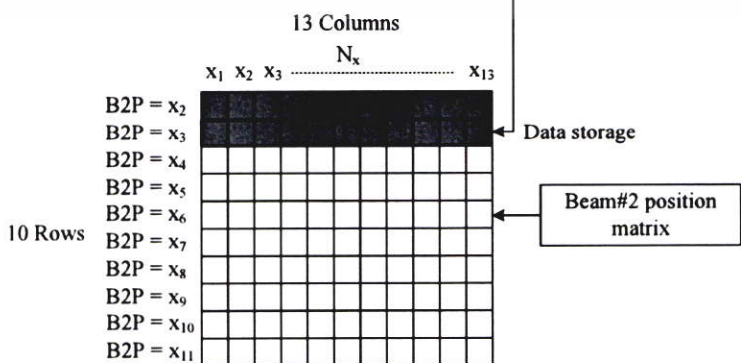
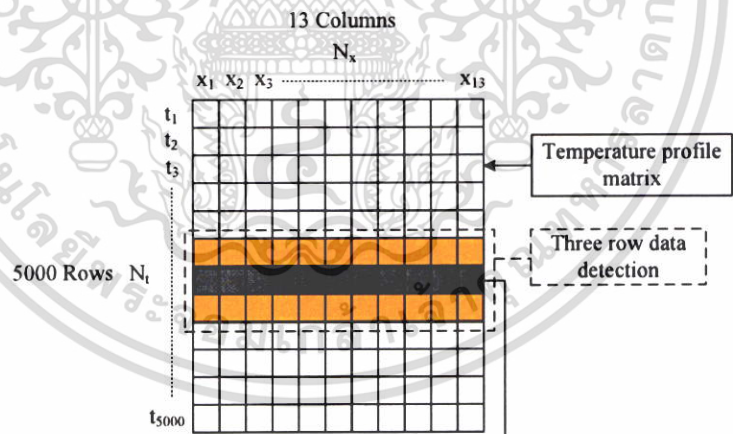


รูปที่ 3.10 การคำนวณตำแหน่งของต้นกำเนิดและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

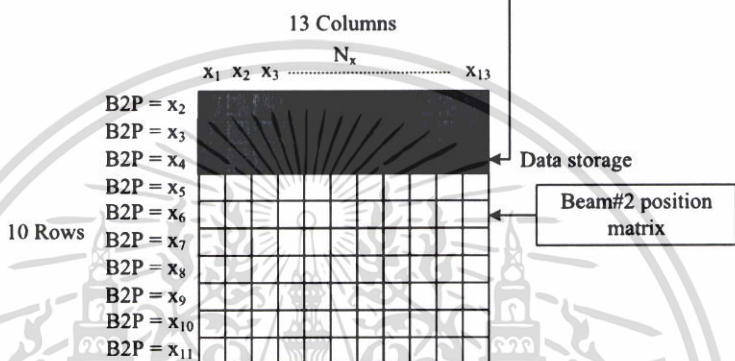
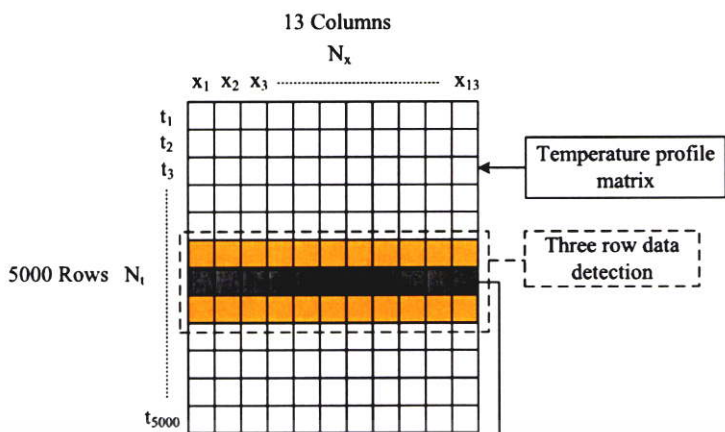


รูปที่ 3.11 กระบวนการ Optimization#1 กับ BH = 50 °C และ B2P = x₂

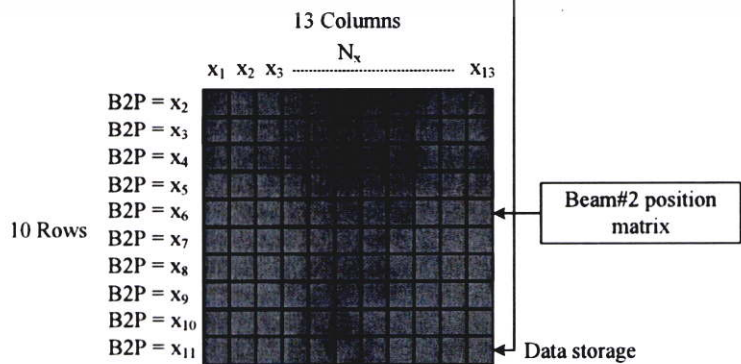
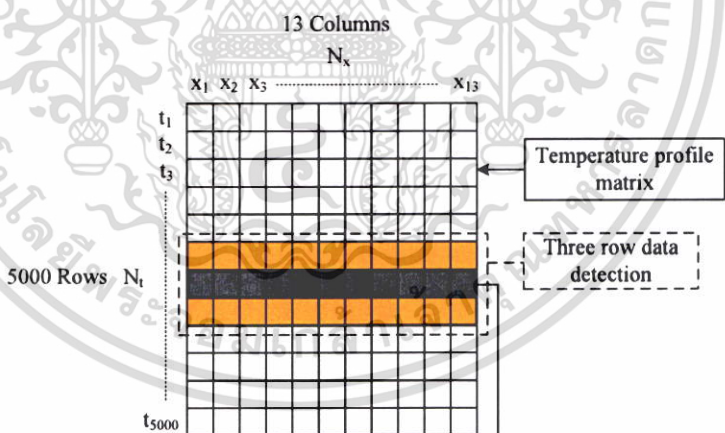


รูปที่ 3.12 กระบวนการ Optimization#1 กับ BH = 50 °C และ B2P = x₃

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

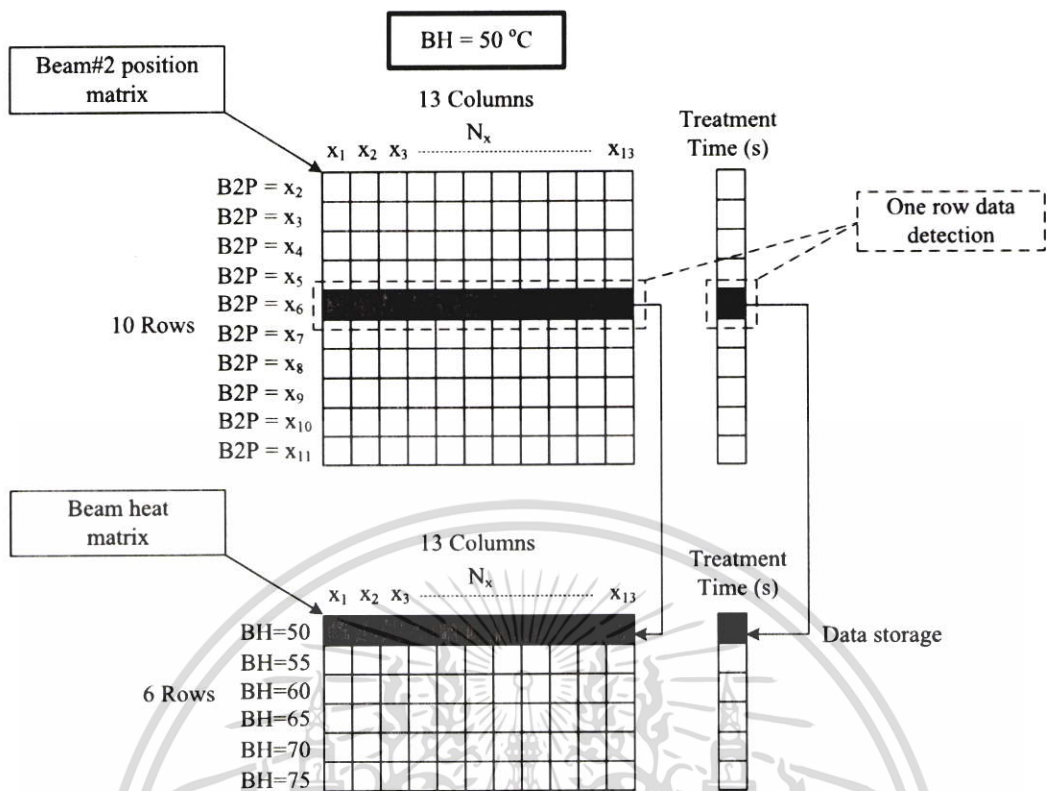


รูปที่ 3.13 กระบวนการ Optimization#1 กับ BH = 50 °C และ B2P = x₄

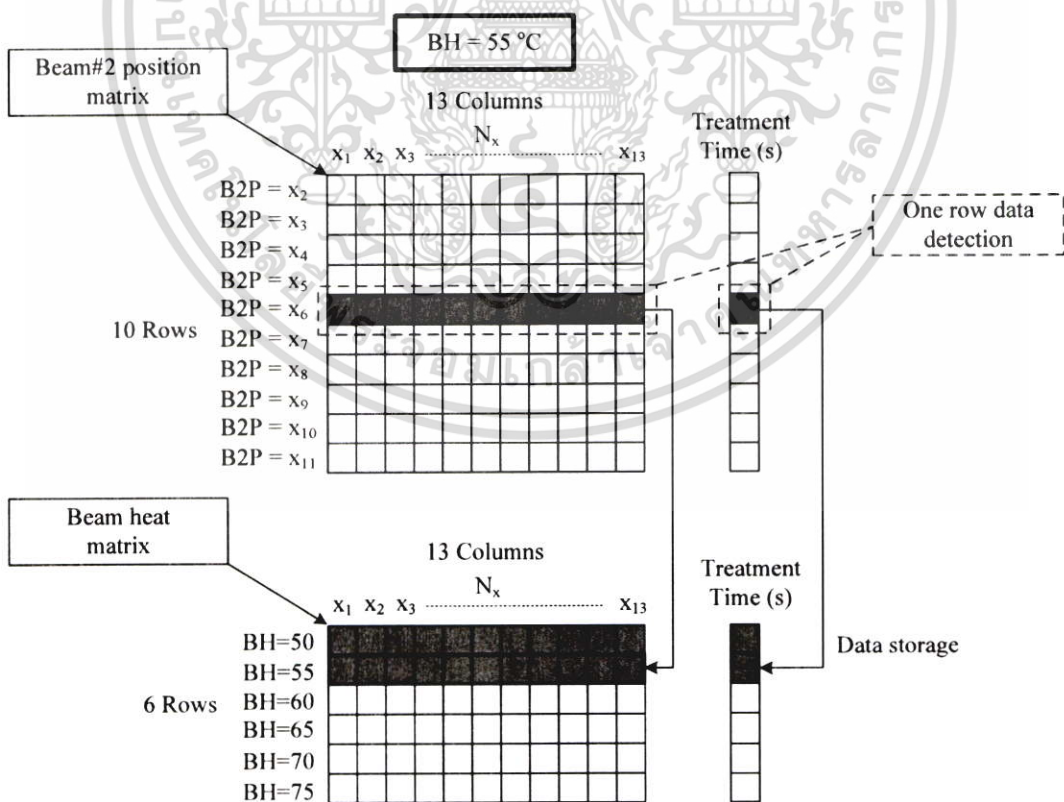


รูปที่ 3.14 กระบวนการ Optimization#1 กับ BH = 50 °C และ B2P = x₁₁

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับโครงการวิจัยในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

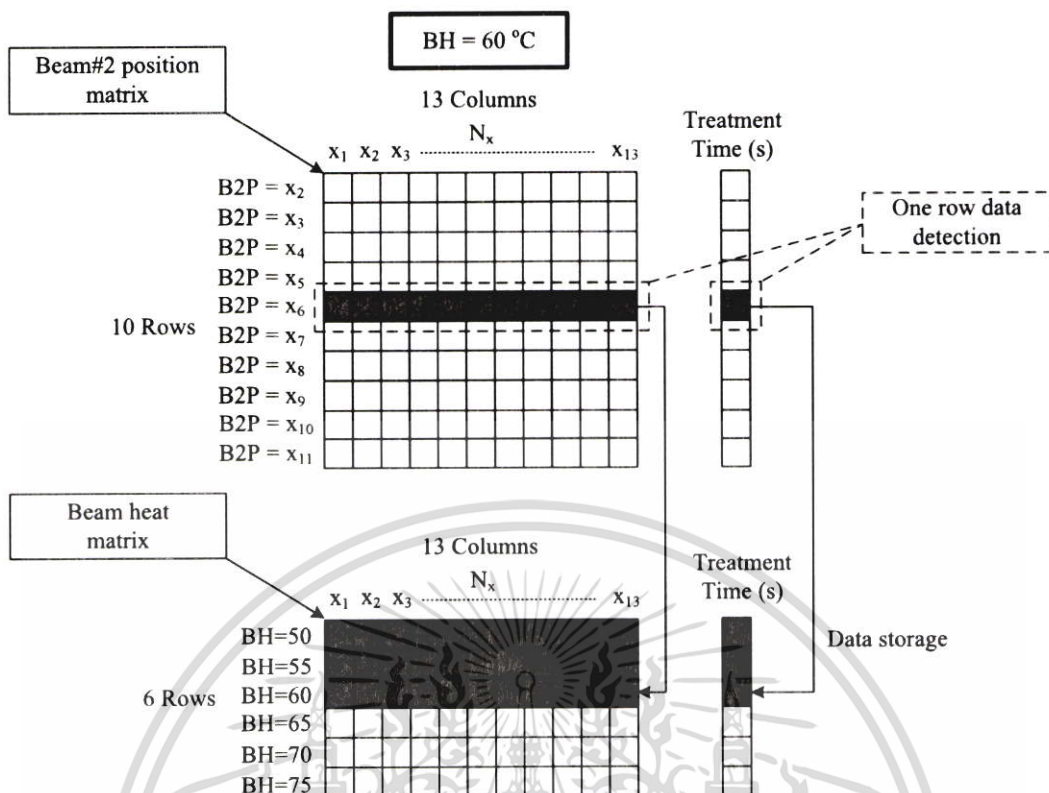


รูปที่ 3.15 กระบวนการ Optimization#2 กับ BH = 50 °C

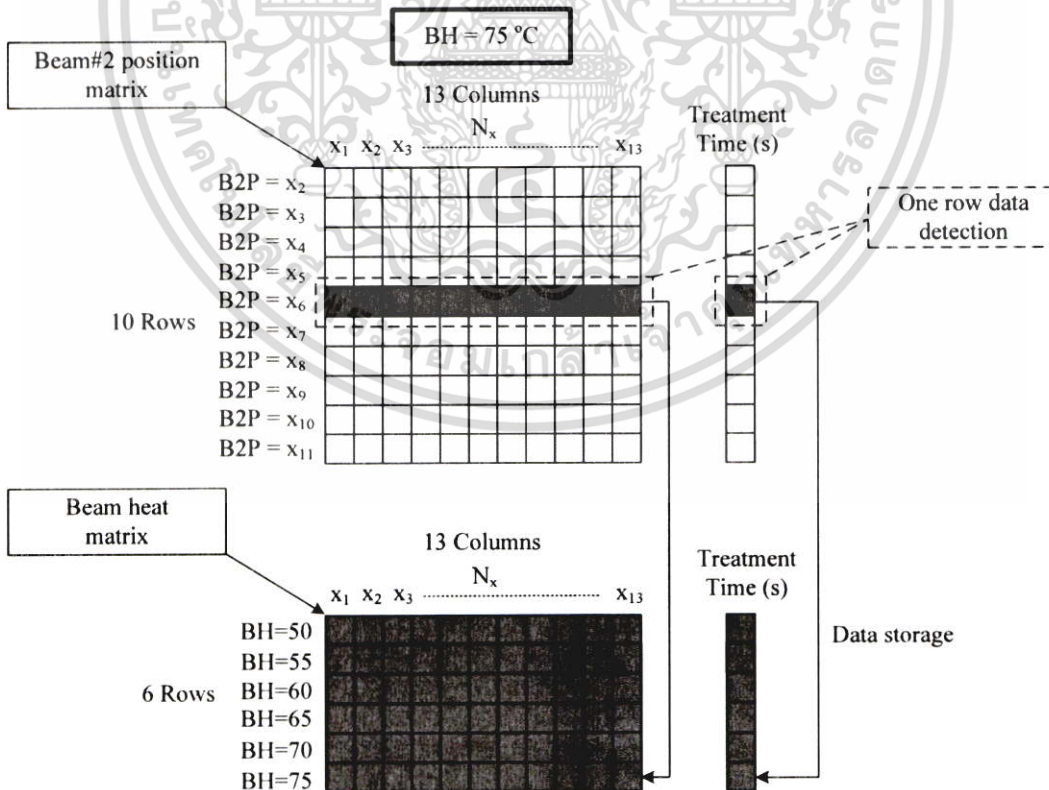


รูปที่ 3.16 กระบวนการ Optimization#2 กับ BH = 55 °C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.17 กระบวนการ Optimization#2 กับ BH = 60 °C



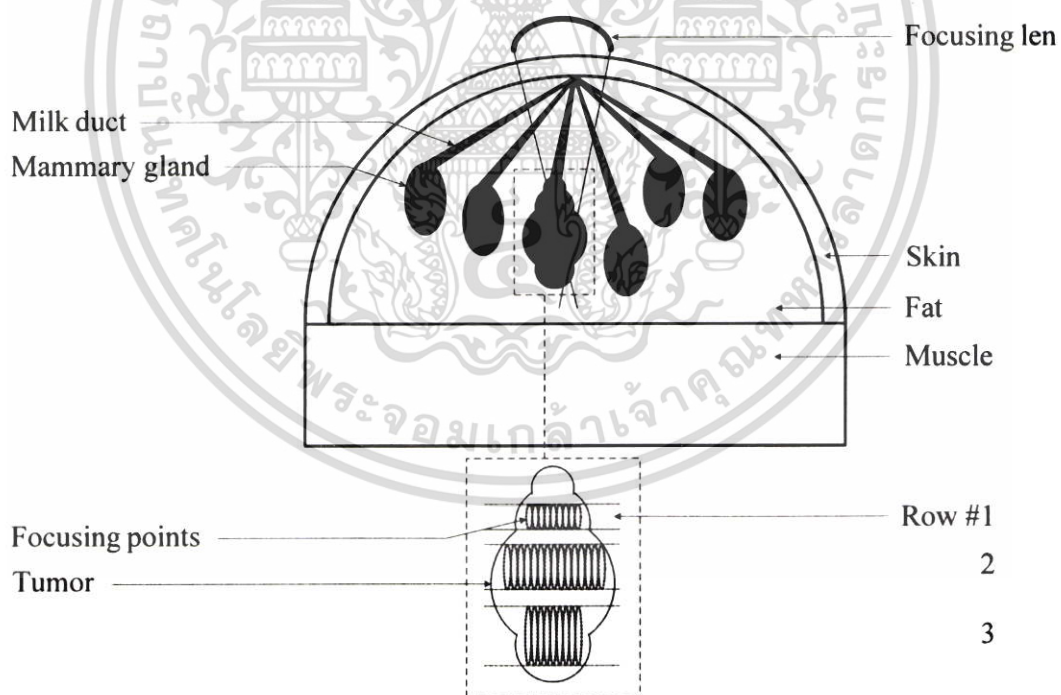
รูปที่ 3.18 กระบวนการ Optimization#2 กับ BH = 75 °C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 2 มิติ

3.2.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 2 มิติ

แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยความร้อนจากคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส แสดงดังรูปที่ 3.19 องค์ประกอบของแบบจำลองที่สำคัญ คือ เลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่มีรัศมีมีความโค้ง สำหรับการโฟกัสคลื่นอัลตราซาวด์รวมที่จุดเดียวเพื่อทำลายเนื้อมะเร็ง โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม ภายในแบบจำลองมีชั้นผิวหนังอยู่ด้านบนสุด ชั้นไขมันครึ่งวงกลมมีรัศมี 6 cm ต่อมน้ำนมในชั้นไขมัน มีจำนวน 6 ต่อม ขนาดแนวตั้งและแนวนอนของต่อมน้ำนม คือ 2.1 cm และ 1.0 cm ตามลำดับ ท่อน้ำนมมีจำนวน 6 ท่อ ขนาดความกว้างของท่อน้ำนม คือ ประมาณ 1-2 cm ชั้นกล้ามเนื้อเนื้อมีความหนา 5 cm เนื้อมะเร็งในระยะที่ 2 มีขนาดแนวตั้งและแนวนอน คือ 2.75 cm และ 1.50 cm ตามลำดับ เนื่องจากผู้วิจัยคิดว่าเนื้อมะเร็งที่ระยะต้นนี้มีความง่ายและความปลอดภัยสำหรับการรักษาทางการแพทย์ พื้นผิวเนื้อมะเร็งมีลักษณะขรุขระเพื่อความสมจริง การรักษาเนื้อมะเร็งด้วยจุดโฟกัสจากเลนส์ถูกแบ่งออกเป็น 3 แถว แถวที่ 1 มีจุดโฟกัส 9 จุด แถวที่ 2 มีจุดโฟกัส 15 จุด และแถวที่ 3 มีจุดโฟกัส 9 จุด ดังรูปที่ 3.19



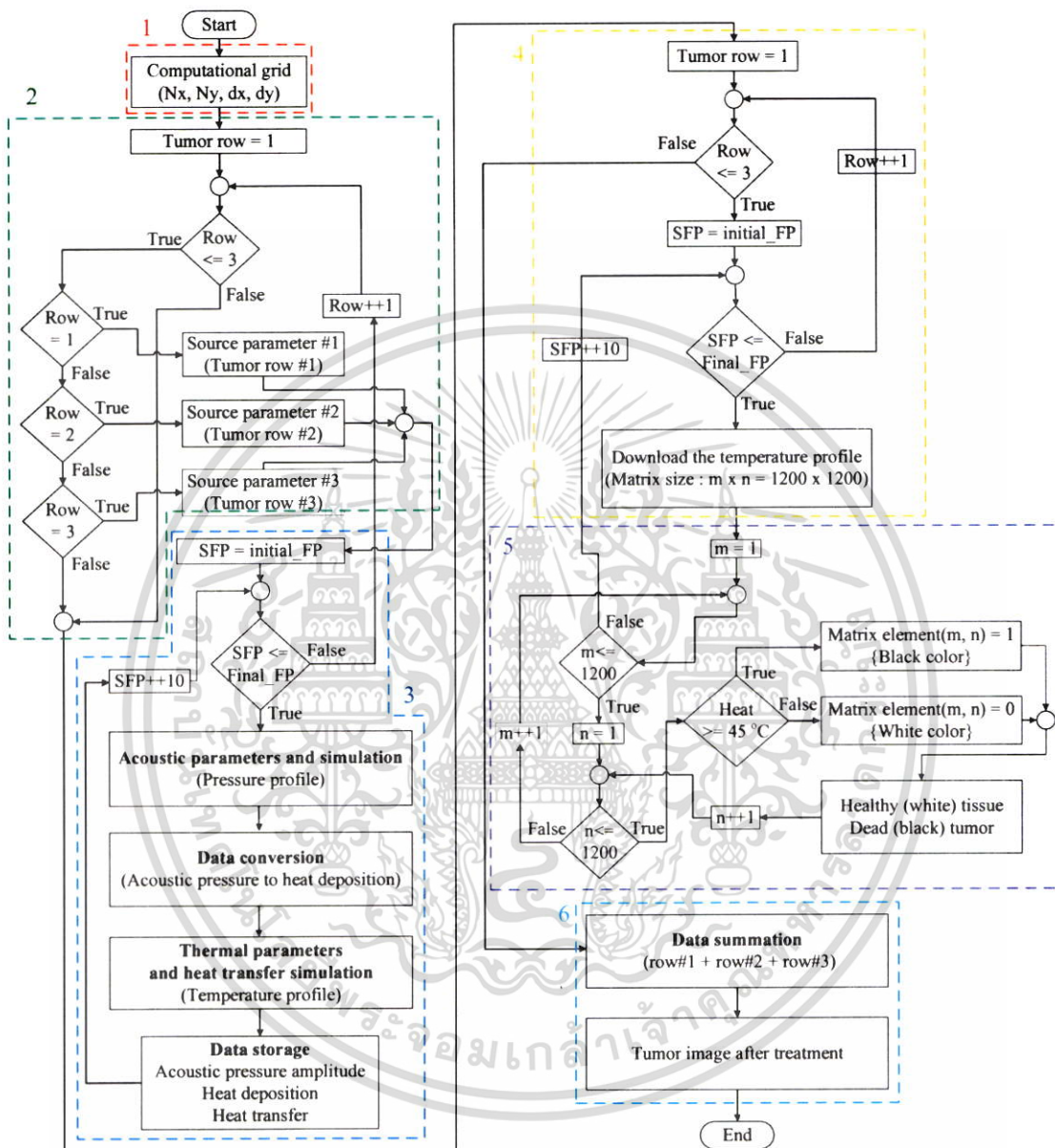
รูปที่ 3.19 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมภายในแบบจำลอง

3.2.2 การสร้างกระบวนการทำงานของซอฟต์แวร์

อัลกอริทึมของแบบจำลองเนื้อมะเร็ง 2 มิติ แสดงดังรูปที่ 3.20 อัลกอริทึมนี้ถูกจำแนกออกเป็น

การคำนวณประวัติอุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่มีการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โฟกัส (ด้านขวา) และการแสดงผลลัพท์การตายของเนื้อมะเร็งจากความร้อน (ด้านซ้าย) องค์ประกอบของอัลกอริทึมมีรายละเอียดดังนี้



รูปที่ 3.20 อัลกอริทึมการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส

3.2.2.1 ขั้นตอนแรกการกำหนดขนาดของแบบจำลอง

ขั้นตอนแรก คือ การกำหนดขนาดแบบจำลองด้วยตัวแปรจำนวนจุดกริดทั้งหมด แนวแกนนอน (N_x) ตัวแปรระยะห่างระหว่างจุดกริดแนวแกนนอน (dx) ตัวแปรจำนวนจุดกริดทั้งหมดแนวแกนตั้ง (N_y) และตัวแปรระยะห่างระหว่างจุดกริดแนวแกนตั้ง (dy) ตัวแปรเหล่านี้ถูก

เอกสารพิจารณาเป็นตัวแปรอินพุตของฟังก์ชัน `WaveGrid` เพื่อสร้างระบบกริดที่เกิดขึ้นทั้งหมดบน `WaveGrid` ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบจำลอง คุณสมบัติของฟังก์ชัน `kWaveGrid` แสดงดังตารางที่ 3.1 ตัวแปร N_x และ N_y ถูกกำหนดขึ้นจากรัศมีชั้นไขมันและจากตัวแปร dx และ dy รัศมีชั้นไขมัน คือ 6 cm ตัวแปร dx และ dy มีค่าเท่ากับ 0.0001 m เนื่องจากระยะห่างระหว่างจุดกริดมีค่าในช่วงความยาวคลื่นของอัลตราซาวด์ ค่า N_x , N_y และขนาดแบบจำลองคำนวณจากสมการที่ (3.15) และ (3.16) ตามลำดับ

$$N_x = N_x = 2 \left(\frac{\text{fat radius}}{dx} \right) \quad (3.15)$$

$$\text{Simulation size} = N_x \times N_y \quad (3.16)$$

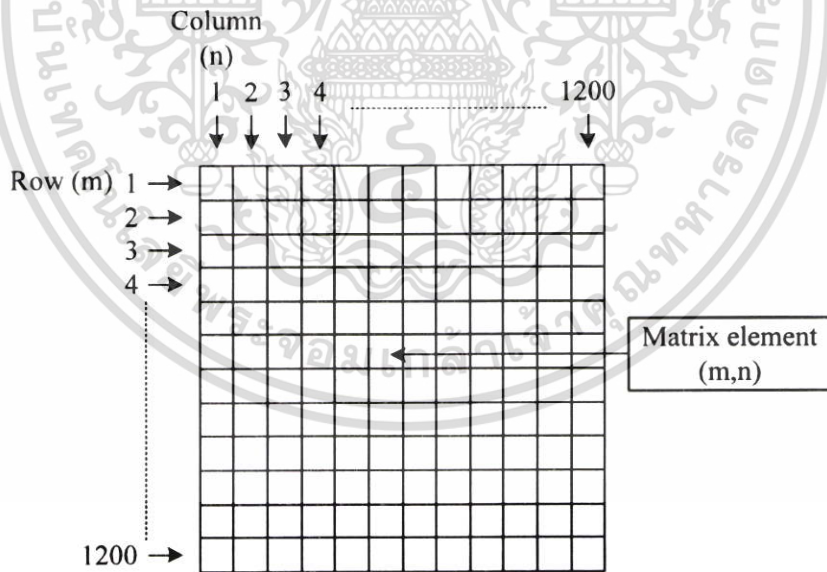
จากสมการที่กล่าวมาข้างต้น ค่า N_x และ N_y มีค่าเท่ากับ 1200 และ 1200 จุดกริด ตามลำดับ จำนวนจุดกริดทั้งหมดของแบบจำลองมีค่าเท่ากับ $1200 \times 1200 = 1,440,000$ จุดกริด ลำดับตำแหน่งจุดกริดในแบบจำลอง คือ ลำดับเอเลเมนต์เมทริกซ์ที่เรียงจากซ้ายไปขวาและจากบนลงล่าง ดังรูปที่ 3.21

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของฟังก์ชัน `kWaveGrid`

| ฟังก์ชัน | ข้อมูล อินพุต | ข้อมูลเอาพุต | ความหมายข้อมูลเอาพุต |
|-----------|--------------------------------|--------------------------------------|------------------------------------|
| kWaveGrid | N_x dx N_y dy | <code>kgrid.k</code> | เลขคลื่นสเกลาร์บนจุดกริด |
| | | <code>kgrid.k_max</code> | เลขคลื่นบนจุดกริดที่มากที่สุด |
| | | <code>kgrid.t_array</code> | อาเรย์เวลาของแบบจำลอง |
| | | <code>kgrid.Nt</code> | จำนวนการก้าวของเวลา |
| | | <code>kgrid.dt</code> | การก้าวของเวลา |
| | | <code>Kgrid.dim</code> | จำนวนมิติของแบบจำลอง |
| | | <code>Kgrid.total_grid_points</code> | จำนวนจุดกริดทั้งหมด |
| | | <code>Kgrid.Nx</code> | จำนวนจุดกริดบนแนวแกน x |
| | | <code>Kgrid.dx</code> | ระยะห่างระหว่างจุดกริดบนแนวแกน x |
| | | <code>Kgrid.x</code> | จุดกริดตามแนวแกน x |
| | | <code>Kgrid.x_vec</code> | เวกเตอร์ตามแนวแกน x |
| | | <code>Kgrid.x_size</code> | ขนาดความยาวจุดกริดบนแนว x |
| | | <code>Kgrid.kx</code> | เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน x |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|--------------|---|
| Kgrid.kx_vec | เวกเตอร์เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน x |
| Kgrid.kx_max | ความถี่เชิงพื้นที่ที่มีค่ามากที่สุดบนแนวแกน x |
| Kgrid.Ny | จำนวนจุดกริดบนแนวแกน y |
| Kgrid.dy | ระยะห่างระหว่างจุดกริดบนแนวแกน y |
| Kgrid.y | จุดกริดตามแนวแกน y |
| Kgrid.y_vec | เวกเตอร์ตามแนวแกน y |
| Kgrid.y_size | ขนาดความยาวจุดกริดบนแนว y |
| Kgrid.ky | เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน y |
| Kgrid.ky_vec | เวกเตอร์เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน y |
| Kgrid.ky_max | ความถี่เชิงพื้นที่ที่มีค่ามากที่สุดบนแนวแกน y |



รูปที่ 3.21 ลำดับเอาลิเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

3.2.2.2 ขั้นตอนที่สองการกำหนดเงื่อนไขเส้นสตันกำเนิดคลื่นสำหรับการโฟกัส

ขั้นตอนที่สอง คือ การกำหนดเงื่อนไขเส้นสตันกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์สำหรับการคำนวณประวัติความดันของคลื่นอัลตราซาวด์บนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม คุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นของอุปกรณ์อัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (HIFU) ระหว่าง ข้อมูลมาตรฐานสากล ข้อมูลในเอกสารฉบับนี้เผยแพร่โดยสถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ เมื่อผู้ใช้งานเห็นข้อบกพร่องหรือข้อผิดพลาดไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบจำลองของงานนี้ และ ข้อมูลทางการค้า แสดงดังตารางที่ 3.2 ตัวแปรต้นกำเนิดคลื่นของอุปกรณ์ HIFU ในแบบจำลองของงานนี้ถูกกำหนดขึ้นและมีค่าอยู่ในช่วงของค่ามาตรฐานที่ใช้สำหรับรักษาผู้ป่วย ดังนั้นค่าของตัวแปรต้นกำเนิดคลื่นเหล่านี้ถูกคัดเลือกเพื่อเป็นตัวแปรหลักสำหรับการกำหนดเงื่อนไขต้นกำเนิดคลื่นเสียงในแบบจำลองดังตารางที่ 3.3 ค่าของตัวแปรหลักเหล่านี้สามารถทำลายโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมภายในแบบจำลองได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ตารางที่ 3.2 การเปรียบเทียบคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นของอุปกรณ์อัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (HIFU) ระหว่าง ข้อมูลมาตรฐานสากล ข้อมูลในแบบจำลองของงานนี้ และ ข้อมูลทางการค้า

| ตัวแปรต้นกำเนิดคลื่น | HIFU มาตรฐานสากล [66] | HIFU แบบจำลองของงานนี้ | HIFU ทางการค้ารุ่น FEP-BY02 [67] |
|------------------------|-----------------------|------------------------|-----------------------------------|
| ความถี่ | 0.2-20 MHz | 1 MHz | 1 MHz |
| ความดันคลื่น | 40 Pa – 100 MPa | 0.2 MPa | - |
| ความกว้างเลนส์เว้า | 0.4–25 cm | 3-5 cm | ด้านนอก = 37 cm ด้านใน = 12 cm |
| รัศมีความโค้งเลนส์เว้า | - | 3-5 cm | - |
| ความยาวโฟกัสเลนส์ | 2–25 cm | 3.7-6.2 cm | 25.5 cm |

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติตัวแปรหลักของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น

| ลำดับแถว | ความถี่ (MHz) | ความดัน (MPa) | เลนส์ต้นกำเนิดคลื่น | |
|----------|---------------|---------------|---------------------|--------------------|
| | | | ความกว้าง (cm) | รัศมีความโค้ง (cm) |
| 1 | 1.0 | 0.2 | 4.0 | 3.0 |
| 2 | 1.0 | 0.2 | 4.0 | 4.5 |
| 3 | 1.0 | 0.2 | 4.0 | 5.0 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ตัวแปรย่อยยังถูกกำหนดขึ้นเกี่ยวข้องกับกระบวนการรักษา เนื้อมะเร็งบึงนี้ถูกแบ่งเป็น 3 แถว เนื่องจากขนาดเนื้อมะเร็งบึง ได้แก่ แถวบนสุด (Row#1) แถวกลาง (Row#2) และแถวล่างสุด (Row#3) สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งบึงทั่วทั้งก้อนอย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้นตัวแปรย่อยที่ถูกกำหนดคือ เวลาที่ใช้รักษา จำนวนจุดโฟกัสในแต่ละแถว ระยะห่างระหว่างจุดโฟกัส จุดโฟกัสเริ่มต้น และจุดโฟกัสสุดท้ายในแต่ละแถว ตัวแปรย่อยเหล่านี้แสดงดังตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.4 คุณสมบัติตัวแปรย่อยของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น

| แถว # | เวลาที่ใช้รักษา (sec) | จำนวนจุดโฟกัส | ระยะห่างจุดโฟกัส (mm) | ตำแหน่งเริ่มต้นจุดโฟกัส* | ตำแหน่งสุดท้ายจุดโฟกัส* |
|-------|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------------------|-------------------------|
| 1 | 30 | 9 | 1 | 535 | 615 |
| 2 | 50 | 15 | 1 | 505 | 645 |
| 3 | 60 | 9 | 1 | 535 | 615 |

ตำแหน่งเริ่มต้นและสุดท้ายของจุดโฟกัสเป็นตำแหน่งคอลัมน์ของเมทริกซ์ในแบบจำลอง

เวลาที่ใช้รักษาเพิ่มขึ้นตามลำดับแถวเนื่องจากการเพิ่มรัศมีความโค้งของเลนส์ทำให้ความดันคลื่นที่จุดโฟกัสมีค่าลดลง ดังนั้นเวลาที่ใช้รักษาต้องถูกเพิ่มขึ้นสำหรับการกระจายตัวของความร้อนที่เหมาะสม จำนวนจุดโฟกัส (SFP_num) กำหนดดังตารางที่ 3.3 เนื่องจากขนาดเนื้อมะเร็งบึง เนื้อมะเร็งบึงผิวขรุขระที่ไม่มีความสมมาตรถูกออกแบบให้มีความสมจริง บริเวณส่วนกลางของเนื้อมะเร็งบึงมีความหนาแน่นมากกว่าส่วนอื่น ดังนั้นแถวที่ 2 จึงมีจำนวนจุดโฟกัสมากที่สุด การโฟกัสของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นถูกเลื่อนจากซ้ายไปขวาเป็นระยะทางทีละ $1\text{ mm} = 10$ จุดกริด (S_value) กระบวนการนี้ถูกใช้สำหรับการเลื่อนตำแหน่งจุดโฟกัสของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นจากจุดโฟกัสเริ่มต้นไปยังจุดโฟกัสสุดท้าย ดังนั้นจุดโฟกัสเริ่มต้น ($Initial_FP$) และจุดโฟกัสสุดท้าย ($Final_FP$) คำนวณดังสมการที่ (3.17) และ (3.18) ตามลำดับ

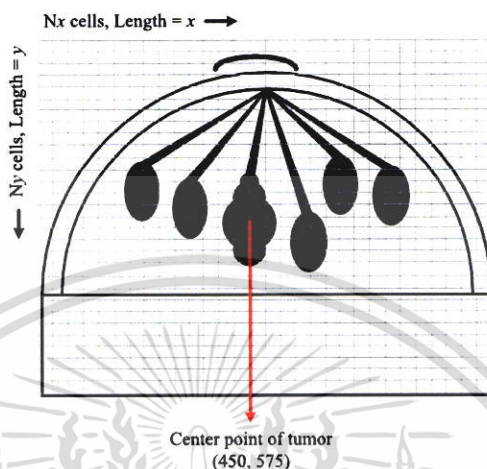
$$Initial_FP = 575 - \left\{ \left(\frac{SFP_num - 1}{2} \right) (S_value) \right\} \quad (3.17)$$

$$Final_FP = 575 + \left\{ \left(\frac{SFP_num - 1}{2} \right) (S_value) \right\} \quad (3.18)$$

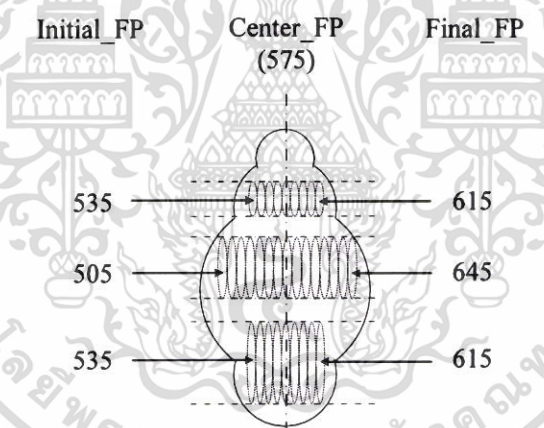
ค่า 575 ในสมการที่ (3.17) และ (3.18) คือ ตำแหน่งคอลัมน์ที่จุดกึ่งกลางตามแนวแกน x ของเนื้อมะเร็งบึงในแบบจำลอง ตำแหน่งคอลัมน์นี้ถูกนำมาใช้เลื่อนเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น ตำแหน่งแถวที่จุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้กับการใช้งานเฉพาะเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กึ่งกลางตามแนวแกน y ของเนื้อมะเร็งไม่ได้ถูกใช้เนื่องจากความลึกของจุดโฟกัสถูกเปลี่ยนด้วยการเพิ่มรัศมีความโค้งของเลนส์ ตำแหน่งจุดกึ่งกลางของเนื้อมะเร็งในแบบจำลองแสดงดังรูปที่ 3.22 ค่า $Initial_FP$ และ $Final_FP$ จากการคำนวณในแต่ละแถวโฟกัสแสดงดังรูปที่ 3.23



รูปที่ 3.22 โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมบนระบบพิกัดฉากภายในแบบจำลอง



รูปที่ 3.23 ตำแหน่งจุดโฟกัสเริ่มต้นและจุดโฟกัสสุดท้ายในแต่ละแถวบนโครงสร้างเนื้อมะเร็ง

3.2.2.3 ขั้นตอนที่สามการคำนวณประวัติความดันคลื่นและประวัติอุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

ขั้นตอนที่สาม คือ การคำนวณประวัติความดันคลื่นและประวัติอุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น ขั้นตอนมีรายละเอียดดังนี้

3.2.2.3.1 การคำนวณประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์

การคำนวณประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์จำแนกออกเป็น 3 ส่วน ด้วย

การกำหนดคุณสมบัติที่สำคัญของแบบจำลองมีรายละเอียดดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับกรแข่งขันเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2.3.1.1 การกำหนดคุณสมบัติตัวกลาง

ตัวกลางของแบบจำลองเป็นคุณสมบัติแรกที่ถูกระบุ ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงของตัวกลางแสดงดังตารางที่ 3.5 ตัวแปรเหล่านี้กำหนดค่าของตัวแปรได้ 2 รูปแบบ คือ ตัวแปรสเกลาร์ซึ่งเป็นข้อมูลเดี่ยวและตัวแปรเมทริกซ์ ดังนั้นตัวแปรส่วนใหญ่เป็นตัวแปรเมทริกซ์ ยกเว้นตัวแปร 2 ตัวแปรนี้ `medium.alpha_power` และ `medium.alpha_mode` ต้องถูกกำหนดเป็นสเกลาร์ตามระเบียบของซอฟต์แวร์

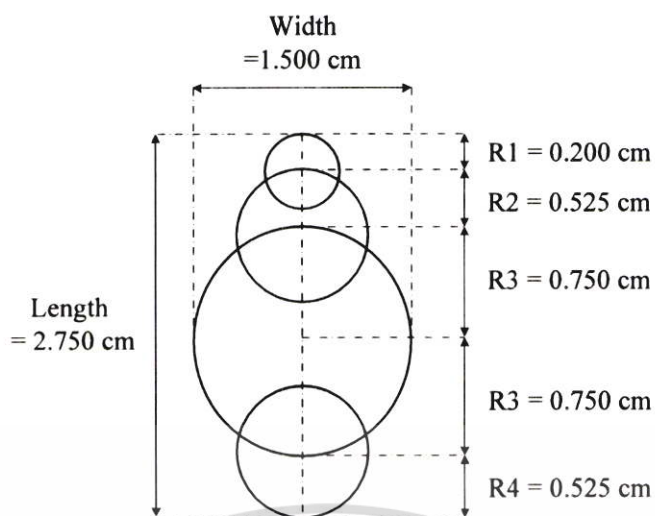
ตารางที่ 3.5 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงของตัวกลางในแบบจำลอง

| ตัวแปรในซอฟต์แวร์ | สัญลักษณ์ | คำอธิบาย |
|---------------------------------|-----------|--|
| <code>medium.sound_speed</code> | v | ความเร็วเสียงของตัวกลาง (m/s) |
| <code>medium.density</code> | ρ | ความหนาแน่นของตัวกลาง (kg/m^3) |
| <code>medium.alpha_coeff</code> | α | สัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (dB/(MHz.cm)) |
| <code>medium.alpha_power</code> | γ | สัมประสิทธิ์การยกกำลังของการลดทอนคลื่นเสียง |
| <code>medium.alpha_mode</code> | - | รูปแบบการลดทอนคลื่นเสียง |
| <code>medium.BonA</code> | B/A | สัมประสิทธิ์ความไม่เป็นเชิงเส้นของตัวกลาง |

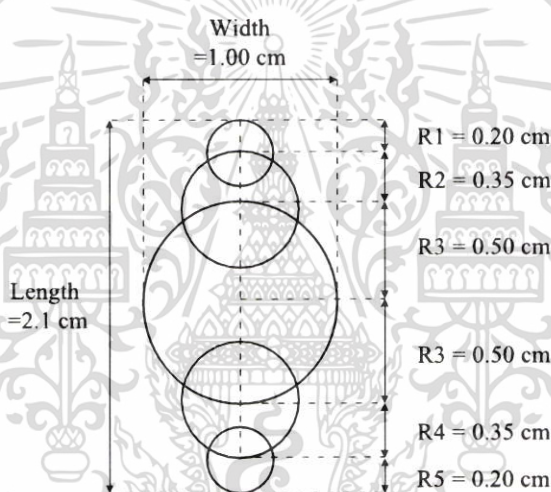
โครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมถูกสร้างบนแบบจำลองก่อนการกำหนดค่าตัวแปรที่กล่าวไว้ข้างต้นเหล่านี้ ฟังก์ชันที่ผู้ใช้สำหรับการสร้างรูปทรงเรขาคณิตพื้นฐานด้วยกล่อง K-wave ใช้ระบบเลขไบนารี (“1” และ “0”) เอลิเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลองที่ถูกกำหนดด้วยหมายเลข “1” คือ โครงสร้างที่ถูกสร้างจากฟังก์ชันรูปทรงพื้นฐาน

ชั้นไขมันครึ่งวงกลมถูกสร้างโดยฟังก์ชัน `makeDisc` และ โดยการกำหนดขอบเขตเอลิเมนต์เมทริกซ์เพื่อลดรูปจากวงกลมกลายเป็นครึ่งวงกลม ดังนั้นรูปทรงครึ่งวงกลมนี้ คือ เอลิเมนต์เมทริกซ์ที่ถูกกำหนดด้วยหมายเลข “1” ชั้นกล้ามเนื้อถูกสร้างขึ้นโดยการกำหนดขอบเขตเอลิเมนต์เมทริกซ์เช่นเดียวกัน ท่อน้ำนมถูกสร้างขึ้นโดยฟังก์ชัน `makeLine` เนื้อเยื่อถูกสร้างขึ้นโดยฟังก์ชัน `makeDisc` ฟังก์ชันนี้สร้างวงกลมจำนวน 4 วง เพื่อให้ผิวของเนื้อเยื่อมีความขรุขระสำหรับความสมจริง ดังรูปที่ 3.24 ต่อม้ำนมถูกสร้างโดยฟังก์ชัน `makeDisc` ด้วยวงกลมที่มีหลายขนาดต่างกันจำนวน 5 วง ดังรูปที่ 3.25 ฟังก์ชัน `makeLine` ถูกใช้เพื่อสร้างเส้นตรงขนาดเล็กเรียงต่อกันเป็นเส้นโค้ง จำนวน 4 เส้น เส้นโค้งเหล่านี้ถูกรวมเข้ากับวงกลม 5 วง กลายเป็นวงรี ดังรูปที่ 3.26 พื้นที่ว่าง 4 จุด จะถูกเติมด้วยหมายเลข “1” เพื่อสร้างวงรีที่สมบูรณ์ ดังรูปที่ 3.27

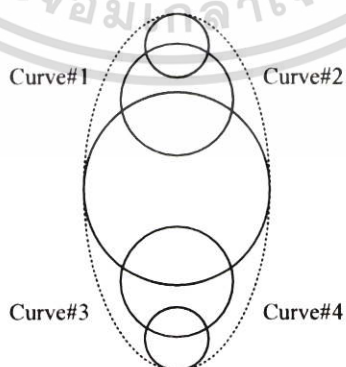
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.24 โครงสร้างเนื้อมะเรียงภายในแบบจำลอง

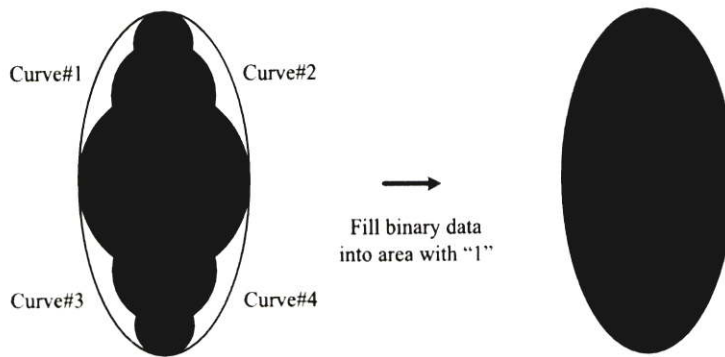


รูปที่ 3.25 โครงสร้างต่อมไขมันภายในแบบจำลอง



รูปที่ 3.26 การสร้างส่วนโค้งรูปทรงวงรีสำหรับโครงสร้างต่อมไขมันภายในแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



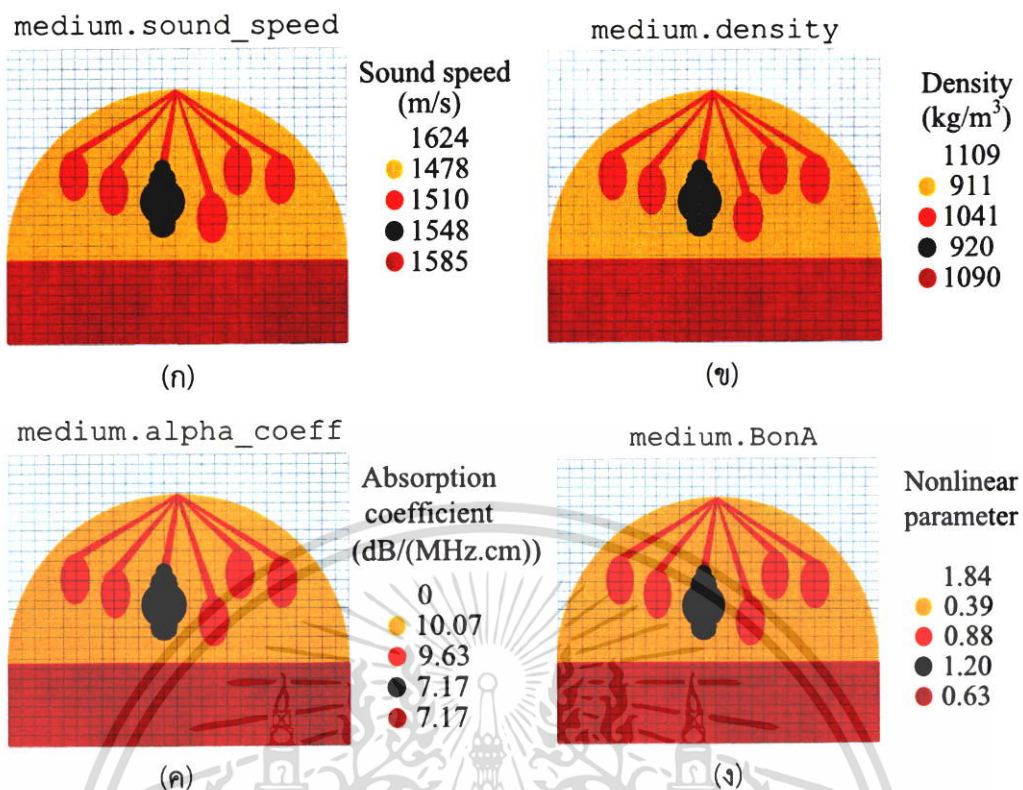
รูปที่ 3.27 การสร้างกริดที่สมบูรณ์สำหรับโครงสร้างตอม้านม

ถึงแม้ว่าในความเป็นจริงอากาศอยู่ติดกับชั้นผิวผนัง แต่กล่องเครื่องมือ K-wave สำหรับซอฟต์แวร์แมทแลปไม่สามารถกำหนดตัวกลางที่เป็นอากาศบนแบบจำลอง ดังนั้นเอลเมนต์ที่อยู่ด้านบนของขอบเขตโครงสร้างไขมันในแบบจำลองถูกกำหนดเป็นชั้นผิวผนังทั้งหมด หลังจากการกำหนดโครงสร้างเนื้อมะเร็งและโครงสร้างเต้านมภายในแบบจำลอง ตัวแปรความเร็วเสียง (v) ตัวแปรความหนาแน่น (ρ) สัมประสิทธิ์การดูดกลืนคลื่น (α) และ ตัวแปรความไม่เป็นเชิงเส้น (B/A) จากตารางที่ 3.6 ถูกกำหนดเป็นเมทริกซ์โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีทั้งสิ้น 4 เมทริกซ์ ดังรูปที่ 3.28 `medium.alpha_power` หรือ การยกกำลังของเอ็กซ์โพเนนเชียล (y) ถูกกำหนดเป็น 1 ซึ่งอยู่ในช่วงของตัวกลางเนื้อเยื่อเชิงซีวะ ($1 \leq y \leq 2$) และ `medium.alpha_mode` ถูกกำหนดเป็น 'no_dispersion' เนื่องจากค่า $y=1$ ทำให้สมการที่ (2.158) ในหัวข้อที่ 2.4.1.2.3 มีเทอมการดูดกลืนคลื่นเสียงเหลือเพียงเทอมเดียวเท่านั้น

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติคลื่นเสียงของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

| ตัวกลาง | v (m/s) | ρ (kg/m ³) | α (dB/(MHz.cm)) | B/A (-) |
|------------------------|--------------|--------------------------------|---------------------------|--------------|
| ผิวผนัง | 1624 | 1109 | 0 | 1.84 |
| ไขมัน | 1478 | 911 | 10.07 | 0.39 |
| ตอม้านมและ ท่อน้านม | 1510 | 1041 | 9.63 | 0.88 |
| เนื้ออก | 1548 | 920 | 7.17 | 1.20 |
| กล้ามเนื้อ | 1585 | 1090 | 7.17 | 0.63 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.28 คุณสมบัติคลื่นเสียงของโครงสร้างเนื้อมะพร้าวในเต้านมภายในแบบจำลอง

3.2.2.3.1.2 การกำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่น

ต้นกำเนิดคลื่นเสียงของแบบจำลอง คือ คุณสมบัติที่สองที่ถูกกำหนด ต้นกำเนิดคลื่นแบบออกเป็น 2 ประเภท คือ 1) ต้นกำเนิดเสียงเชิงแรง (S_F) หรือ ต้นกำเนิดเสียงความเร็วอนุภาคของตัวกลาง 2) ต้นกำเนิดเสียงเชิงมวล (S_M) หรือ ต้นกำเนิดเสียงความดันแอมพลิจูดของคลื่นเสียง ต้นกำเนิดที่ถูกพิจารณาสำหรับแบบจำลองนี้ คือ ความดันแอมพลิจูดคลื่นตัวแปรที่สำคัญสำหรับคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นมีรายละเอียดดังนี้

`source.p_mask` คือ ตัวแปรรูปร่างและตำแหน่งของต้นกำเนิดคลื่น ตัวแปรนี้ใช้ฟังก์ชัน `makeArc` เพื่อสร้างเส้นโค้งของเลนส์ต้นกำเนิด ฟังก์ชันนี้กำหนดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ ตำแหน่งต้นกำเนิดคลื่นบนแบบจำลองถูกกำหนดด้วยเลขไบนารี ("1" และ "0") ซึ่งหมายถึงเอเลเมนต์ที่เรียงต่อกันเป็นเส้นโค้งต้นกำเนิดคลื่นถูกกำหนดเป็นหมายเลข "1" เอเลเมนต์อื่นบนแบบจำลองที่ไม่ใช่ต้นกำเนิดถูกกำหนดเป็นหมายเลข "0" เส้นโค้งนี้ถูกวางห่างจากชั้นไขมันเป็นระยะ 3 mm (30 จุดกริด)

`source.p` คือ ตัวแปรสัญญาณคลื่นที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาซึ่งถูกกำหนดโดยฟังก์ชัน `createCwsignals` ตัวแปรอินพุตของฟังก์ชันนี้ คือ ความถี่ แอมพลิจูด เฟสของคลื่น และอาร์เรย์เวลา ในแบบจำลองนี้ อินพุตความถี่ คือ 1 MHz อินพุตแอมพลิจูด คือ 0.2 Pa เฟสของคลื่นเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เริ่มต้น คือ 0° อาร์เรย์เวลาถูกกำหนดด้วยตัวแปร `kgrid.t_array` ซึ่งถูกคำนวณจากการกำหนดตัวแปร `Nt` และ `dt` ภายในตัวแปร `kgrid.setTime(Nt, dt)` ตัวแปร `dt` ถูกคำนวณด้วยจำนวนของจุดต่อความยาวคลื่น (Point per wavelength: `ppw`) และจำนวนของจุดต่อคาบ (Point per period: `ppp`) ดังสมการที่ (3.19) – (3.23) ตัวแปร `Nt` ถูกคำนวณจากสมการที่ (3.24) – (3.26)

$$ppw = \frac{v_{avg}}{(f)(dx)} \quad (3.19)$$

$$ppp = \frac{ppw}{cfl} \quad (3.20)$$

$$cfl = 0.3 \quad (3.21)$$

$$T = \frac{1}{f} \quad (3.22)$$

$$dt = \frac{T}{ppp} \quad (3.23)$$

โดยที่ `ppw` คือ จำนวนจุดกริดต่อความยาวคลื่นภายในแบบจำลอง

`ppp` คือ จำนวนจุดกริดต่อคาบของคลื่นภายในแบบจำลอง

`cfl` คือ ค่าคงที่ Courant-Friedrichs-Lewy

`f` คือ ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (Hz)

`T` คือ คาบของคลื่นอัลตราซาวด์ (1/s)

`dt` คือ การก้าวของเวลา (sec)

$$t_{end} = S_{diagonal} v_{avg} \quad (3.24)$$

$$S_{diagonal} = \sqrt{(kgrid.x_size)^2 + (kgrid.y_size)^2} \quad (3.25)$$

$$Nt = t_{end} / dt \quad (3.26)$$

โดยที่ `tend` คือ เวลาที่คลื่นเคลื่อนที่จากมุมไปยังมุมตรงข้ามตามแนวเส้นทแยงมุมของระบบกริด

`Sdiagonal` คือ ระยะทางที่คลื่นเคลื่อนที่จากมุมไปยังมุมตรงข้ามตามแนวเส้นทแยงมุมของระบบกริด

`vavg` คือ ความเร็วเฉลี่ยของคลื่นอัลตราซาวด์บนแบบจำลอง

`kgrid.x_size` คือ ขนาดของแบบจำลองในแนวแกน x (m)

`kgrid.y_size` คือ ขนาดของแบบจำลองในแนวแกน y (m)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Nt คือ จำนวนการก้าวของเวลา

dt คือ การก้าวของเวลา (sec)

3.2.2.3.1.3 การกำหนดคุณสมบัติเซนเซอร์บันทึกความดัน คลื่นอัลตราซาวด์

คุณสมบัติเซนเซอร์นี้ถูกกำหนดขึ้นทุกจุดกริดในแบบจำลอง การกำหนดเซนเซอร์นี้ใช้ระบบเลขไบนารี (“1” และ “0”) เหมือนกับการกำหนดคุณสมบัติตัวกลาง และคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่น ตัวแปรที่สำคัญสำหรับเซนเซอร์บันทึกความดันคลื่นมีรายละเอียดดังนี้

`sensor.mask` คือ ตัวแปรที่กำหนดตำแหน่งเซนเซอร์บนแบบจำลอง ฟังก์ชัน `ones (Nx, Ny)` ถูกใช้สำหรับการกำหนดหมายเลข “1” ในทุกเอเลเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลอง

`sensor.record` คือ ตัวแปรที่กำหนดประเภทการบันทึกข้อมูลคลื่นเสียงของแบบจำลอง ตัวแปรนี้ถูกกำหนดให้บันทึกแอมพลิจูดความดัน { 'p' } เพียงอย่างเดียว

`sensor.record_start_index` คือ ตัวแปรที่กำหนดช่วงเวลาของเซนเซอร์ที่เริ่มการบันทึกความดันคลื่นเสียงบนแบบจำลอง การบันทึกความดันคลื่นของแบบจำลองตั้งแต่เวลาที่คลื่นถูกปล่อยจากต้นกำเนิดจนกระทั่งคลื่นกระจายตัวปกคลุมทั่วทั้งแบบจำลองต้องใช้หน่วยความจำสำหรับการจัดเก็บข้อมูลจำนวนมาก ดังนั้นตัวแปรนี้จึงถูกตั้งเวลาให้เซนเซอร์บันทึกข้อมูลประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์เมื่อแบบจำลองมีความดันคลื่นอยู่ในสถานะคงตัว (Steady state)

3.2.2.3.1.4 การประมวลผลประวัติความดันคลื่นอัลตรา ซาวด์บนแบบจำลอง

หลังจากการกำหนดคุณสมบัติขนาดของแบบจำลอง คุณสมบัติคลื่นเสียงของตัวกลางตัวกลาง คุณสมบัติต้นกำเนิดเสียง คุณสมบัติเซนเซอร์ ฟังก์ชัน `kSpaceFirstOrder2D` จากกล่องเครื่องมือ K-wave ถูกใช้สำหรับการคำนวณประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์ ฟังก์ชันนี้คำนวณคำตอบจากสมการคลื่นอนุพันธ์อันดับที่ 1 พื้นฐาน ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเคสเปซโดสเปคตรัล ข้อมูลอินพุตและข้อมูลเอาพุตของฟังก์ชันนี้แสดงดังตารางที่ 3.7 และ 3.8

ตารางที่ 3.7 ฟังก์ชันคำนวณประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์

| ฟังก์ชัน | ข้อมูลอินพุต | ข้อมูลเอาพุต |
|--------------------|---|---------------|
| kspaceFirstOrder2D | kgrid medium source sensor Optional input | Sensor_data.p |

ตารางที่ 3.8 คำสั่งของการกำหนดข้อมูลอินพุตเพิ่มเติม

| ข้อมูลอินพุต | การตั้งค่า | ความหมาย |
|----------------|---------------------------|--|
| Optional input | 'PMLInside'=false | ชั้น PML ถูกกำหนดไว้ด้านนอกของแบบจำลอง |
| | 'PlotPML'=true | กำหนดชั้น PML สำหรับแบบจำลอง |
| | 'DisplayMask'=DisplayMark | แสดงตำแหน่งเซนเซอร์และโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมของแบบจำลองขณะที่ซอฟต์แวร์กำลังประมวลผล |
| | 'PlotScale'=[-1,1]*amp | แสดงแถบสเกลแอมพลิจูดความดันคลื่นอัลตราซาวด์ที่ด้านข้างของแบบจำลอง |
| | 'DataCast'=Single | การลดระยะเวลาสำหรับการประมวลผลของซอฟต์แวร์แมทแลป |

3.2.2.3.2 การเปลี่ยนความดันคลื่นอัลตราซาวด์เป็นการสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม

การเปลี่ยนความดันคลื่นอัลตราซาวด์เป็นการสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมประกอบด้วย 3 กระบวนการ มีรายละเอียดดังนี้

1) สัมประสิทธิ์การดูดกลืน (α) ของโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม ดังสมการที่ (3.27) ถูกเปลี่ยนหน่วยจาก dB/(MHz².cm) เป็น Neper/m โดยฟังก์ชัน db2neper จากกล่องเครื่องมือ K-wave สัมประสิทธิ์การดูดกลืนในสภาวะปกติ (α_0) จาก dB/(MHz².cm) ถูกเปลี่ยนหน่วยเป็น Neper/((rad/s)².m) และถูกแทนลงในสมการที่ (3.27) เพื่อเปลี่ยนหน่วยจาก Neper/((rad/s)².m) เป็น Neper/m

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\alpha = \alpha_0 (2\pi f)^y \quad (3.27)$$

2) ข้อมูลประวัติความดันคลื่นที่สภาวะคงที่ (sensor_data.p) ในแบบจำลองถูกคำนวณจากข้อมูลแอมพลิจูด (p) ที่ความถี่ที่เจาะจง (1/kggrid.dt) โดยฟังก์ชัน extractAmpPhase จากกล่องเครื่องมือ K-wave

3) ตัวแปร α จากกระบวนการที่ 1 และ ตัวแปร p จากกระบวนการที่ 2 ถูกแทนในสมการการสะสมความร้อนบนตัวกลางจากคลื่นอัลตราซาวด์ (Q) ดังสมการที่ (3.28) ตัวแปรในสมการนี้เป็นข้อมูลเมทริกซ์

$$Q = \frac{\alpha p^2}{2\rho c} \quad (3.28)$$

3.2.2.3.3 การคำนวณประวัติอุณหภูมิ

การคำนวณประวัติอุณหภูมิจำแนกออกเป็น 3 ส่วน ตามการกำหนดคุณสมบัติที่สำคัญของแบบจำลอง มีรายละเอียดดังนี้

3.2.2.3.3.1 การกำหนดคุณสมบัติตัวกลางสำหรับการถ่ายเทความร้อน

ตัวกลางของแบบจำลองเป็นคุณสมบัติแรกที่ถูกกำหนดขึ้น ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติทางความร้อนของตัวกลางแสดงดังตารางที่ 3.9 ตัวแปรเหล่านี้ คือ เมทริกซ์ยกเว้นตัวแปรนี้ medium.blood_ambient_temperature ต้องถูกกำหนดเป็นสเกลาร์ตามระเบียบของซอฟต์แวร์ ตัวแปรสเกลาร์นี้มีค่าเท่ากับ 37 °C

ตารางที่ 3.9 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติทางความร้อนของตัวกลางในแบบจำลอง

| ตัวแปรในซอฟต์แวร์ | สัญลักษณ์ | หน้าที่ |
|-----------------------------|-----------|--|
| medium.density | ρ | ความหนาแน่นตัวกลาง (kg/m ³) |
| medium.specific_heat | C_p | ความจุความร้อนจำเพาะ (J/(kg.K)) |
| medium.thermal_conductivity | K | การนำความร้อน (W/m.K) |
| medium.blood_density | ρ_b | ความหนาแน่นเลือด |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

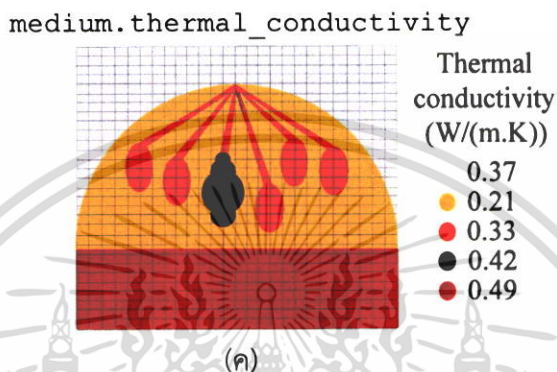
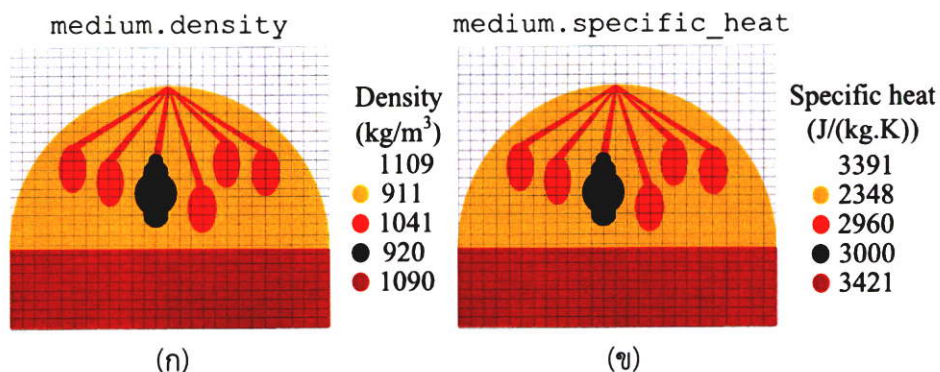
| | | |
|----------------------------------|----------|---|
| | | (kg/m ³) |
| medium.blood_specific_heat | C_{pb} | ความจุความร้อนเลือด (J/(kg.K)) |
| medium.blood_perfusion_rate | W | อัตราการไหลของเลือด (s ⁻¹) |
| medium.blood_ambient_temperature | T_a | อุณหภูมิเลือดที่สภาวะปกติ (°C) |

โครงสร้างเนื้อเยื่อแข็งในเต้านมถูกสร้างบนแบบจำลองก่อนการกำหนดค่าตัวแปรที่กล่าวไว้ข้างต้นเหล่านี้ ฟังก์ชันที่ถูกใช้สำหรับสร้างรูปทรงด้วยกล่อง K-wave ใช้ระบบเลขไบนารี (“1” และ “0”) เอลเมนต์เมทริกซ์ที่ถูกกำหนดเป็นหมายเลข “1” คือโครงสร้างที่ถูกสร้างจากฟังก์ชันสร้างรูปทรง หลังจากการสร้างโครงสร้างเนื้อเยื่อแข็งในเต้านมภายในแบบจำลอง ตัวแปรการถ่ายเทความร้อนบนตัวกลาง (Q_T) การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนเลือด (Q_P) จากตารางที่ 3.10 ถูกกำหนดเป็นเมทริกซ์โครงสร้างเนื้อเยื่อแข็งในเต้านมมีทั้งสิ้น 6 เมทริกซ์ ดังรูปที่ 3.29 และ 3.30

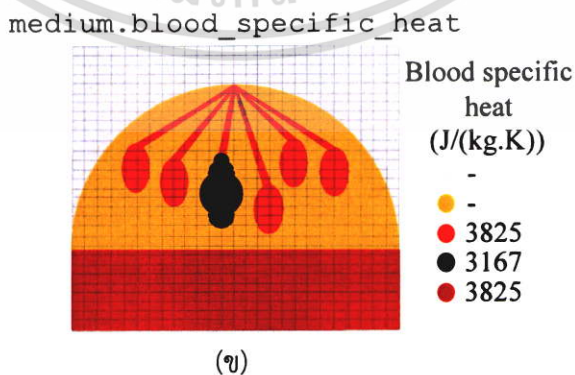
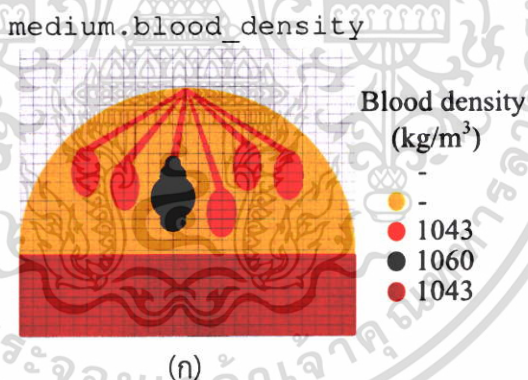
ตารางที่ 3.10 คุณสมบัติทางความร้อนของโครงสร้างเนื้อเยื่อแข็งในเต้านม

| ตัวกลาง | Q_T | | | Q_P | | |
|------------|--------------------------------|---------------------|----------------|----------------------------------|------------------------|---------------------------|
| | ρ (kg/m ³) | C_p (J/(kg.K)) | K (W/m.K) | ρ_b (kg/m ³) | C_{pb} (J/(kg.K)) | W (s ⁻¹) |
| ผิวหนัง | 1109 | 3391 | 0.37 | - | - | - |
| ไขมัน | 911 | 2348 | 0.21 | - | - | - |
| ต่อมน้ำนม | 1041 | 2960 | 0.33 | 1043 | 3825 | 0.00018 |
| เนื้องอก | 920 | 3000 | 0.42 | 1060 | 3167 | 0.00900 |
| กล้ามเนื้อ | 1090 | 3421 | 0.49 | 1043 | 3825 | 0.00018 |

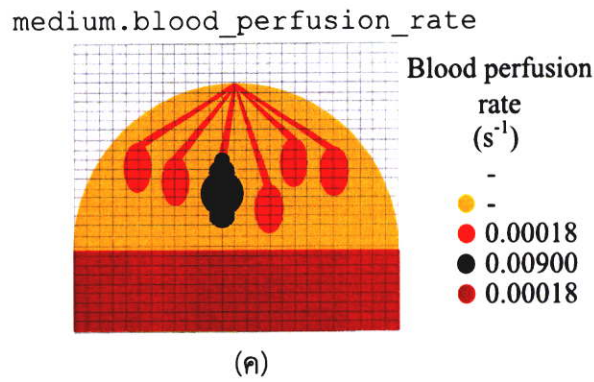
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.29 การกำหนดคุณสมบัติการถ่ายเทความร้อน (Q_T) ของโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



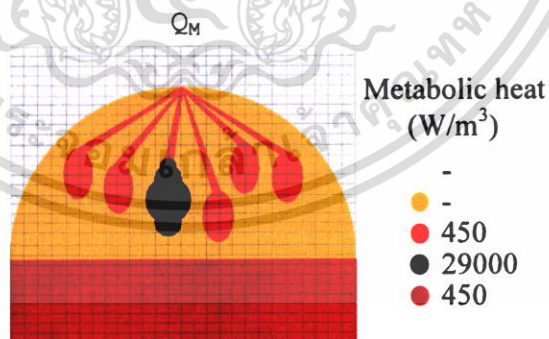
รูปที่ 3.30 การกำหนดคุณสมบัติการสูญเสียความร้อนจากระบบไหลเวียนเลือด (Q_p) ของโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม

3.2.2.3.2 การกำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดความร้อน

ตัวแปรที่สำคัญสำหรับต้นกำเนิดความร้อนมีรายละเอียดดังนี้

$source.T0$ คือ ตัวแปรต้นกำเนิดความร้อนเริ่มต้น ตัวแปรนี้ถูกกำหนดเป็น $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในแต่ละเอลเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลองเนื่องจากค่านี้คืออุณหภูมิร่างกายในสภาวะปกติ

$source.Q$ คือ ตัวแปรต้นกำเนิดความร้อนจากการรวมกันของตัวแปรการสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม (Q_p) จากสมการที่ (3.28) กับ ตัวแปรความร้อนจากการเผาผลาญของเนื้อเยื่อเชิงชีว (Q_M) สำหรับความสมจริงของแบบจำลอง ตัวแปร Q_M ถูกกำหนดเป็นเมทริกซ์โครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมมีทั้งสิ้น 1 เมทริกซ์ ดังรูปที่ 3.31



รูปที่ 3.31 การกำหนดคุณสมบัติความร้อนการเผาผลาญ (Q_M) ของโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม

3.2.2.3.3 การกำหนดคุณสมบัติเซนเซอร์สำหรับการบันทึกประวัติอุณหภูมิ

ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติของเซนเซอร์สำหรับการบันทึก

ประวัติอุณหภูมิ คือ $sensor.mask$ ตัวแปรนี้กำหนดตำแหน่งของเซนเซอร์ในแบบจำลองด้วยเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบเลขไบนารี (“1” และ “0”) ตำแหน่งเอเลเมนต์เมทริกซ์ใดๆที่ถูกพิจารณาเป็นเซนเซอร์ถูกกำหนดเป็นค่า 1 ตำแหน่งเอเลเมนต์เมทริกซ์ที่ไม่ต้องการกำหนดเป็นเซนเซอร์มีค่าเป็น 0 แบบจำลองการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม 2 มิตินี้กำหนดตำแหน่งเซนเซอร์ที่เนื้อมะเร็งและที่บริเวณล้อมรอบเนื้อมะเร็งออกมาเป็นระยะ 5 mm (50 จุดกริด) ดังนั้นตำแหน่งเซนเซอร์นี้จึงเป็นพื้นที่ที่สเลียมครอบคลุมโครงสร้างเนื้อมะเร็งเพื่อบันทึกประวัติอุณหภูมิสำหรับการวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็ง

3.2.2.3.4 การประมวลผลอุณหภูมิ

หลังจากการกำหนดคุณสมบัติขนาดของแบบจำลอง คุณสมบัติทางความร้อนของตัวกลาง คุณสมบัติต้นกำเนิดความร้อน คุณสมบัติเซนเซอร์ ฟังก์ชัน kWaveDiffusion จากกล่องเครื่องมือ K-wave ถูกใช้สำหรับการคำนวณประวัติอุณหภูมิ ฟังก์ชันนี้ใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขสเปซโดเมนสำหรับการหาค่าตอบจากสมเพนเนสไปโอฮิท ซึ่งเป็นวิธีการหาค่าตอบเดียวกันกับวิธีการหาค่าตอบจากสมการคลื่น ข้อมูลอินพุตและข้อมูลเอาพุตของฟังก์ชันนี้แสดงดังตารางที่ 3.11 kdifff.T เป็นตัวแปรที่แสดงอุณหภูมิที่เวลาสุดท้ายของแบบจำลอง

ตารางที่ 3.11 ฟังก์ชันคำนวณประวัติอุณหภูมิ

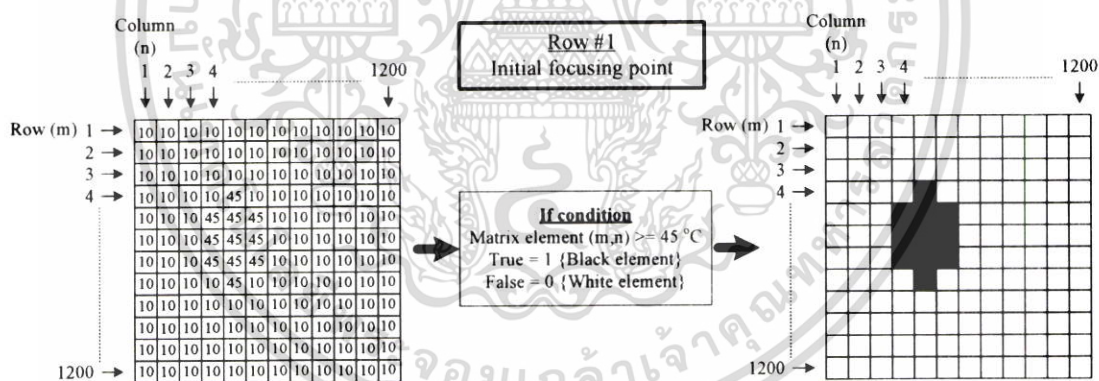
| ฟังก์ชัน | ข้อมูลอินพุต | ข้อมูลเอาพุต |
|----------------|-------------------------------------|--------------|
| kWaveDiffusion | kgrid medium source sensor | kdifff.T |

3.2.2.4 ขั้นตอนการรวบรวมข้อมูลประวัติอุณหภูมิจากการประมวลผล

ขั้นตอนที่สี่ คือ การรวบรวมข้อมูลประวัติอุณหภูมิของแต่ละจุดโวกส์ในทุกแถวจากลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโวกส์ ขั้นตอนนี้มีกระบวนการ For loop #1 สำหรับการเลื่อนลำดับแถวจากแถวที่ 1 ไปยัง แถวที่ 3 และกระบวนการ For loop #2 สำหรับการเลื่อนจุดโวกส์จากจุดแรกไปยังจุดสุดท้ายตามลำดับ การประมวลผลเริ่มต้นที่แถวที่ 1 ด้วย For loop #1 จุดโวกส์แรกถึงจุดโวกส์สุดท้ายในแถวที่ 1 ถูกรวบรวมโดย For loop #2 การประมวลผลสำหรับการรวบรวมข้อมูลจุดโวกส์แรกถึงจุดโวกส์สุดท้ายในแถวที่ 2 และ 3 ถูกดำเนินการในทำนองเดียวกับแถวที่ 1 จนกระทั่งเสร็จสิ้น

3.2.2.5 ขั้นตอนที่ทำการวิเคราะห์การตายของเนื้อเยื่อมะเรียง

ขั้นตอนที่ 5 คือ การวิเคราะห์การตายของเนื้อเยื่อมะเรียงในแบบจำลองจากการรวบรวมข้อมูลประวัติอุณหภูมิในขั้นตอนที่ 4 ข้อมูลประวัติอุณหภูมินี้เป็นเมทริกซ์ที่มีขนาดแถว $m = 1200$ และ ขนาดคอลัมน์ $n = 1200$ ขั้นตอนนี้มีกระบวนการ For loop #1 สำหรับการเลื่อนลำดับของแถวเมทริกซ์ที่ $m = 1 - 1200$ กระบวนการ For loop #2 ใช้สำหรับการเลื่อนลำดับของคอลัมน์เมทริกซ์ที่ $n = 1 - 1200$ นอกจากนี้ขั้นตอนนี้ยังมีกระบวนการ If condition ด้วยเงื่อนไขการตายของเนื้อเยื่อมะเรียงที่อุณหภูมิที่ $45^{\circ}\text{C} \leq T < 46^{\circ}\text{C}$ ระบบเลขไบนารี (1 และ 0) ถูกใช้ร่วมกับเงื่อนไขการตายของเนื้อเยื่อมะเรียง ค่าของเอเลเมนต์เมทริกซ์ที่ตำแหน่งใดๆ Element(m, n) ของประวัติอุณหภูมิที่ตรงกับเงื่อนไขการตายเนื้อเยื่อมะเรียงถูกกำหนด Element(m, n) = 1 หรือ สีดำ ค่าของเอเลเมนต์ใดที่ไม่ตรงกับเงื่อนไขการตายเนื้อเยื่อมะเรียงถูกกำหนด Element(m, n) = 0 หรือ สีขาว ความหมายของสีดำและสีขาว คือ บริเวณที่เนื้อเยื่อมะเรียงตายและไม่ตายจากความร้อนตามลำดับ การวิเคราะห์การตายของเนื้อเยื่อมะเรียงกับเงื่อนไขดังกล่าว เริ่มต้นที่ตำแหน่งเอเลเมนต์แรก Element (1, 1) ไปยังเอเลเมนต์สุดท้าย Element(1, 1200) ในแถวที่ 1 จนกระทั่งสิ้นสุดที่เอเลเมนต์สุดท้ายในแถวสุดท้าย Element(1200, 1200) ผลการวิเคราะห์ ตัวอย่างการตายของเนื้อเยื่อมะเรียงจากข้อมูลประวัติอุณหภูมิด้วยการโฟกัสแสดงดังรูปที่ 3.32

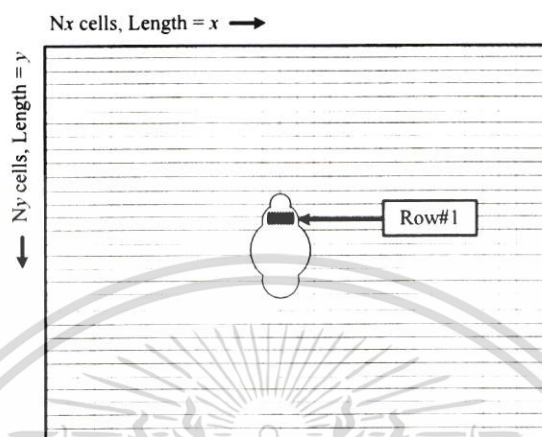


รูปที่ 3.32 ตัวอย่างการวิเคราะห์การตายของโครงสร้างเนื้อเยื่อมะเรียงในเต้านมในแบบจำลอง

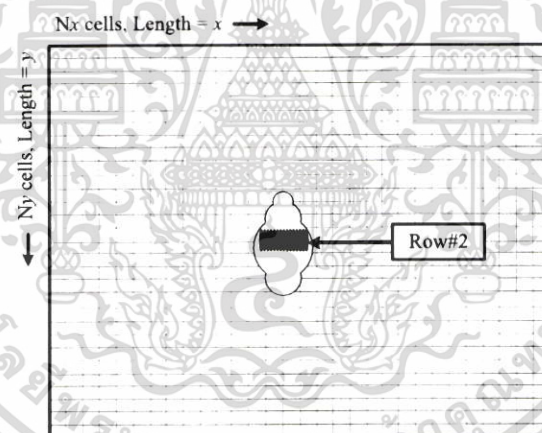
3.2.2.6 ขั้นตอนที่ทำการแสดงผลลัพธ์

ขั้นตอนที่ 6 คือ การแสดงผลลัพธ์การตายของเนื้อเยื่อมะเรียงบนแบบจำลอง เนื้อเยื่อมะเรียงถูกแบ่งเป็น 3 แถวสำหรับการรักษาด้วยความร้อน แถวที่ 1 มีจำนวนจุดโฟกัส 9 จุด แถวที่ 2 มีจำนวนจุดโฟกัส 15 จุด และ แถวที่ 3 มีจำนวนจุดโฟกัส 9 จุด ข้อมูลประวัติอุณหภูมิของโครงสร้างเนื้อเยื่อมะเรียงในเต้านมจากการโฟกัสเพียง 1 จุด คือ 1 เมทริกซ์ที่มีขนาดแถว $m = 1200$ และขนาดคอลัมน์ $n = 1200$ ดังนั้นเมทริกซ์ข้อมูลประวัติอุณหภูมิของโครงสร้างเนื้อเยื่อมะเรียงในเต้านมจากการโฟกัสทั้ง 3 แถว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีจำนวนทั้งสิ้น $9 + 15 + 9$ เท่ากับ 33 เมทริกซ์ ผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องมะเร็งในด้านมด้วยการโฟกัสในแถวที่ 1-3 ดังรูปที่ 3.33 - 3.35 ผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องมะเร็งในด้านมด้วยการโฟกัสทั้ง 3 แถว แสดงดังรูปที่ 3.36

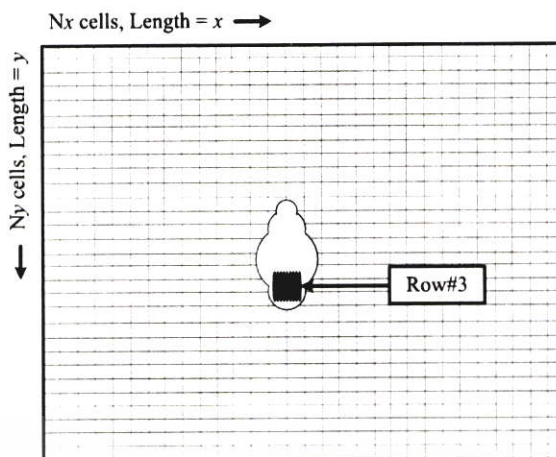


รูปที่ 3.33 ตัวอย่างการแสดงผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องมะเร็งในแถวที่ 1

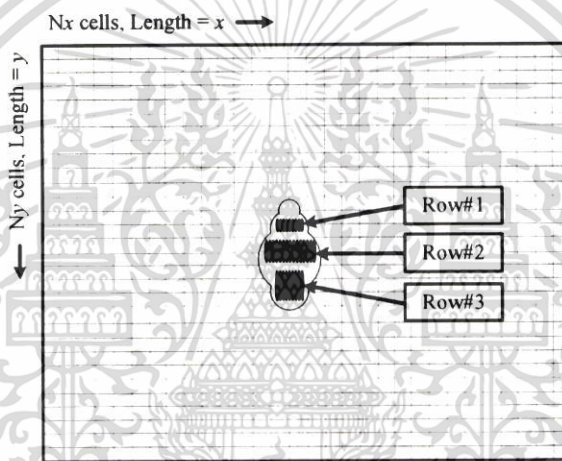


รูปที่ 3.34 ตัวอย่างการแสดงผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องมะเร็งในแถวที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.35 ตัวอย่างการแสดงผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องอกมะเร็งในแถวที่ 3



รูปที่ 3.36 ตัวอย่างการแสดงผลลัพธ์การตายของโครงสร้างเนื้องอกมะเร็งในแถวที่ 1-3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

4.1 ผลการถ่ายเทความร้อนบนแบบจำลองเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

4.1.1 ผลการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนแบบจำลอง

หลังจากการประมวลผลด้วยซอฟต์แวร์แมทแลป ข้อมูลประวัติความร้อนบนเนื้อมะเร็งกับต้นกำเนิดความร้อนที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่ $B2P = x_2 - x_{11}$ ถูกจัดเก็บในเอลิเมนต์ของเมทริกซ์ดังรูปที่ 4.1-4.10 ตามลำดับ ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งในแต่ละ B2P เพิ่มสูงขึ้นและเข้าสู่สภาวะคงที่เมื่อเวลาการรักษาด้วยความร้อนผ่านไปนานมากเพียงพอ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50-75\text{ }^{\circ}\text{C}$ แสดงดังรูปที่ 4.11-4.16 ตามลำดับ การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งกับการเปลี่ยนแปลงเวลาที่มีแนวโน้มที่สอดคล้องเหมือนกับข้อมูลการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่คำนวณได้จากการใช้ความร้อนจากลำอัลตราซาวด์เดี่ยวเมื่อ $B2P = x_2$ [16] จากนั้นการวิเคราะห์การกระจายตัวทางความร้อนจากลำอัลตราซาวด์มี 3 ส่วน

ส่วนแรก คือ บริเวณที่ความร้อนกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอบนเนื้อมะเร็งที่ $B2P = x_6$ และ x_7 cm บริเวณนี้ก่อให้เกิดความร้อนกระจายตัวอย่างสม่ำเสมอ

ส่วนที่สอง คือ บริเวณที่ความร้อนกระจายตัวที่จุดศูนย์กลางเนื้อมะเร็งที่ $B2P = x_2 - x_4$ บริเวณนี้มีความร้อนกระจายตัวทันทีทันใดและมีอุณหภูมิสูงเร็วกว่าที่รอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติ ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์นี้ใช้เวลารักษานานมาก

ส่วนที่สาม คือ บริเวณที่ความร้อนกระจายตัวบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติที่ $B2P = x_8 - x_{11}$ บริเวณนี้มีความร้อนกระจายตัวทันทีทันใดและมีอุณหภูมิสูง ดังนั้นเนื้อเยื่อปกติมีความเสี่ยงที่จะได้รับอันตราย

ความผิดพลาดจากการคำนวณหลังจากการประมวลผลผ่านซอฟต์แวร์ยังคงปรากฏอยู่ในทุกค่า BH ยกตัวอย่างเช่น กรณีที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_3$ ประวัติอุณหภูมิที่เวลาผ่านไปนานเพียงพอที่ตำแหน่งคอลัมน์ x_2 มีค่าคงที่ $37.50\text{ }^{\circ}\text{C}$ ดังรูปที่ 4.2 และ รูปที่ 4.11 ข เช่นเดียวกันกับ กรณีที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_{11}$ ประวัติอุณหภูมิที่เวลาผ่านไปนานเพียงพอที่ตำแหน่งคอลัมน์ x_{12} มีค่าคงที่ $34.25\text{ }^{\circ}\text{C}$ ดังรูปที่ 4.10 และ รูปที่ 4.11 ญ ความผิดพลาดนี้มีสาเหตุจากจำนวนจุดกริดเพียง 1 จุด ที่อยู่ระหว่างขอบเขตการคำนวณความร้อนมีจำนวนน้อยเกินไป จำนวนจุดกริดที่ถูก

ใช้สำหรับการคำนวณแล้วไม่ก่อให้เกิดความผิดพลาดต้องมีอย่างน้อยที่สุด 2 จุดกริด ยกตัวอย่างเช่น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_4$ จุดกริดที่อยู่ระหว่างลำอัลตราซาวด์ที่ 1 และที่ 2 มีจำนวน 2 จุดกริด ดังนั้นค่าความร้อนที่เวลาเปลี่ยนไปหลังจากการคำนวณจึงไม่มีความผิดพลาดดังรูปที่ 4.3 และ รูปที่ 4.11 ค

4.1.2 ผลการหาความร้อน ตำแหน่งและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด

ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งตั้งแต่อุณหภูมิของต้นกำเนิดความร้อนที่ $BH = 50\text{--}75\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่ $B2P = x_2 - x_{11}$ ถูกนำมาผ่านกระบวนการออปติไมเซชันเพื่อตรวจสอบข้อมูลความร้อนและเวลาที่ใช้รักษาที่สามารถทำลายเนื้อมะเร็งทั่วทั้งก้อนและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อนด้วยเงื่อนไขอุณหภูมิที่ $45\text{ }^{\circ}\text{C} \leq T < 46\text{ }^{\circ}\text{C}$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1

ผู้วิจัยแสดงตัวอย่างการตรวจสอบข้อมูลความร้อนกับเวลาที่ใช้รักษาด้วยเงื่อนไขอุณหภูมิดังกล่าวภายในซอฟต์แวร์ที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_2 - x_{11}$ ดังรูปที่ 4.17–4.26 ตามลำดับ แต่ละรูปแสดงตัวตรวจจับข้อมูลที่แสดงด้วยแถบสีเหลืองจำนวน 3 แถว ตัวตรวจจับนี้จะทำการเลือกแถวข้อมูลความร้อนแถบกลางโดยการเพิ่มขึ้นของความร้อนในคอลัมน์ x_{12} ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อปกติจาก $44\text{ }^{\circ}\text{C}$ เป็น $45\text{ }^{\circ}\text{C}$ (ตัวเลขสีน้ำเงินดังรูป) จากนั้นข้อมูลแถวความร้อนจากการคัดเลือกโดยตัวตรวจจับนี้ในแต่ละ $B2P$ ที่ $x_2 - x_{11}$ ดังรูปที่ 4.17 – 4.26 ถูกจัดเก็บในเมทริกซ์ที่ชื่อว่า $B2P$ กับเวลาที่ใช้รักษาดังรูปที่ 4.27

ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งส่วนที่เหลือที่ $BH = 55\text{--}75\text{ }^{\circ}\text{C}$ แสดงดังรูปที่ 4.28–4.32 ตามลำดับ ตัวเลขในเมทริกซ์ $B2P$ มี 5 สี สีแดงคือเนื้อมะเร็งตาย สีดำคือเนื้อมะเร็งยังไม่ถูกทำลาย สีน้ำเงินคือเนื้อเยื่อปกติปลอดภัย สีเขียวคืออุณหภูมิเนื้อเยื่อปกติเริ่มต้น สีส้มคือเวลาที่ใช้รักษาด้วยความร้อน ผู้วิจัยพบว่า ที่ $B2P = x_2 - x_7$ เนื้อเยื่อปกติมีความปลอดภัยและเนื้อมะเร็งถูกทำลายจากความร้อนซึ่งเป็นตำแหน่งการรักษาที่มีผลกว่ามากกว่าการใช้ต้นกำเนิดความร้อนไมโครเวฟจำนวน 2 ลำ ที่วางบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติ [11] ผู้วิจัยยังพบอีกว่า ที่ $B2P = x_8 - x_{10}$ เนื้อเยื่อปกติจะได้รับความเสียหายจากการเพิ่มอุณหภูมิที่สามารถทำให้เนื้อมะเร็งถูกทำลาย นอกจากนี้ ที่ $B2P = x_{11}$ เป็นตำแหน่งถูกพิจารณาว่ามีความเสี่ยงสำหรับเนื้อเยื่อปกติเนื่องจากลำอัลตราซาวด์อยู่ติดกับเนื้อเยื่อปกติมากเกินไป

ดังนั้นตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่ $B2P = x_2 - x_7$ ซึ่งสามารถทำลายเนื้อมะเร็งทั้งก้อนและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยถูกนำมาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความร้อนจากต้นกำเนิดกับเวลาที่ใช้รักษาดังรูปที่ 4.33 เพื่อสร้างสมการโพลิโนเมียลดังสมการที่ (4.1)–(4.6) ตามลำดับ

$$y = 0.27x^2 - 38.40x + 1470.15 \quad (4.1)$$

$$y = 0.22x^2 - 31.34x + 1199.24 \quad (4.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$y = 0.17x^2 - 24.90x + 951.99 \quad (4.3)$$

$$y = 0.10x^2 - 13.99x + 533.80 \quad (4.4)$$

$$y = 0.13x^2 - 19.10x + 729.60 \quad (4.5)$$

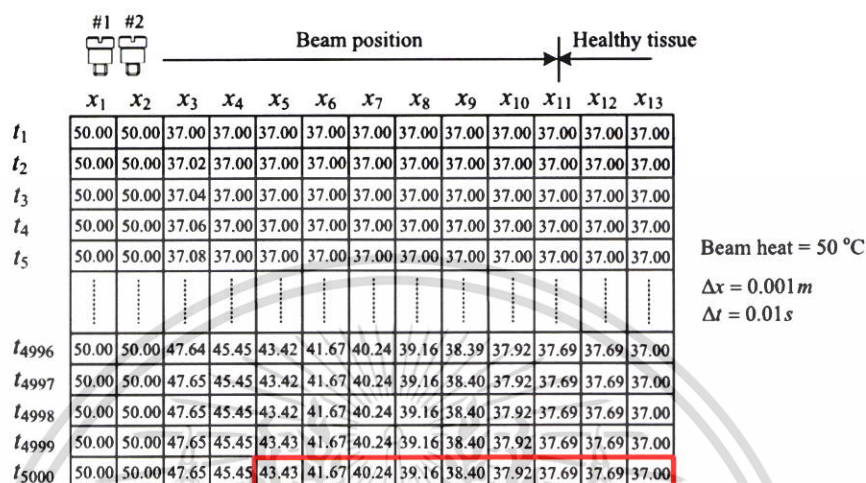
$$y = 0.07x^2 - 9.60x + 365.83 \quad (4.6)$$

โดยที่ y คือ เวลาที่ใช้สำหรับรักษาเนื้ออก (sec) x คือ ความร้อนจากต้นกำเนิด ($^{\circ}\text{C}$) สมการเหล่านี้ จะถูกนำไปใช้สำหรับการวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนทางคลินิก

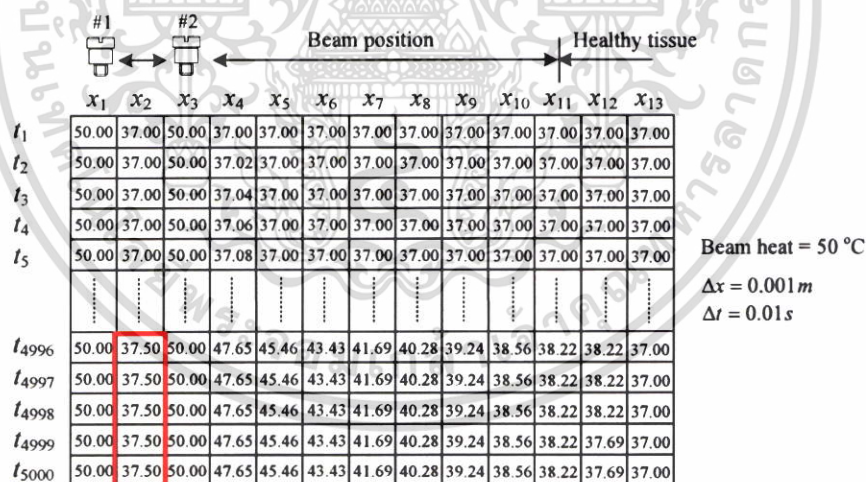
ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 2 ผู้วิจัยให้ความสำคัญเรื่องเวลาที่ใช้รักษาที่น้อยใน กระบวนการรักษามะเร็งด้วยความร้อนทางคลินิก ตำแหน่งลำอัสตราชาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมสำหรับการกระจายตัวความร้อนที่สม่ำเสมอ คือบริเวณกึ่งกลางระหว่างลำอัสตราชาวด์ที่ 1 และ บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อปกติที่ $x_7 = 6$ cm ดังตารางที่ 4.1 ดังนั้นสำหรับตำแหน่งลำอัสตราชาวด์ที่ 2 ทั้งหมด 10 จุด ระยะเวลารักษากับต้นกำเนิดความร้อนที่ $50-75^{\circ}\text{C}$ คือ 3-9 นาที

ตารางที่ 4.1 ข้อมูลการรักษามะเร็งด้วยความร้อน

| ตำแหน่งลำอัสตราชาวด์ที่ 2 | ความร้อนต้นกำเนิด ($^{\circ}\text{C}$) | เวลาที่ใช้รักษา (sec) |
|---------------------------|--|-----------------------|
| $x_7 = 6$ cm | 50 | 54 |
| | 55 | 37 |
| | 60 | 29 |
| | 65 | 25 |
| | 70 | 22 |
| | 75 | 20 |

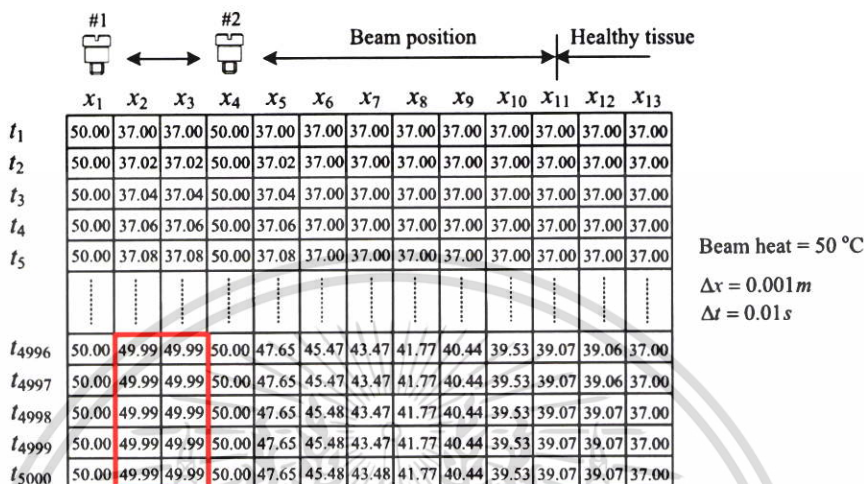


รูปที่ 4.1 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_2 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

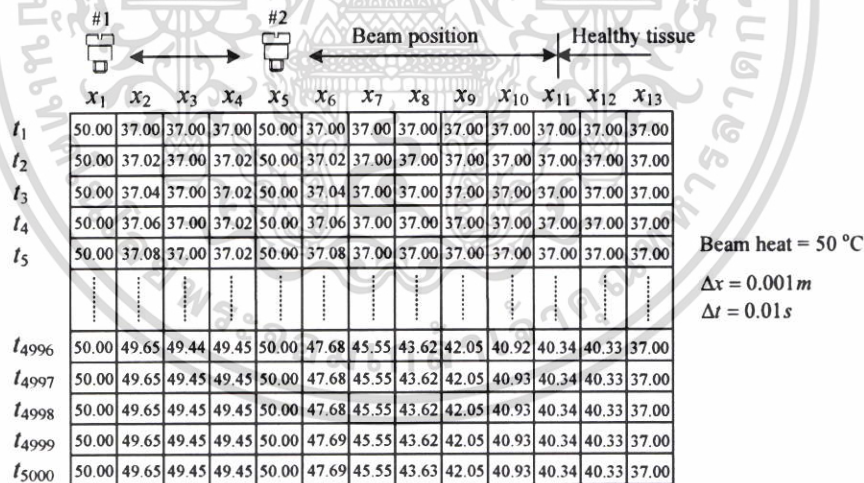


รูปที่ 4.2 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_3 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

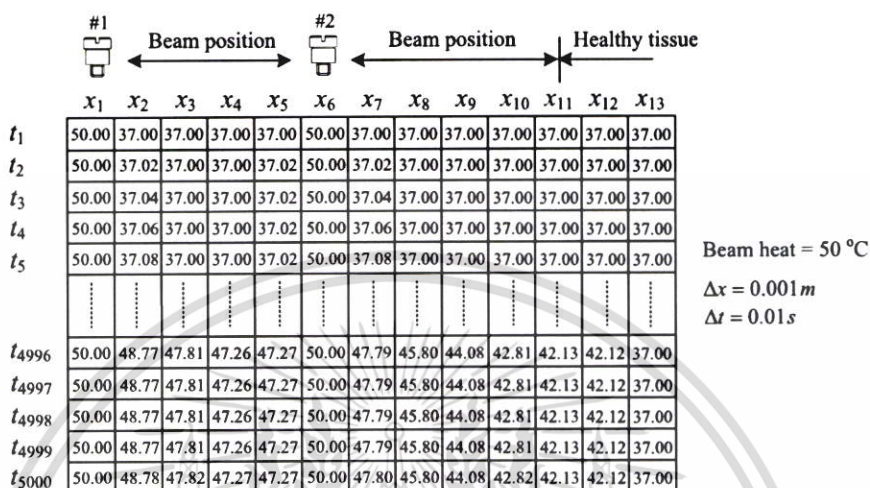


รูปที่ 4.3 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_4 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

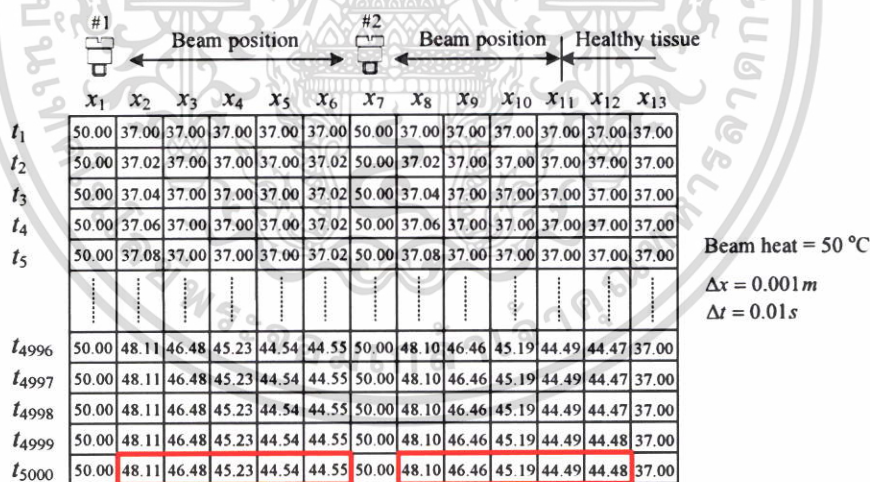


รูปที่ 4.4 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_5 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

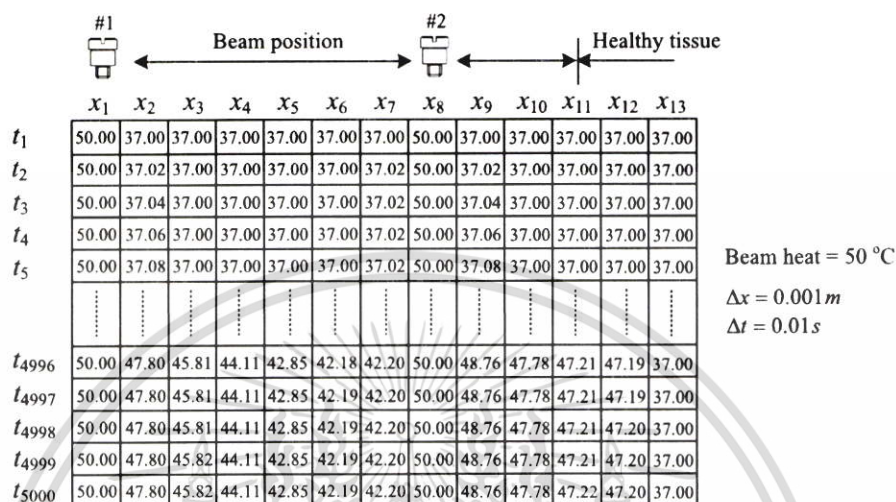


รูปที่ 4.5 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_6 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

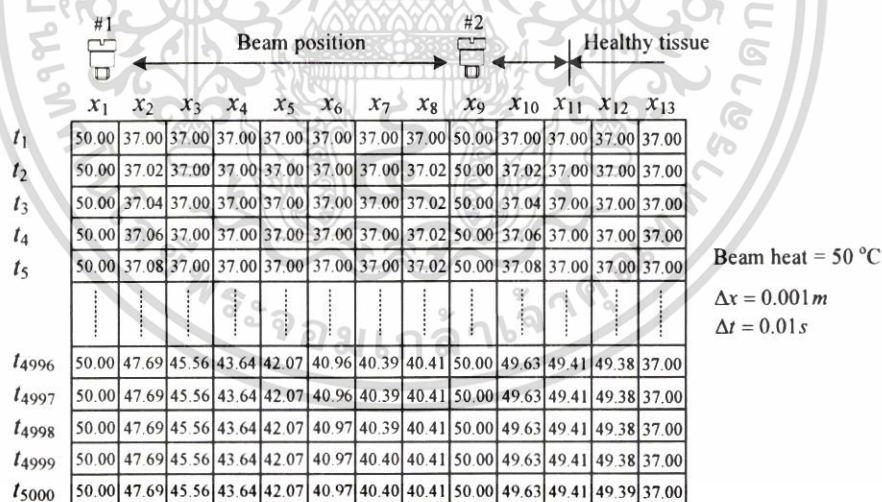


รูปที่ 4.6 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_7 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

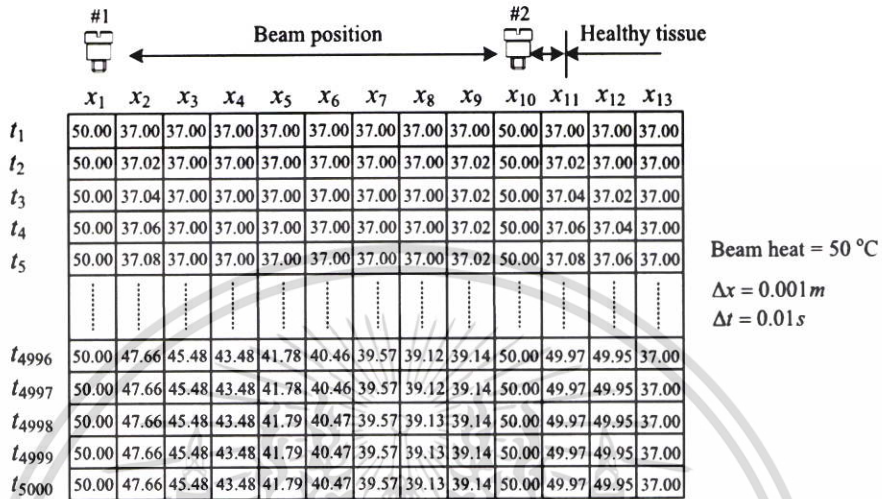


รูปที่ 4.7 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_8$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

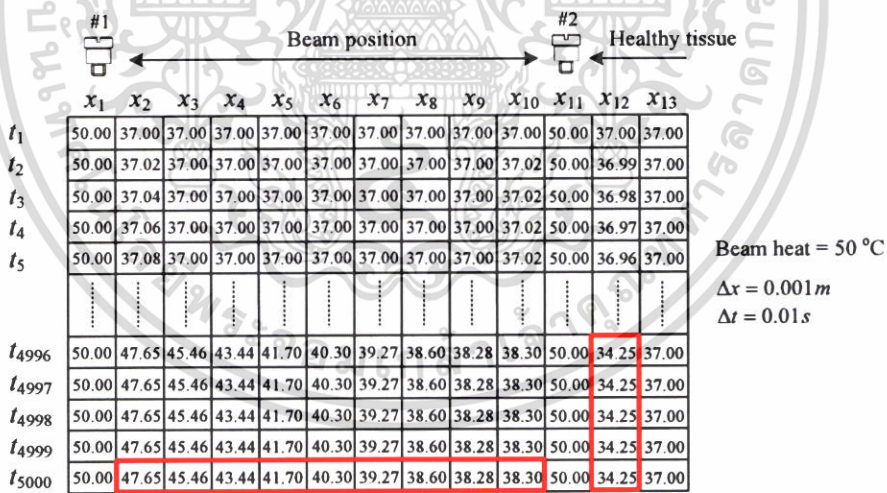


รูปที่ 4.8 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_9$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

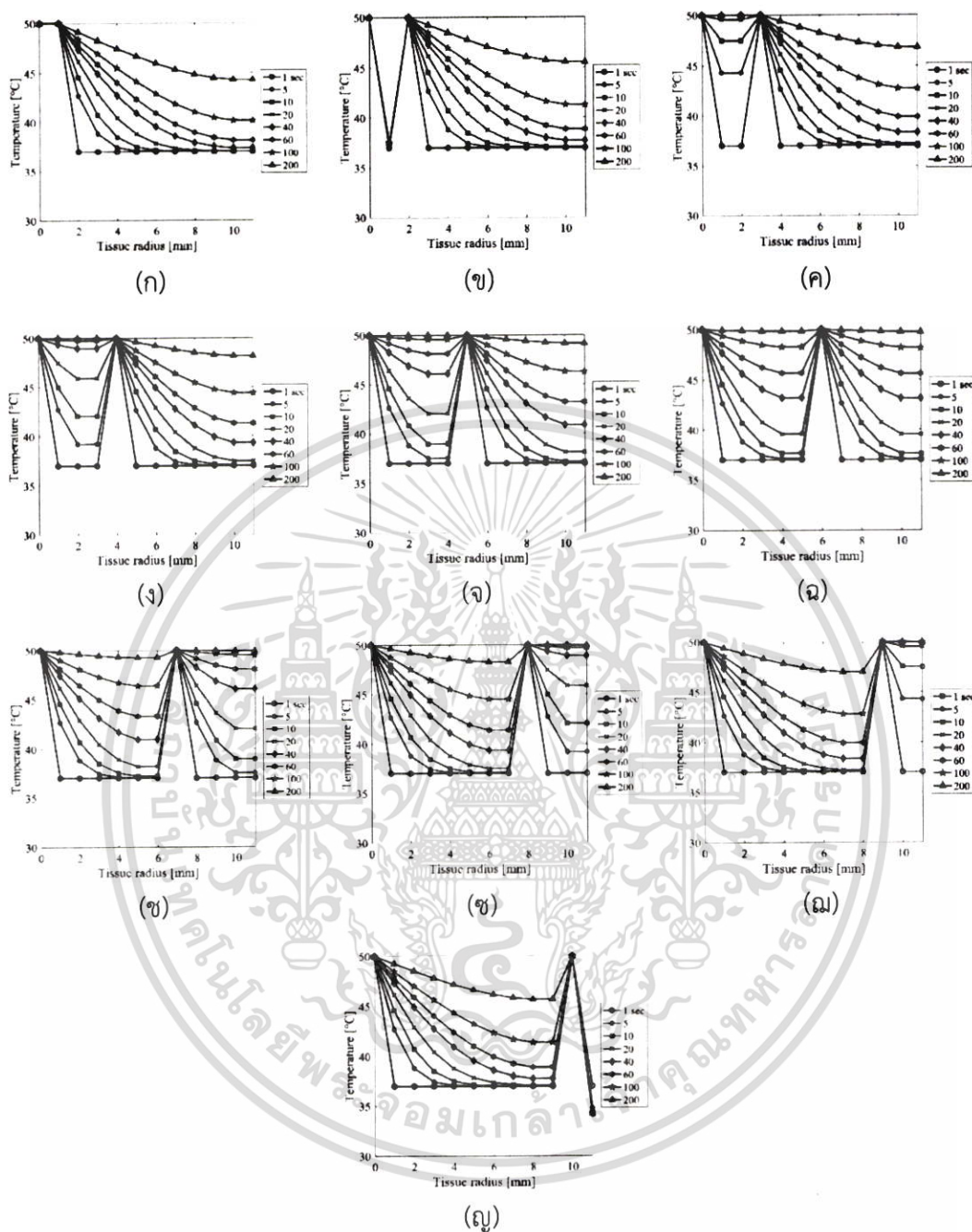


รูปที่ 4.9 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_{10}$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$



รูปที่ 4.10 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และที่ $B2P = x_{11}$ ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.11 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อเมื่อเริ่มที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

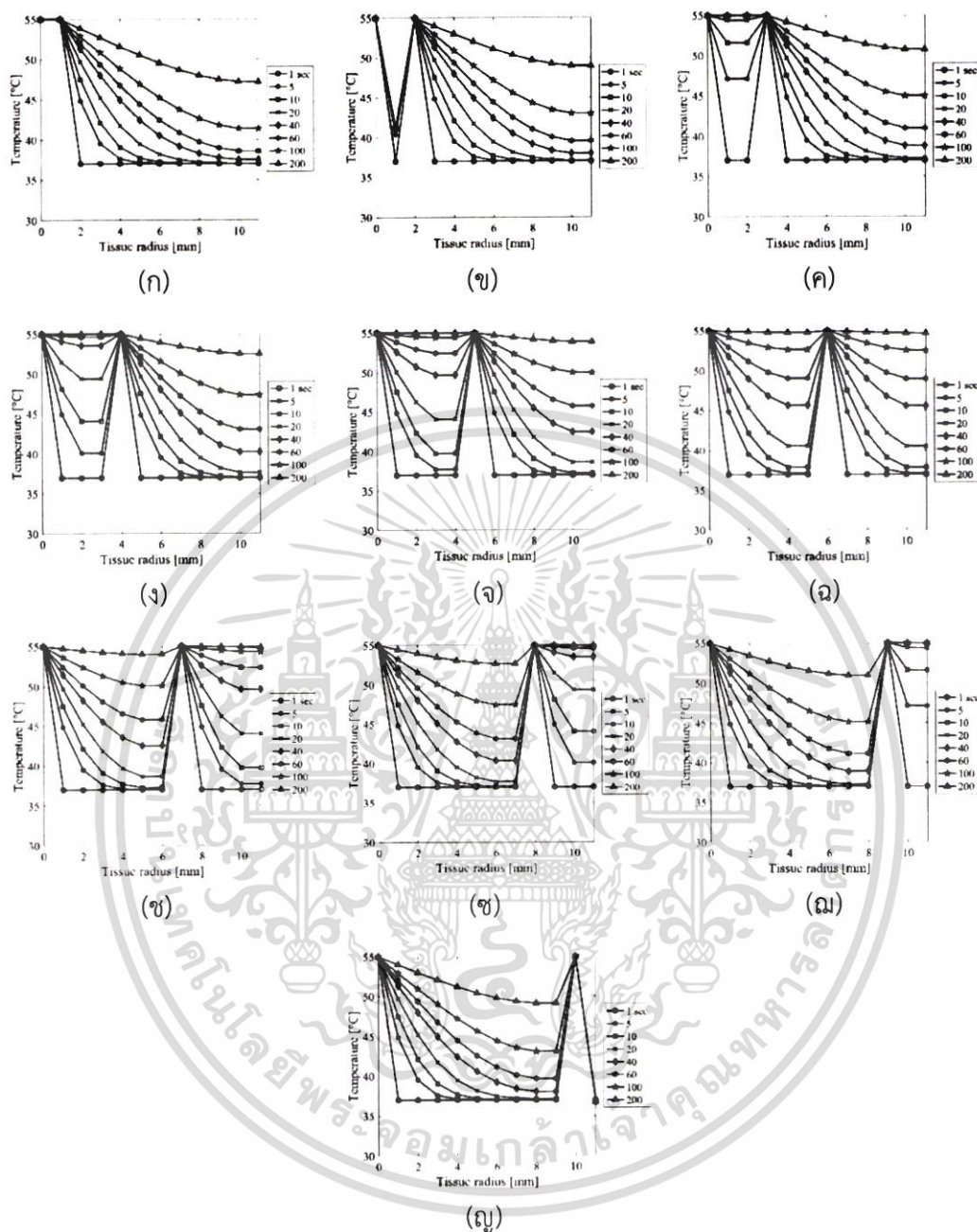
(ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4

(ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7

(ช) B2P = x_8 (ซ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}

(ณ) B2P = x_{11}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.12 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 55^\circ\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

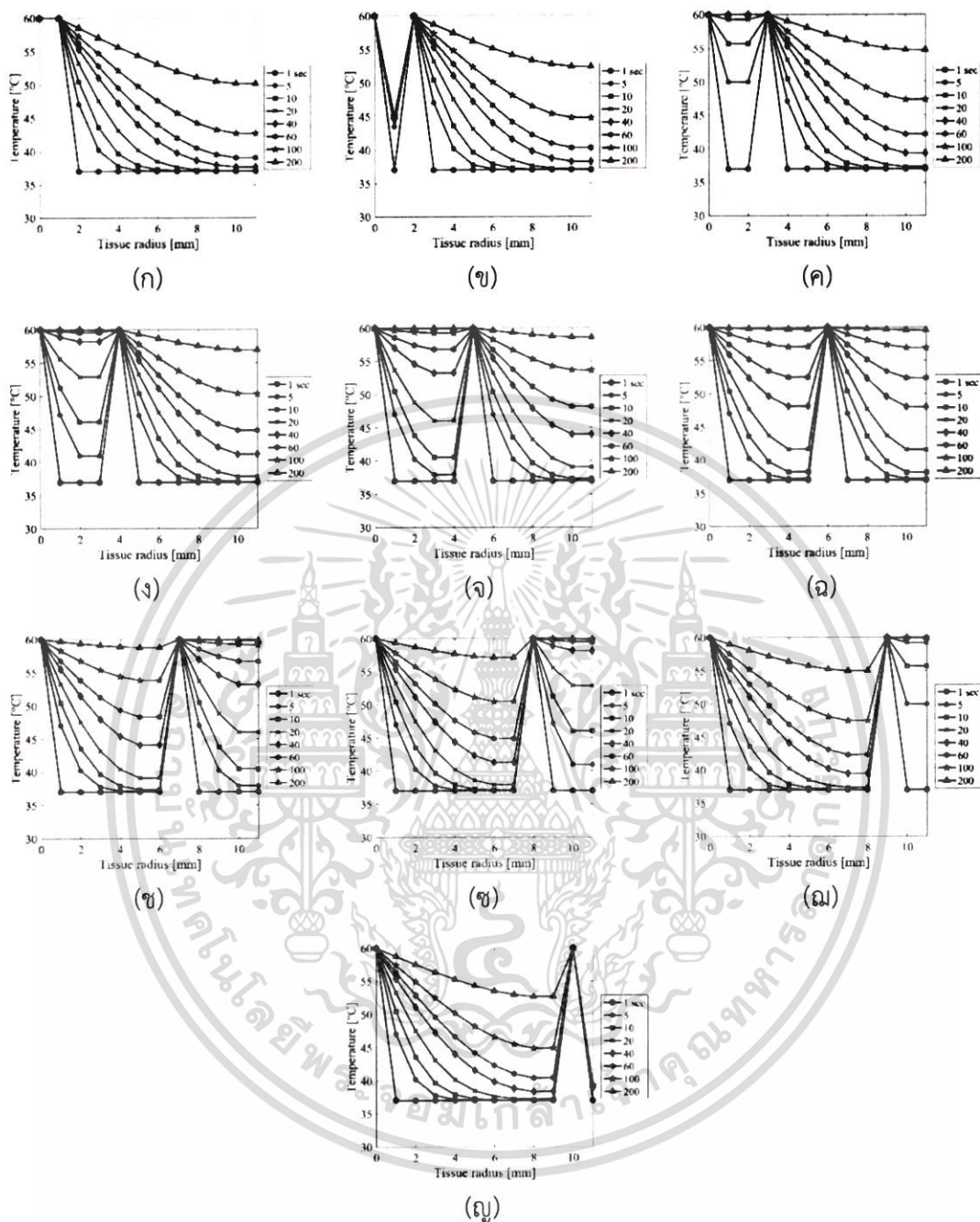
$$(ก) B2P = x_2 \quad (ข) B2P = x_3 \quad (ค) B2P = x_4$$

$$(ง) B2P = x_5 \quad (จ) B2P = x_6 \quad (ฉ) B2P = x_7$$

$$(ช) B2P = x_8 \quad (ซ) B2P = x_9 \quad (ณ) B2P = x_{10}$$

$$(ฎ) B2P = x_{11}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อเมื่อเริ่มที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 60\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

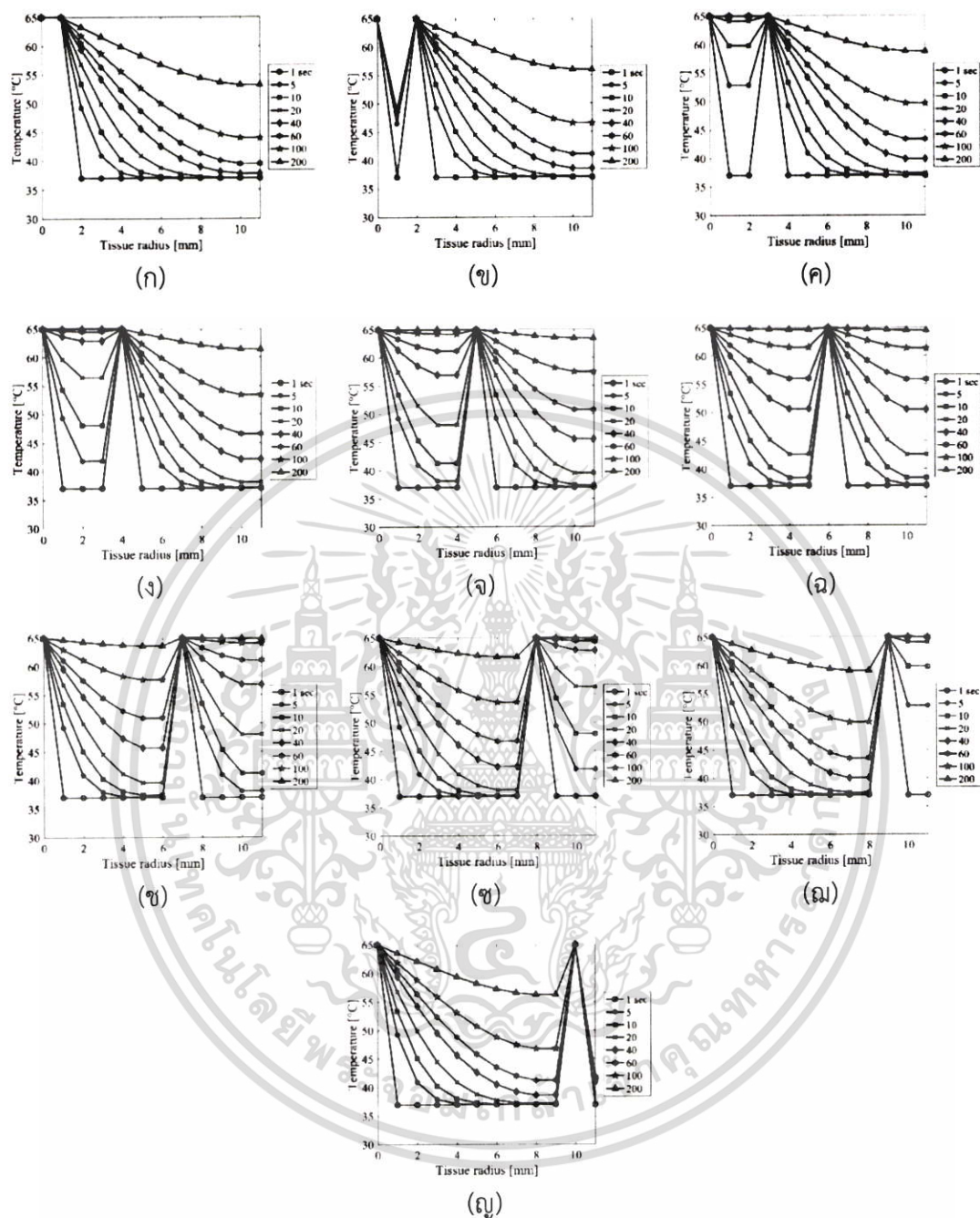
(ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4

(ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7

(ช) B2P = x_8 (ซ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}

(ฎ) B2P = x_{11}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.14 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 65^\circ\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

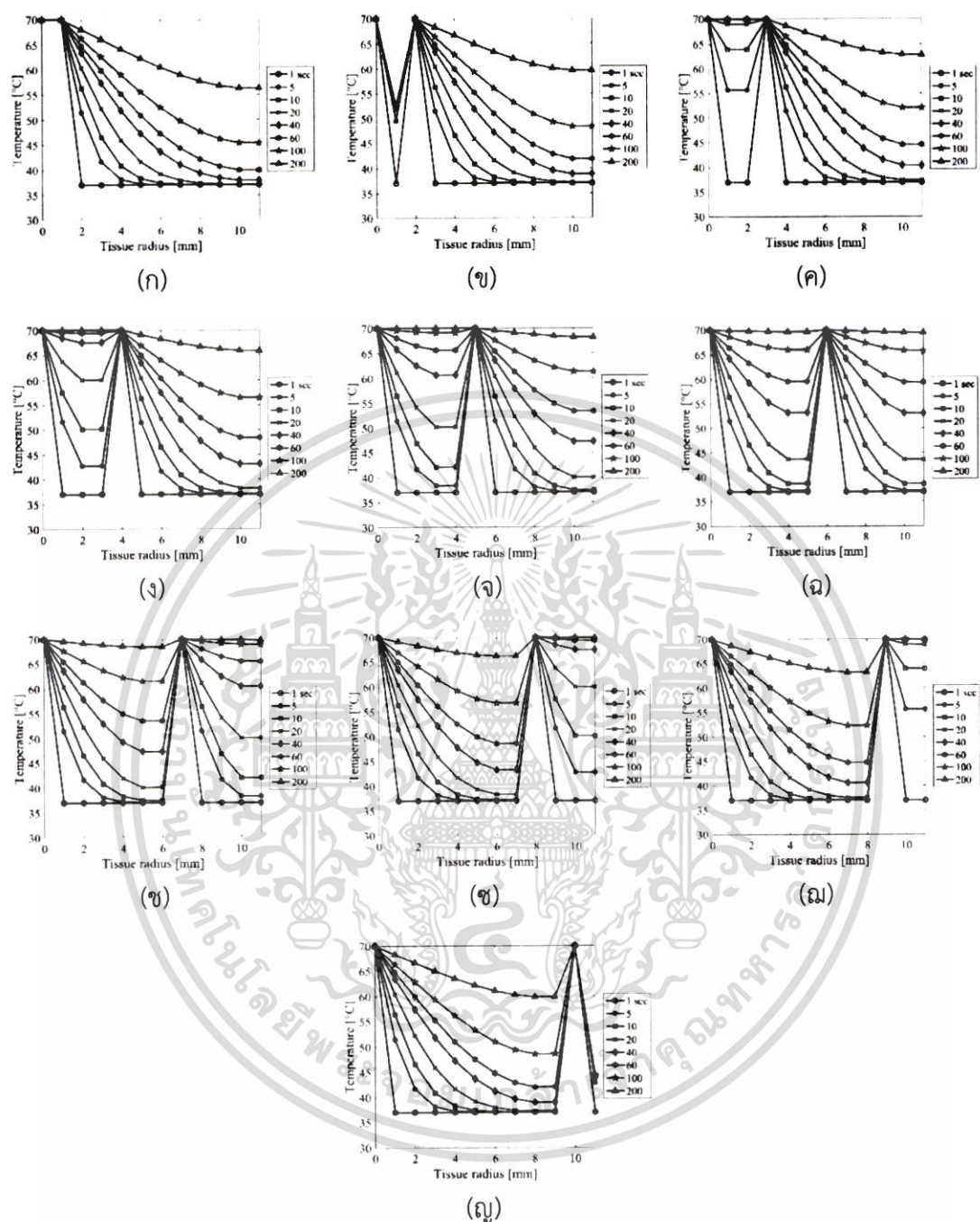
(ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4

(ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7

(ช) B2P = x_8 (ซ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}

(ด) B2P = x_{11}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.15 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 70^\circ\text{C}$ กับลำอัตร้าชาวดที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

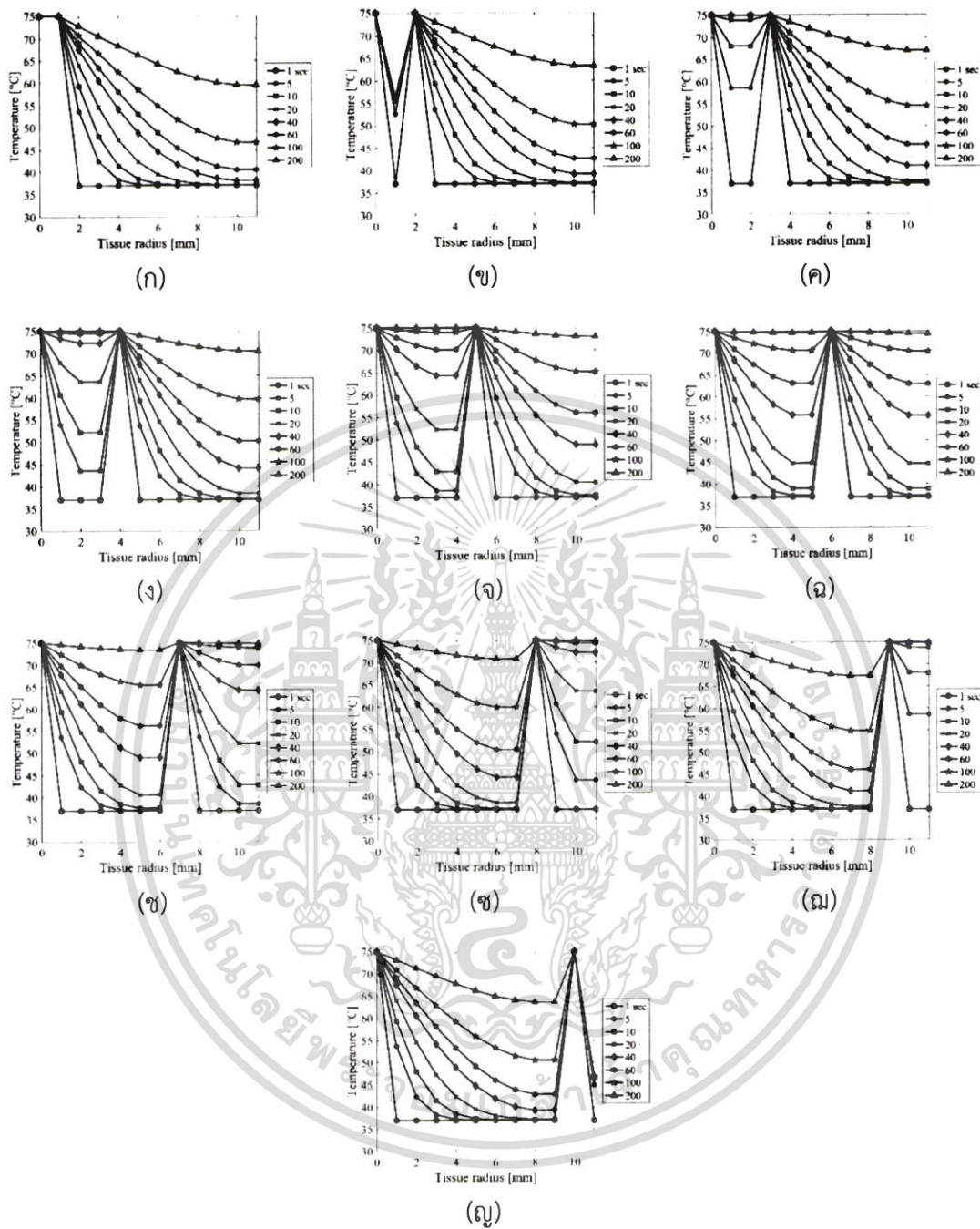
$$(ก) B2P = x_2 \quad (ข) B2P = x_3 \quad (ค) B2P = x_4$$

$$(ง) B2P = x_5 \quad (จ) B2P = x_6 \quad (ฉ) B2P = x_7$$

$$(ช) B2P = x_8 \quad (ซ) B2P = x_9 \quad (ณ) B2P = x_{10}$$

$$(ณ) B2P = x_{11}$$

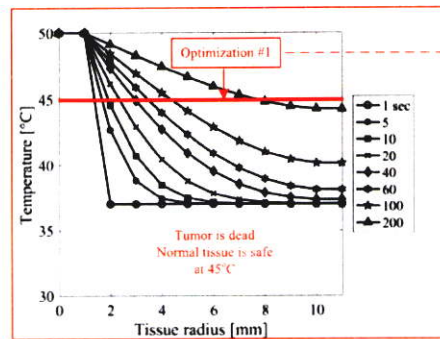
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.16 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{13}$ ที่ $BH = 75\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

- (ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4
- (ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7
- (ช) B2P = x_8 (ซ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}
- (ด) B2P = x_{11}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

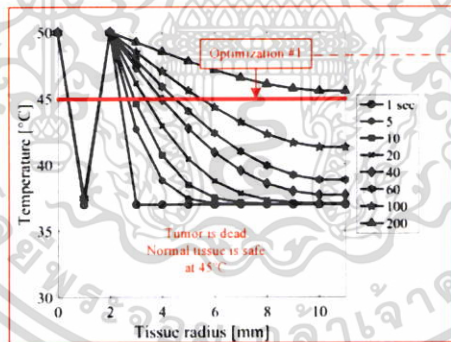


| | Beam position | | | | | | | | | | | | | Healthy tissue | | |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------|--|--|
| | #1 | #2 | | | | | | | | | | | | | | |
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | | | |
| t_1 | 50.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| t_2 | 50.00 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| t_3 | 50.00 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | | | |
| t_{22488} | 50.00 | 50.00 | 49.24 | 48.52 | 47.80 | 47.11 | 46.48 | 45.93 | 45.49 | 45.18 | 45.01 | 44.99 | 37.00 | | | |
| t_{22489} | 50.00 | 50.00 | 49.24 | 48.52 | 47.80 | 47.11 | 46.48 | 45.93 | 45.49 | 45.18 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | | |
| t_{22490} | 50.00 | 50.00 | 49.24 | 48.52 | 47.80 | 47.11 | 46.48 | 45.93 | 45.49 | 45.18 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | | |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | | | |
| t_{49999} | 50.00 | 50.00 | 49.83 | 49.67 | 49.51 | 49.36 | 49.22 | 49.10 | 48.99 | 48.91 | 48.86 | 48.84 | 37.00 | | | |
| t_{50000} | 50.00 | 50.00 | 49.83 | 49.67 | 49.51 | 49.36 | 49.22 | 49.10 | 48.99 | 48.91 | 48.86 | 48.84 | 37.00 | | | |
| t_{50001} | 50.00 | 50.00 | 49.83 | 49.67 | 49.51 | 49.36 | 49.22 | 49.10 | 48.99 | 48.91 | 48.86 | 48.84 | 37.00 | | | |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

Three row data detection

รูปที่ 4.17 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_2 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)



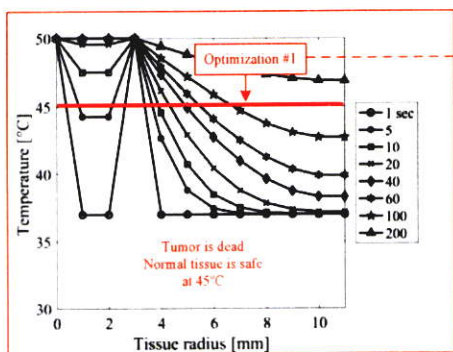
| | Beam position | | | | | | | | | | | | | Healthy tissue | | |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------|--|--|
| | #1 | #2 | | | | | | | | | | | | | | |
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | | | |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| t_2 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| t_3 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | | | |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | | | |
| t_{18280} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.14 | 48.32 | 47.52 | 46.78 | 46.13 | 45.59 | 45.21 | 45.01 | 44.99 | 37.00 | | | |
| t_{18281} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.14 | 48.32 | 47.52 | 46.78 | 46.13 | 45.59 | 45.21 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | | |
| t_{18282} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.14 | 48.32 | 47.52 | 46.78 | 46.13 | 45.59 | 45.21 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | | |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | | | |
| t_{49999} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.89 | 49.79 | 49.69 | 49.60 | 49.51 | 49.44 | 49.38 | 49.34 | 49.32 | 37.00 | | | |
| t_{50000} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.89 | 49.79 | 49.69 | 49.60 | 49.51 | 49.44 | 49.38 | 49.34 | 49.32 | 37.00 | | | |
| t_{50001} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.89 | 49.79 | 49.69 | 49.60 | 49.51 | 49.44 | 49.38 | 49.34 | 49.32 | 37.00 | | | |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

Three row data detection

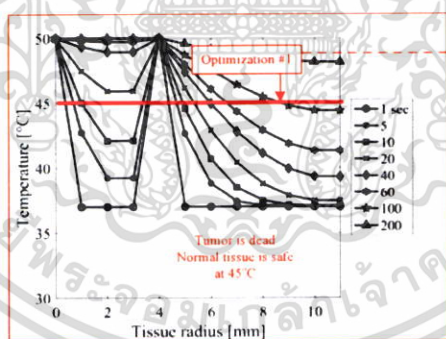
รูปที่ 4.18 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_3 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้ ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ขออนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



| | Beam position | | | | | | | | | | | | | Healthy tissue | |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|--------------------------|---------------------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | | |
| f_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | Beam heat = 50 °C |
| f_2 | 50.00 | 37.02 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | $\Delta x = 0.001m$ |
| f_3 | 50.00 | 37.04 | 37.04 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | $\Delta t = 0.01s$ |
| f_{14454} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.01 | 48.08 | 47.19 | 46.39 | 45.74 | 45.26 | 45.01 | 44.99 | 37.00 | Three row data detection | |
| f_{14455} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.01 | 48.08 | 47.19 | 46.39 | 45.74 | 45.26 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | |
| f_{14456} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.61 | 48.08 | 47.19 | 46.39 | 45.74 | 45.26 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | |
| f_{49999} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.69 | 49.66 | 49.64 | 37.00 | | |
| f_{50000} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.69 | 49.66 | 49.64 | 37.00 | | |
| f_{50001} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.70 | 49.66 | 49.64 | 37.00 | | |

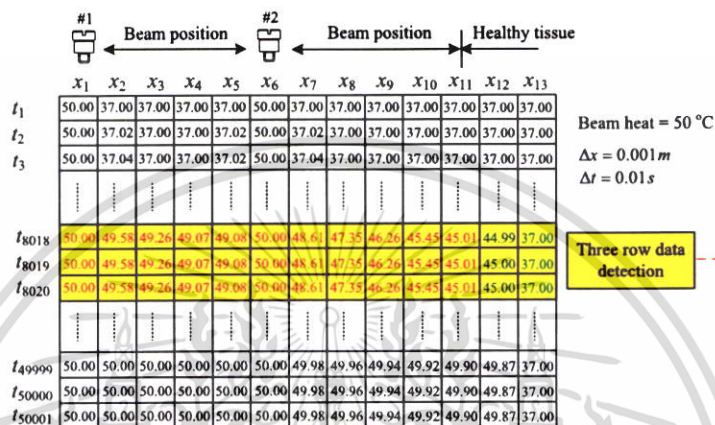
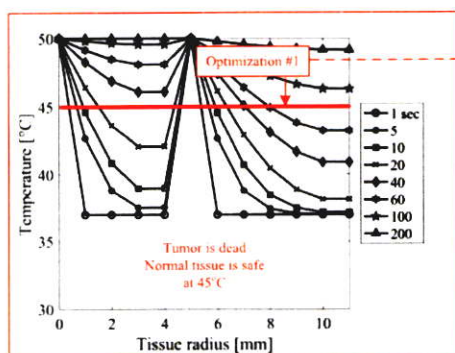
รูปที่ 4.19 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_4 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)



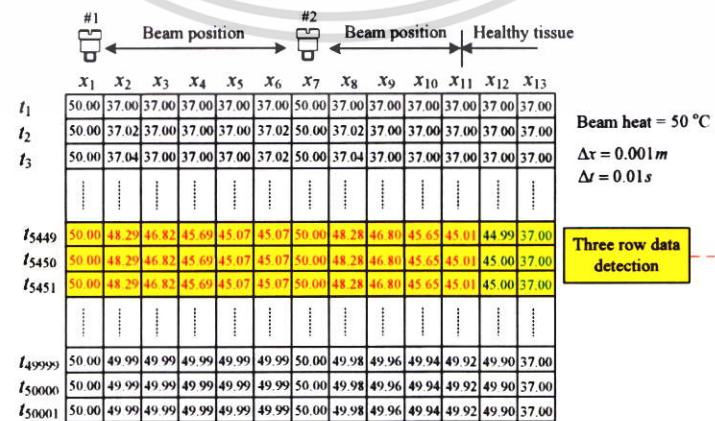
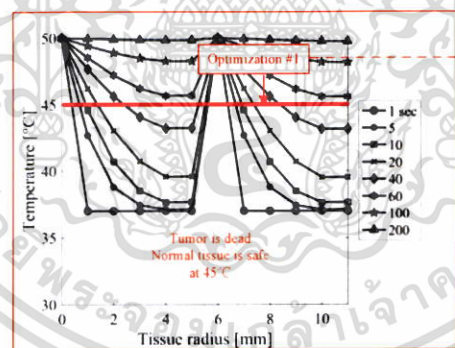
| | Beam position | | | | | | | | | | | | | Healthy tissue |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|--------------------------|---------------------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | |
| f_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | Beam heat = 50 °C |
| f_2 | 50.00 | 37.02 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | $\Delta x = 0.001m$ |
| f_3 | 50.00 | 37.04 | 37.04 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | $\Delta t = 0.01s$ |
| f_{11027} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 48.84 | 47.76 | 46.77 | 45.94 | 45.34 | 45.01 | 44.99 | 37.00 | Three row data detection | |
| f_{11028} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 48.84 | 47.76 | 46.77 | 45.94 | 45.34 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | |
| f_{11029} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 48.84 | 47.77 | 46.78 | 45.94 | 45.34 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | | |
| f_{49999} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 | | |
| f_{50000} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 | | |
| f_{50001} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 | | |

รูปที่ 4.20 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_5 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

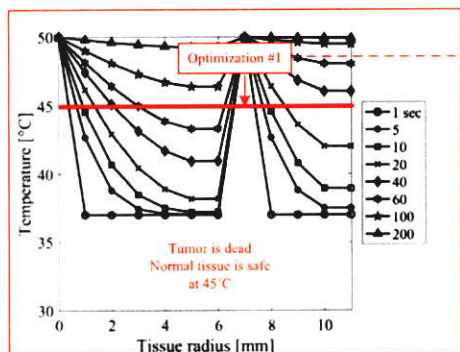


รูปที่ 4.21 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_6$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)



รูปที่ 4.22 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ

$B2P = x_7$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)
 เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของสถาบันวิจัยและพัฒนาสุขภาพภาคใต้ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

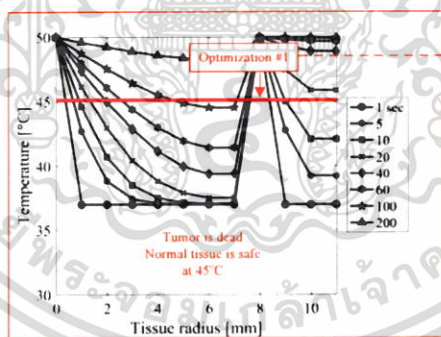


| | Beam position #1 | | | | | | | Beam position #2 | | | Healthy tissue | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|----------|----------------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{3340} | 80.00 | 47.10 | 44.53 | 42.37 | 40.83 | 40.03 | 40.05 | 50.00 | 47.73 | 46.02 | 45.04 | 44.99 | 37.00 |
| t_{3341} | 80.00 | 47.10 | 44.53 | 42.37 | 40.83 | 40.03 | 40.05 | 50.00 | 47.78 | 46.02 | 45.04 | 45.00 | 37.00 |
| t_{3342} | 50.00 | 47.10 | 44.53 | 42.37 | 40.83 | 40.03 | 40.05 | 50.00 | 47.78 | 46.02 | 45.04 | 45.00 | 37.00 |
| t_{49999} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.91 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.91 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.91 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

Three row data detection

รูปที่ 4.23 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_8 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)



| | Beam position #1 | | | | | | | Beam position #2 | | | Healthy tissue | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|----------|----------------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{1712} | 50.00 | 45.83 | 42.40 | 39.92 | 38.40 | 37.62 | 37.32 | 37.34 | 50.00 | 46.89 | 45.01 | 44.98 | 37.00 |
| t_{1713} | 50.00 | 45.83 | 42.41 | 39.92 | 38.40 | 37.62 | 37.32 | 37.34 | 50.00 | 46.89 | 45.01 | 45.00 | 37.00 |
| t_{1714} | 50.00 | 45.83 | 42.41 | 39.92 | 38.40 | 37.62 | 37.32 | 37.34 | 50.00 | 46.89 | 45.02 | 45.00 | 37.00 |
| t_{49999} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 49.36 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 49.36 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 49.36 | 37.00 |

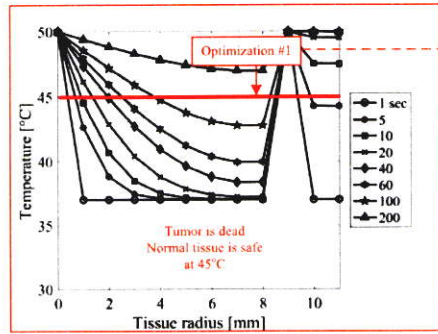
Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

Three row data detection

รูปที่ 4.24 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ

B2P = x_9 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์และเผยแพร่โดยไม่หวังผลกำไรภายใต้เงื่อนไขที่เห็นเป็นชอบระเบียบข้อบังคับการดำเนินงาน
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



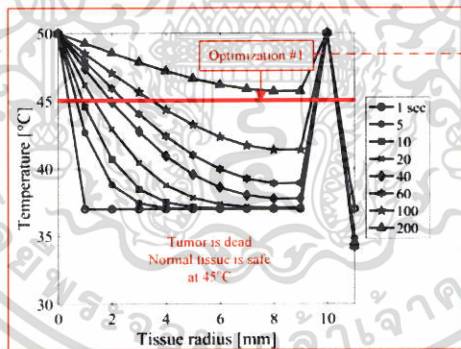
#1 ← Beam position → #2 Healthy tissue

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} |
|-------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.02 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{582} | 50.00 | 43.09 | 39.15 | 37.58 | 37.12 | 37.02 | 37.00 | 37.01 | 37.03 | 50.00 | 45.01 | 44.99 | 37.00 |
| t_{583} | 50.00 | 43.09 | 39.16 | 37.58 | 37.12 | 37.02 | 37.00 | 37.01 | 37.03 | 50.00 | 45.02 | 45.00 | 37.00 |
| t_{584} | 50.00 | 43.10 | 39.16 | 37.58 | 37.12 | 37.02 | 37.00 | 37.01 | 37.03 | 50.00 | 45.03 | 45.00 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{49999} | 50.00 | 49.95 | 49.91 | 49.88 | 49.84 | 49.82 | 49.80 | 49.79 | 49.79 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.95 | 49.91 | 49.88 | 49.84 | 49.82 | 49.80 | 49.79 | 49.79 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.95 | 49.91 | 49.88 | 49.84 | 49.82 | 49.80 | 49.79 | 49.79 | 50.00 | 49.97 | 49.95 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

Three row data detection

รูปที่ 4.25 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัตุดูหมุมที่ BH = 50 °C และ B2P = x_{10} ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)



#1 ← Beam position → #2 Healthy tissue

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} |
|-------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 36.99 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 36.98 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{8546} | 50.00 | 48.30 | 46.68 | 45.13 | 43.70 | 42.48 | 41.51 | 40.83 | 40.49 | 40.51 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |
| t_{8547} | 50.00 | 48.30 | 46.68 | 45.13 | 43.70 | 42.48 | 41.51 | 40.84 | 40.49 | 40.51 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |
| t_{8548} | 50.00 | 48.30 | 46.68 | 45.13 | 43.70 | 42.48 | 41.51 | 40.84 | 40.49 | 40.51 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{49999} | 50.00 | 49.91 | 49.82 | 49.74 | 49.66 | 49.59 | 49.54 | 49.50 | 49.48 | 49.48 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.91 | 49.82 | 49.74 | 49.66 | 49.59 | 49.54 | 49.50 | 49.48 | 49.48 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.91 | 49.82 | 49.74 | 49.66 | 49.59 | 49.54 | 49.50 | 49.48 | 49.48 | 50.00 | 34.25 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

Three row data detection

รูปที่ 4.26 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัตุดูหมุมที่ BH = 50 °C และ

B2P = x_{11} ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับโครงการวิจัยในเพื่อนักวิจัยเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 50.00 | 50.00 | 49.24 | 48.52 | 47.80 | 47.11 | 46.48 | 45.93 | 45.49 | 45.18 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 224.89 |
| B2P = x_3 | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.14 | 48.32 | 47.52 | 46.78 | 46.13 | 45.59 | 45.21 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 182.81 |
| B2P = x_4 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.01 | 48.08 | 47.19 | 46.39 | 45.74 | 45.26 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 144.55 |
| B2P = x_5 | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 48.84 | 47.76 | 46.77 | 45.94 | 45.34 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 110.28 |
| B2P = x_6 | 50.00 | 49.58 | 49.26 | 49.07 | 49.08 | 50.00 | 48.61 | 47.35 | 46.26 | 45.45 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 80.20 |
| B2P = x_7 | 50.00 | 48.29 | 46.82 | 45.69 | 45.07 | 45.07 | 50.00 | 48.28 | 46.80 | 45.65 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 54.50 |
| B2P = x_8 | 50.00 | 47.10 | 44.53 | 42.37 | 40.83 | 40.03 | 40.05 | 50.00 | 47.78 | 46.02 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 33.41 |
| B2P = x_9 | 50.00 | 45.83 | 42.41 | 39.92 | 38.40 | 37.62 | 37.32 | 37.34 | 50.00 | 46.89 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 17.13 |
| B2P = x_{10} | 50.00 | 43.09 | 39.16 | 37.58 | 37.12 | 37.02 | 37.00 | 37.01 | 37.03 | 50.00 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 5.83 |
| B2P = x_{11} | 50.00 | 48.30 | 46.68 | 45.13 | 43.70 | 42.48 | 41.51 | 40.84 | 40.49 | 40.51 | 50.00 | 34.25 | 37.00 | 85.47 |

รูปที่ 4.27 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 50 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 55.00 | 55.00 | 53.49 | 52.03 | 50.59 | 49.21 | 47.94 | 46.85 | 45.97 | 45.34 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 156.57 |
| B2P = x_3 | 55.00 | 41.25 | 55.00 | 53.28 | 51.64 | 50.04 | 48.54 | 47.23 | 46.17 | 45.41 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 127.05 |
| B2P = x_4 | 55.00 | 55.00 | 55.00 | 55.00 | 53.02 | 51.15 | 49.37 | 47.77 | 46.45 | 45.51 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 100.26 |
| B2P = x_5 | 55.00 | 54.92 | 54.78 | 54.87 | 55.00 | 52.68 | 50.52 | 48.54 | 46.87 | 45.66 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 76.51 |
| B2P = x_6 | 55.00 | 53.63 | 52.56 | 51.94 | 51.94 | 55.00 | 52.22 | 49.70 | 47.51 | 45.89 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 55.32 |
| B2P = x_7 | 55.00 | 51.57 | 48.60 | 46.32 | 45.08 | 45.09 | 55.00 | 51.56 | 48.58 | 46.28 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 37.43 |
| B2P = x_8 | 55.00 | 50.04 | 45.79 | 42.43 | 40.22 | 39.14 | 39.17 | 55.00 | 50.53 | 47.03 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 22.75 |
| B2P = x_9 | 55.00 | 47.97 | 42.71 | 39.49 | 37.92 | 37.31 | 37.13 | 37.16 | 55.00 | 48.74 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 11.44 |
| B2P = x_{10} | 55.00 | 43.53 | 38.62 | 37.29 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.04 | 55.00 | 45.04 | 45.01 | 37.00 | 3.60 |
| B2P = x_{11} | 55.00 | 52.57 | 50.27 | 48.04 | 46.01 | 44.26 | 42.88 | 41.92 | 41.44 | 41.46 | 55.00 | 36.75 | 37.00 | 80.23 |

รูปที่ 4.28 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 55 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 60.00 | 60.00 | 57.73 | 55.54 | 53.37 | 51.29 | 49.39 | 47.74 | 46.43 | 45.50 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 126.54 |
| B2P = x_3 | 60.00 | 45.00 | 60.00 | 57.41 | 54.95 | 52.53 | 50.29 | 48.32 | 46.73 | 45.61 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 102.54 |
| B2P = x_4 | 60.00 | 60.00 | 60.00 | 60.00 | 57.02 | 54.20 | 51.52 | 49.12 | 47.16 | 45.75 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 80.79 |
| B2P = x_5 | 60.00 | 59.74 | 59.59 | 59.59 | 60.00 | 56.50 | 53.26 | 50.27 | 47.78 | 45.97 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 61.38 |
| B2P = x_6 | 60.00 | 57.44 | 55.43 | 54.27 | 54.28 | 60.00 | 55.80 | 52.01 | 48.74 | 46.31 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 44.38 |
| B2P = x_7 | 60.00 | 54.81 | 50.35 | 46.94 | 45.09 | 45.11 | 60.00 | 54.80 | 50.32 | 46.89 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 29.91 |
| B2P = x_8 | 60.00 | 52.88 | 46.96 | 42.57 | 39.89 | 38.67 | 38.71 | 60.00 | 53.24 | 48.00 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 18.06 |
| B2P = x_9 | 60.00 | 49.91 | 42.95 | 39.21 | 37.68 | 37.19 | 37.08 | 37.11 | 60.00 | 50.51 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 8.92 |
| B2P = x_{10} | 60.00 | 43.81 | 38.30 | 37.17 | 37.01 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.05 | 60.00 | 45.04 | 45.00 | 37.00 | 2.62 |
| B2P = x_{11} | 60.00 | 57.06 | 54.27 | 51.55 | 49.05 | 46.88 | 45.15 | 43.95 | 43.34 | 43.36 | 60.00 | 39.25 | 37.00 | 85.63 |

รูปที่ 4.29 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 60 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 65.00 | 65.00 | 61.95 | 59.02 | 56.11 | 53.33 | 50.80 | 48.62 | 46.87 | 45.65 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 109.17 |
| B2P = x_3 | 65.00 | 48.75 | 65.00 | 61.53 | 58.23 | 55.00 | 52.00 | 49.38 | 47.28 | 45.79 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 88.38 |
| B2P = x_4 | 65.00 | 64.99 | 64.99 | 65.00 | 61.00 | 57.23 | 53.64 | 50.44 | 47.84 | 45.99 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 69.55 |
| B2P = x_5 | 65.00 | 64.45 | 64.12 | 64.13 | 65.00 | 60.30 | 55.96 | 51.97 | 48.66 | 46.27 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 52.75 |
| B2P = x_6 | 65.00 | 61.11 | 58.06 | 56.30 | 56.31 | 65.00 | 59.35 | 54.28 | 49.92 | 46.72 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 38.06 |
| B2P = x_7 | 65.00 | 58.01 | 52.04 | 47.53 | 45.10 | 45.13 | 65.00 | 57.99 | 52.02 | 47.48 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 25.56 |
| B2P = x_8 | 65.00 | 55.60 | 48.03 | 42.70 | 39.66 | 38.38 | 38.42 | 65.00 | 55.88 | 48.91 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 15.34 |
| B2P = x_9 | 65.00 | 51.71 | 43.14 | 39.02 | 37.54 | 37.13 | 37.06 | 37.10 | 65.00 | 52.19 | 45.03 | 45.01 | 37.00 | 7.47 |
| B2P = x_{10} | 65.00 | 44.02 | 38.10 | 37.12 | 37.01 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.05 | 65.00 | 45.06 | 45.01 | 37.00 | 2.07 |
| B2P = x_{11} | 65.00 | 61.55 | 58.27 | 55.06 | 52.09 | 49.50 | 47.43 | 45.98 | 45.24 | 45.27 | 65.00 | 41.75 | 37.00 | 88.87 |

รูปที่ 4.30 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 65 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

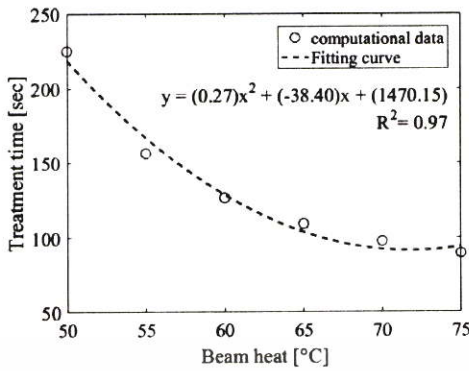
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 70.00 | 70.00 | 66.16 | 62.48 | 58.82 | 55.34 | 52.17 | 49.46 | 47.30 | 45.80 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 97.66 |
| B2P = x_3 | 70.00 | 52.50 | 70.00 | 65.63 | 61.48 | 57.42 | 53.67 | 50.41 | 47.80 | 45.97 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 78.99 |
| B2P = x_4 | 70.00 | 69.99 | 69.99 | 70.00 | 64.95 | 60.22 | 55.71 | 51.72 | 48.49 | 46.21 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 62.10 |
| B2P = x_5 | 70.00 | 69.07 | 68.52 | 68.52 | 70.00 | 64.07 | 58.61 | 53.62 | 49.50 | 46.56 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 47.04 |
| B2P = x_6 | 70.00 | 64.70 | 60.55 | 58.14 | 58.16 | 70.00 | 62.87 | 56.50 | 51.06 | 47.11 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 33.87 |
| B2P = x_7 | 70.00 | 61.16 | 53.69 | 48.08 | 45.11 | 45.14 | 70.00 | 61.14 | 53.66 | 48.03 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 22.68 |
| B2P = x_8 | 70.00 | 58.23 | 49.01 | 42.81 | 39.50 | 38.18 | 38.23 | 70.00 | 58.46 | 49.78 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 13.53 |
| B2P = x_9 | 70.00 | 53.37 | 43.28 | 38.86 | 37.44 | 37.10 | 37.05 | 37.11 | 70.00 | 53.77 | 45.03 | 45.00 | 37.00 | 6.50 |
| B2P = x_{10} | 70.00 | 44.17 | 37.94 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.06 | 70.00 | 45.06 | 45.01 | 37.00 | 1.71 |
| B2P = x_{11} | 70.00 | 65.98 | 62.14 | 58.39 | 54.89 | 51.84 | 49.39 | 47.67 | 46.79 | 46.83 | 70.00 | 44.25 | 37.00 | 88.68 |

รูปที่ 4.31 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 70 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

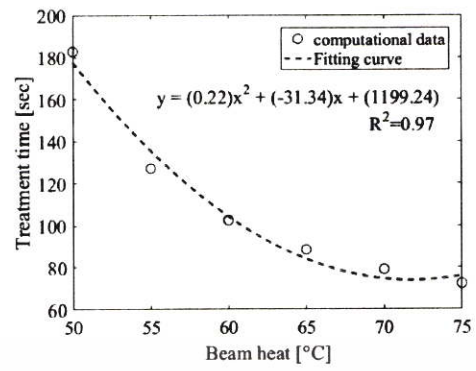
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 75.00 | 75.00 | 70.36 | 65.92 | 61.51 | 57.31 | 53.51 | 50.27 | 47.71 | 45.94 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 89.38 |
| B2P = x_3 | 75.00 | 56.25 | 75.00 | 69.71 | 64.70 | 59.81 | 55.30 | 51.40 | 48.30 | 46.14 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 72.24 |
| B2P = x_4 | 75.00 | 74.99 | 74.99 | 75.00 | 68.89 | 63.18 | 57.75 | 52.97 | 49.12 | 46.42 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 56.74 |
| B2P = x_5 | 75.00 | 73.61 | 72.78 | 72.79 | 75.00 | 67.82 | 61.23 | 55.24 | 50.32 | 46.83 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 42.93 |
| B2P = x_6 | 75.00 | 68.24 | 62.93 | 59.85 | 59.87 | 75.00 | 66.35 | 58.68 | 52.16 | 47.47 | 45.01 | 45.00 | 37.00 | 30.86 |
| B2P = x_7 | 75.00 | 64.26 | 55.28 | 48.61 | 45.11 | 45.16 | 75.00 | 64.25 | 55.25 | 48.56 | 45.02 | 45.00 | 37.00 | 20.61 |
| B2P = x_8 | 75.00 | 60.79 | 49.92 | 42.91 | 39.37 | 38.04 | 38.10 | 75.00 | 60.98 | 50.61 | 45.03 | 45.00 | 37.00 | 12.24 |
| B2P = x_9 | 75.00 | 54.93 | 43.40 | 38.74 | 37.38 | 37.08 | 37.05 | 37.11 | 75.00 | 55.28 | 45.04 | 45.01 | 37.00 | 5.81 |
| B2P = x_{10} | 75.00 | 44.29 | 37.83 | 37.06 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.07 | 75.00 | 45.08 | 45.01 | 37.00 | 1.46 |
| B2P = x_{11} | 75.00 | 70.39 | 66.01 | 61.69 | 57.66 | 54.13 | 51.29 | 49.30 | 48.28 | 48.32 | 75.00 | 46.75 | 37.00 | 88.07 |

รูปที่ 4.32 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 75 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

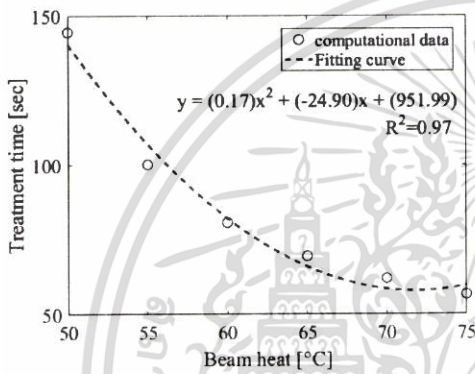
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



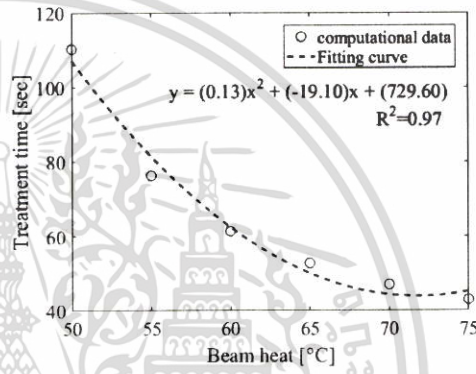
(ก)



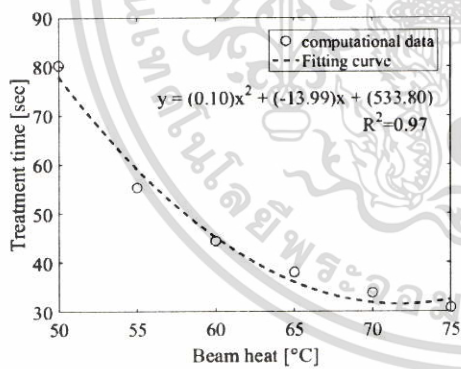
(ข)



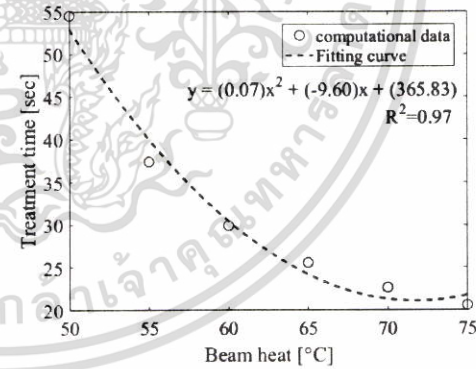
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 4.33 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างต้นกำเนิดความร้อนและเวลาที่ใช้รักษาที่ตำแหน่งต้นกำเนิดความร้อนที่ 2 ที่แตกต่างกัน (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$)

(ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3

(ค) B2P = x_4 (ง) B2P = x_5

(จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการถ่ายเทความร้อนบนแบบจำลองเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

4.2.1 ผลการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนแบบจำลอง

ในกรณีที่จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งถูกเพิ่มจาก $x_1 - x_{13}$ เป็น $x_1 - x_{15}$ ข้อมูลประวัติความร้อนบนเนื้อมะเร็งกับต้นกำเนิดความร้อนที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่ $B2P = x_2 - x_{11}$ ถูกจัดเก็บในเอลิเมนต์ของเมทริกซ์ดังรูปที่ 4.34-4.43 ตามลำดับ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิเนื้อมะเร็งที่ $BH = 50-75\text{ }^{\circ}\text{C}$ แสดงดังรูปที่ 4.44-4.49 ผลการเปรียบเทียบประวัติอุณหภูมิมะเร็งระหว่างแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ และ $x_1 - x_{15}$ ที่ $B2P = x_2 - x_{11}$ ถูกพิจารณาตามการวางตำแหน่งลำอัลตราซาวด์คู่ทั้ง 3 รูปแบบ

รูปแบบแรก (Type#1) คือ ลำอัลตราซาวด์ที่ 1 (คอลัมน์ที่ x_1) และลำที่ 2 (คอลัมน์ที่ x_2) อยู่ชิดกัน อุณหภูมิที่ t_{5000} ในตำแหน่งคอลัมน์ตั้งแต่ $x_5 - x_{14}$ บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดที่ $x_1 - x_{13}$ และ $x_1 - x_{15}$ มีค่าไม่เท่ากันดังรูปที่ 4.1 และ 4.34 ตามลำดับ

รูปแบบที่สอง (Type#2) คือ ลำอัลตราซาวด์ที่ 2 (คอลัมน์ที่ $x_3 - x_9$) ถูกวางห่างจากลำที่ 1 (คอลัมน์ที่ x_1) และห่างจากเนื้อเยื่อปกติ (คอลัมน์ที่ 12) ดังนั้นการคำนวณประวัติอุณหภูมิจึงมี 2 ขอบเขต ได้แก่ ขอบเขตที่ 1 อยู่ระหว่างลำอัลตราซาวด์ที่ 1 กับ ลำที่ 2 และ ขอบเขตที่ 2 อยู่ระหว่างลำที่ 2 กับ เนื้อเยื่อปกติที่คอลัมน์สุดท้าย อุณหภูมิที่เวลาผ่านไปนานเพียงพอในขอบเขตการคำนวณที่ 1 และ ที่ 2 มีค่าเท่ากัน และไม่เท่ากัน เมื่อแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดที่ $x_1 - x_{13}$ และ $x_1 - x_{15}$ ถูกเปรียบเทียบกันตามลำดับ ยกตัวอย่างเช่น ในกรณีที่ $BH = 50$ และ $B2P = x_7$ อุณหภูมิที่ t_{5000} ที่ขอบเขตการคำนวณที่ 1 (คอลัมน์ $x_2 - x_6$) ในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดแตกต่างกันมีค่าเท่ากันดังรูปที่ 4.6 และ รูปที่ 4.39 แต่อุณหภูมิที่เวลาเดียวกันในขอบเขตการคำนวณที่ 2 (คอลัมน์ $x_8 - x_{14}$) มีค่าไม่เท่ากัน

รูปแบบที่สาม (Type#3) คือ ลำอัลตราซาวด์ที่ 2 (คอลัมน์ที่ x_{11}) และ เนื้อเยื่อปกติ (x_{12}) อยู่ชิดกัน การคำนวณประวัติอุณหภูมิจึงมี 2 ขอบเขตเช่นเดียวกันกับ Type#2 อุณหภูมิที่ t_{5000} ที่ขอบเขตการคำนวณที่ 1 (คอลัมน์ $x_2 - x_{10}$) ในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดแตกต่างกันมีค่าเท่ากันดังรูปที่ 4.10 และ รูปที่ 4.43 แต่อุณหภูมิที่เวลาเดียวกันในขอบเขตการคำนวณที่ 2 (คอลัมน์ $x_{12} - x_{14}$) มีค่าไม่เท่ากัน ผลการเปรียบเทียบอุณหภูมิมะเร็งระหว่างแบบจำลองมะเร็งที่มีจำนวนจุดกริดแตกต่างกันทั้ง 3 รูปแบบนี้บ่งชี้ว่าการเพิ่มจำนวนจุดกริดของขอบเขตการคำนวณที่อยู่ระหว่างลำอัลตราซาวด์ที่ 2 กับ เนื้อเยื่อปกติที่คอลัมน์สุดท้ายส่งผลให้ขอบเขตการคำนวณอุณหภูมิกว้างกว่าเดิม การเพิ่มจำนวนจุดกริดหมายถึงการเพิ่มขนาดของเนื้อมะเร็งบนแบบจำลอง กระจายตัวของความร้อนทั่ว

ทั้งเนื้อมะเร็งขนาดใหญ่ซ้ากว่ามะเร็งขนาดเล็กที่เวลาเดียวกัน ดังนั้นเนื้อมะเร็งขนาดใหญ่จึงใช้เวลารักษาที่ยาวนานกว่าเนื้อมะเร็งขนาดเล็ก

4.2.2 ผลการหาความร้อน ตำแหน่งและเวลาที่ใช้รักษาที่เหมาะสมที่สุด

ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 การตรวจสอบข้อมูลความร้อนกับเวลาที่ใช้รักษาที่ BH = 50 °C และที่ B2P = $x_2 - x_{11}$ ด้วยเงื่อนไข 45 °C ≤ T < 46 °C ซึ่งเนื้อมะเร็งทั่วทั้งก้อนถูกทำลายและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อนแสดงดังรูปที่ 4.50–4.59 ตามลำดับ ข้อมูลความร้อนแถบกลางที่ตรงตามเงื่อนไขของการตรวจจับข้อมูลภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ ใช้เวลารักษาเร็วกว่าแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ กับตำแหน่ง B2P เดียวกัน ดังรูปที่ 4.17–4.26 กับ รูปที่ 4.50–4.59 ตามลำดับ จากนั้นข้อมูลแถวความร้อนแถบกลางในแต่ละ B2P ที่ $x_2 - x_{11}$ ดังรูปที่ 4.50–4.59 ถูกคัดเลือกโดยตัวตรวจจับกับการเพิ่มขึ้นของความร้อนในคอลัมน์ x_{12} ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อปกติจาก 44 °C เป็น 45 °C (ตัวเลขสีน้ำเงินดังรูป) และถูกจัดเก็บในเมทริกซ์ที่ชื่อว่า B2P กับเวลาที่ใช้รักษา ดังรูปที่ 4.60

ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งส่วนที่เหลือที่ BH = 55–75 °C แสดงดังรูปที่ 4.61 – 4.65 ตัวเลขในเมทริกซ์ B2P มี 5 สี สีแดงคือเนื้อมะเร็งตาย สีดำคือเนื้อมะเร็งยังไม่ถูกทำลาย สีน้ำเงินคือเนื้อเยื่อปกติปลอดภัย สีเขียวคืออุณหภูมิเนื้อเยื่อปกติ สีส้มคือเวลาที่ใช้รักษาด้วยความร้อน ดังนั้นตำแหน่งลำดับที่ 2 ที่ B2P = $x_2 - x_7$ ซึ่งสามารถทำลายเนื้อมะเร็งทั้งก้อนและเนื้อเยื่อปกติปลอดภัยถูกนำมาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความร้อนจากต้นกำเนิดกับเวลาที่ใช้รักษา ดังรูปที่ 4.66 เพื่อสร้างสมการโพลีโนเมียลดังสมการที่ (4.7)–(4.12) ตามลำดับ

$$y = 0.37x^2 - 53.82x + 2058.38 \quad (4.7)$$

$$y = 0.32x^2 - 45.72x + 1746.47 \quad (4.8)$$

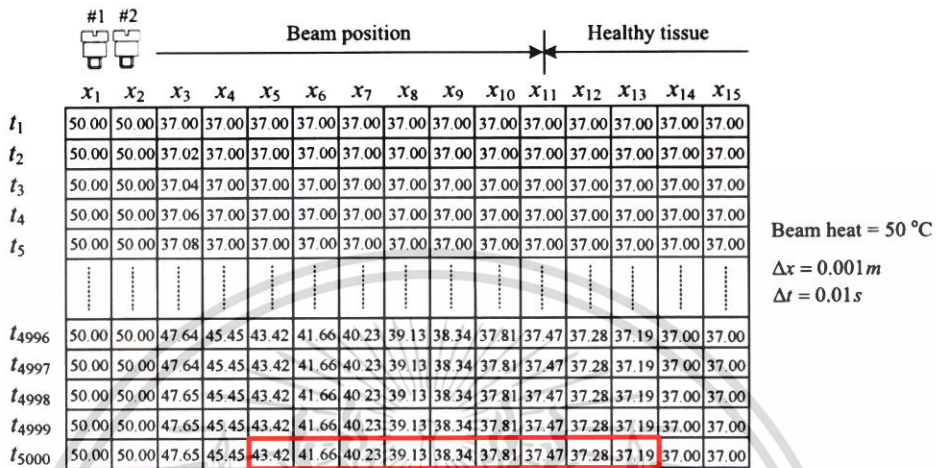
$$y = 0.27x^2 - 38.14x + 1455.23 \quad (4.9)$$

$$y = 0.22x^2 - 31.14x + 1185.95 \quad (4.10)$$

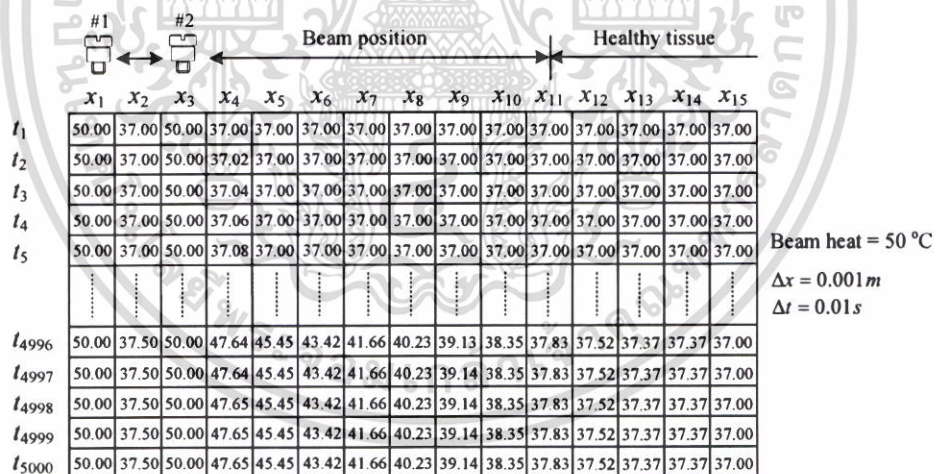
$$y = 0.17x^2 - 24.74x + 940.26 \quad (4.11)$$

$$y = 0.13x^2 - 18.99x + 719.46 \quad (4.12)$$

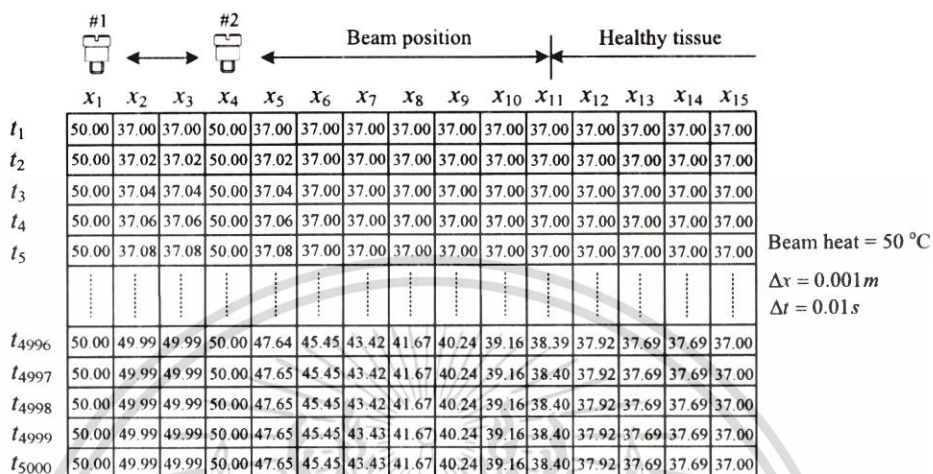
โดยที่ y คือ เวลาที่ใช้สำหรับรักษาเนื้องอก (sec) x คือ ความร้อนจากต้นกำเนิด (°C) สมการเหล่านี้ จะถูกนำไปใช้สำหรับการวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนทางคลินิก



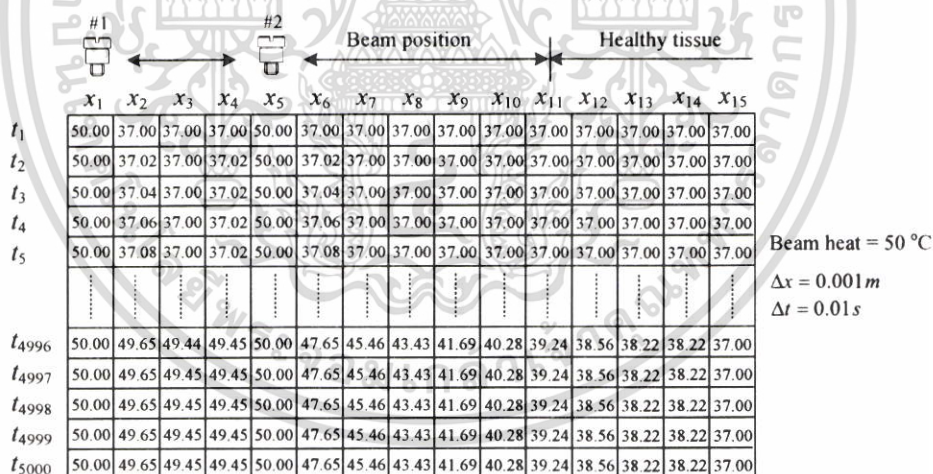
รูปที่ 4.34 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_2 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$



รูปที่ 4.35 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_3 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$



รูปที่ 4.36 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_4 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$



รูปที่ 4.37 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_5 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_4 | 50.00 | 37.06 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.06 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_5 | 50.00 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ |
| t_{4996} | 50.00 | 48.77 | 47.81 | 47.26 | 47.27 | 50.00 | 47.65 | 45.47 | 43.47 | 41.77 | 40.44 | 39.53 | 39.07 | 39.06 | 37.00 |
| t_{4997} | 50.00 | 48.77 | 47.81 | 47.26 | 47.27 | 50.00 | 47.65 | 45.47 | 43.47 | 41.77 | 40.44 | 39.53 | 39.07 | 39.06 | 37.00 |
| t_{4998} | 50.00 | 48.77 | 47.81 | 47.26 | 47.27 | 50.00 | 47.65 | 45.48 | 43.47 | 41.77 | 40.44 | 39.53 | 39.07 | 39.07 | 37.00 |
| t_{4999} | 50.00 | 48.77 | 47.81 | 47.26 | 47.27 | 50.00 | 47.65 | 45.48 | 43.47 | 41.77 | 40.44 | 39.53 | 39.07 | 39.07 | 37.00 |
| t_{5000} | 50.00 | 48.78 | 47.82 | 47.27 | 47.27 | 50.00 | 47.65 | 45.48 | 43.48 | 41.77 | 40.44 | 39.53 | 39.07 | 39.07 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

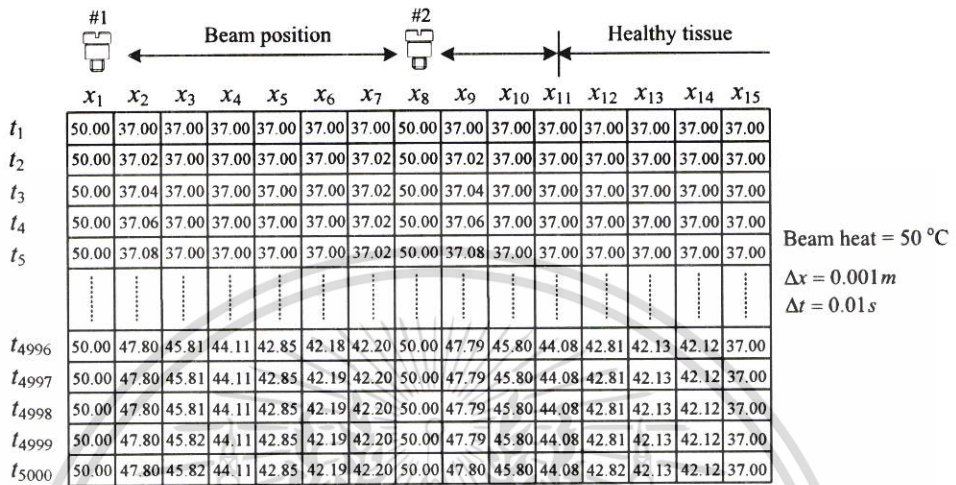
รูปที่ 4.38 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_6 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_4 | 50.00 | 37.06 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.06 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_5 | 50.00 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ | ⋮ |
| t_{4996} | 50.00 | 48.11 | 46.48 | 45.23 | 44.54 | 44.55 | 50.00 | 47.68 | 45.55 | 43.62 | 42.05 | 40.92 | 40.34 | 40.33 | 37.00 |
| t_{4997} | 50.00 | 48.11 | 46.48 | 45.23 | 44.54 | 44.55 | 50.00 | 47.68 | 45.55 | 43.62 | 42.05 | 40.93 | 40.34 | 40.33 | 37.00 |
| t_{4998} | 50.00 | 48.11 | 46.48 | 45.23 | 44.54 | 44.55 | 50.00 | 47.68 | 45.55 | 43.62 | 42.05 | 40.93 | 40.34 | 40.33 | 37.00 |
| t_{4999} | 50.00 | 48.11 | 46.48 | 45.23 | 44.54 | 44.55 | 50.00 | 47.69 | 45.55 | 43.62 | 42.05 | 40.93 | 40.34 | 40.33 | 37.00 |
| t_{5000} | 50.00 | 48.11 | 46.48 | 45.23 | 44.54 | 44.55 | 50.00 | 47.69 | 45.55 | 43.63 | 42.05 | 40.93 | 40.34 | 40.33 | 37.00 |

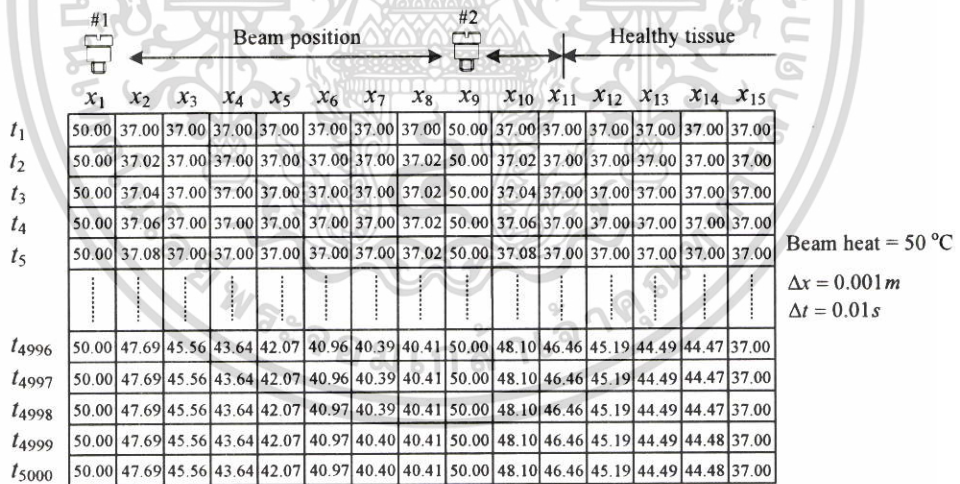
Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

รูปที่ 4.39 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_7 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

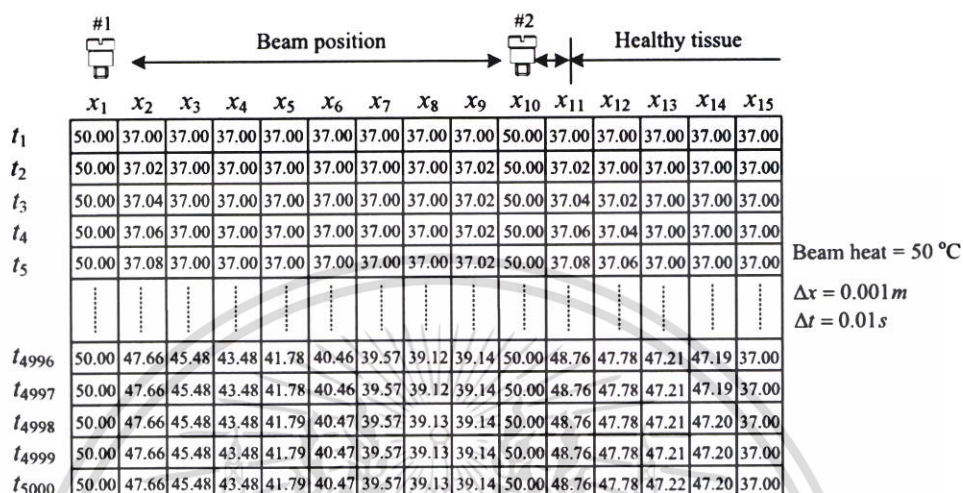
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



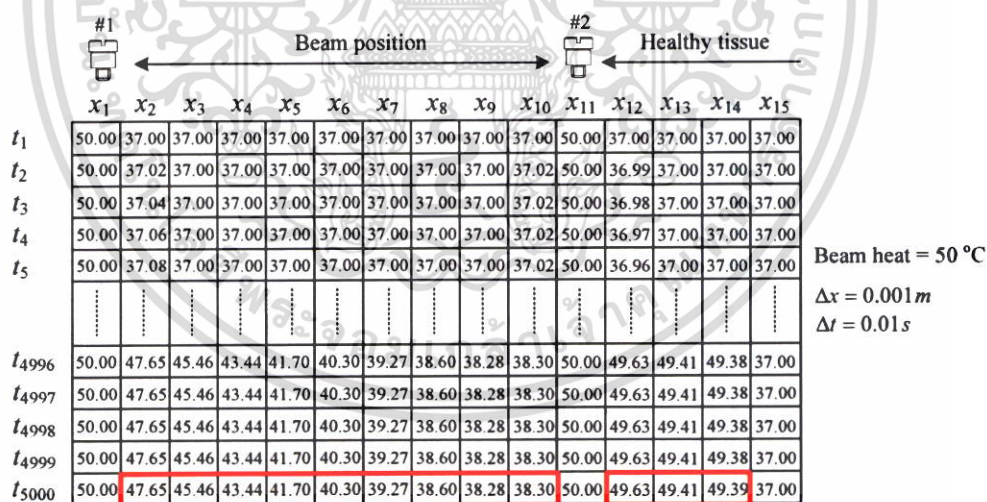
รูปที่ 4.40 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_8 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$



รูปที่ 4.41 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_9 ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

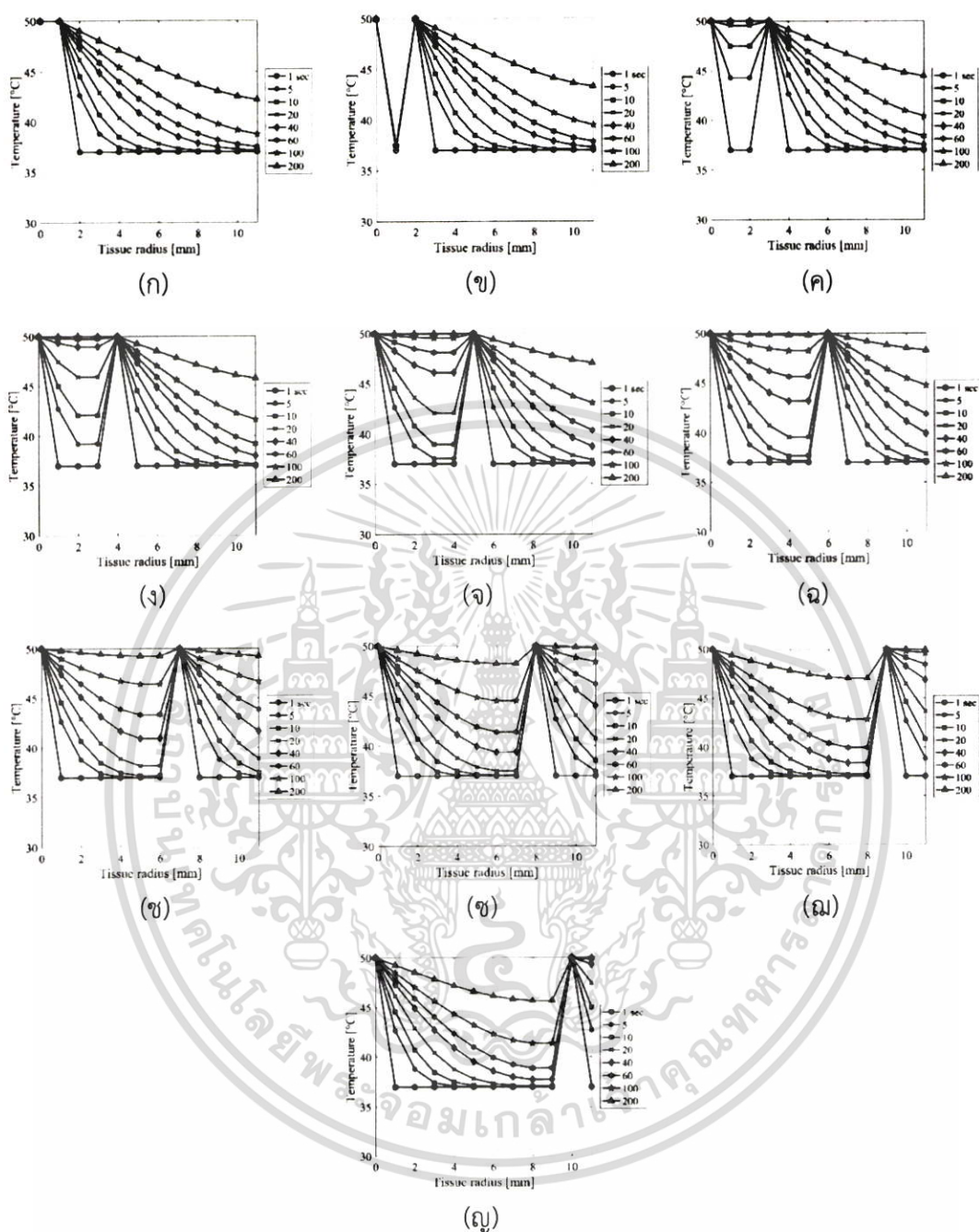


รูปที่ 4.42 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{10} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$



รูปที่ 4.43 เมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ BH = 50 °C และที่ B2P = x_{11} ภายในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.44 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อเมื่อเริ่มที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 50^\circ\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

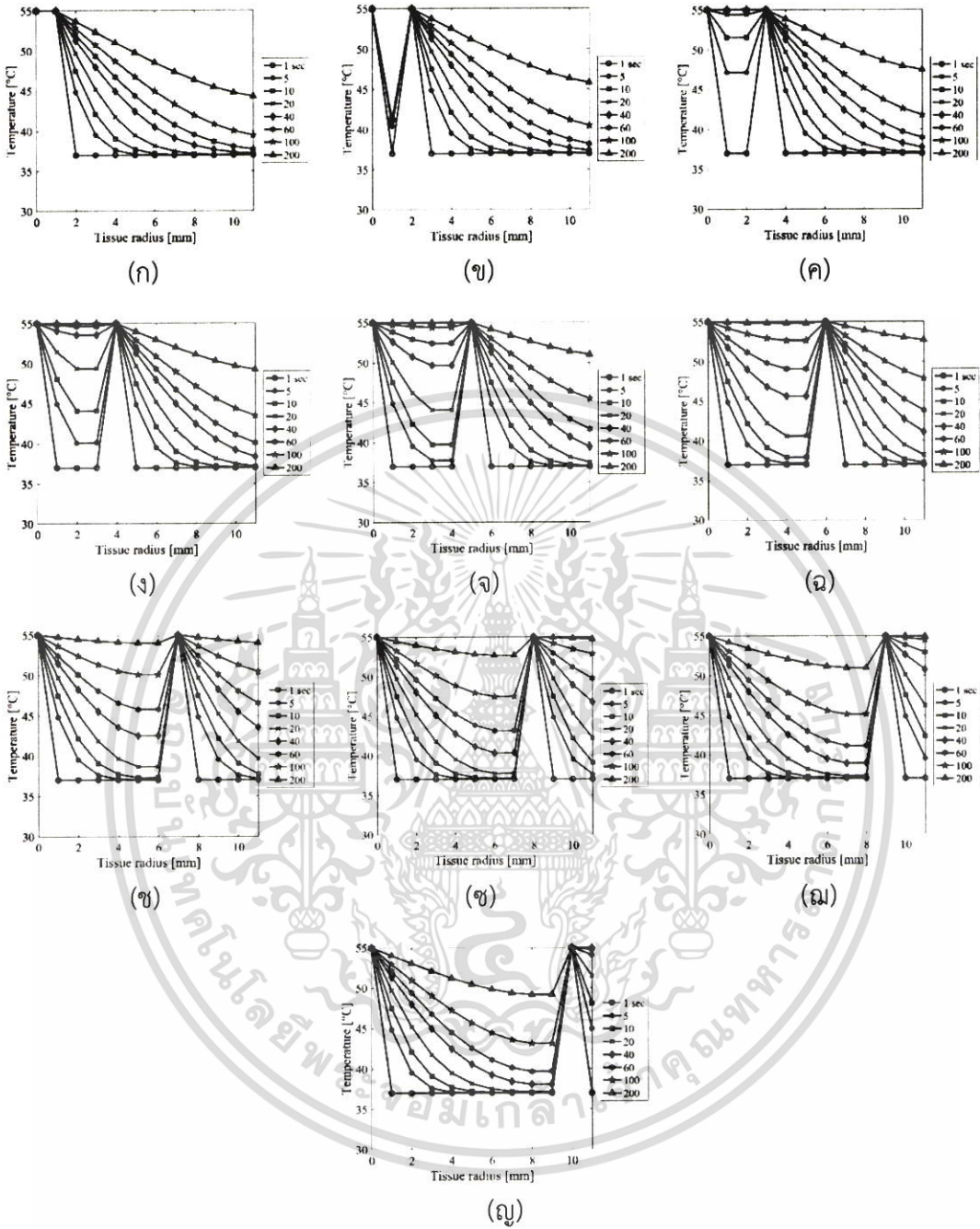
(ก) $B2P = x_2$ (ข) $B2P = x_3$ (ค) $B2P = x_4$

(ง) $B2P = x_5$ (จ) $B2P = x_6$ (ฉ) $B2P = x_7$

(ช) $B2P = x_8$ (ซ) $B2P = x_9$ (ณ) $B2P = x_{10}$

(ณ) $B2P = x_{11}$

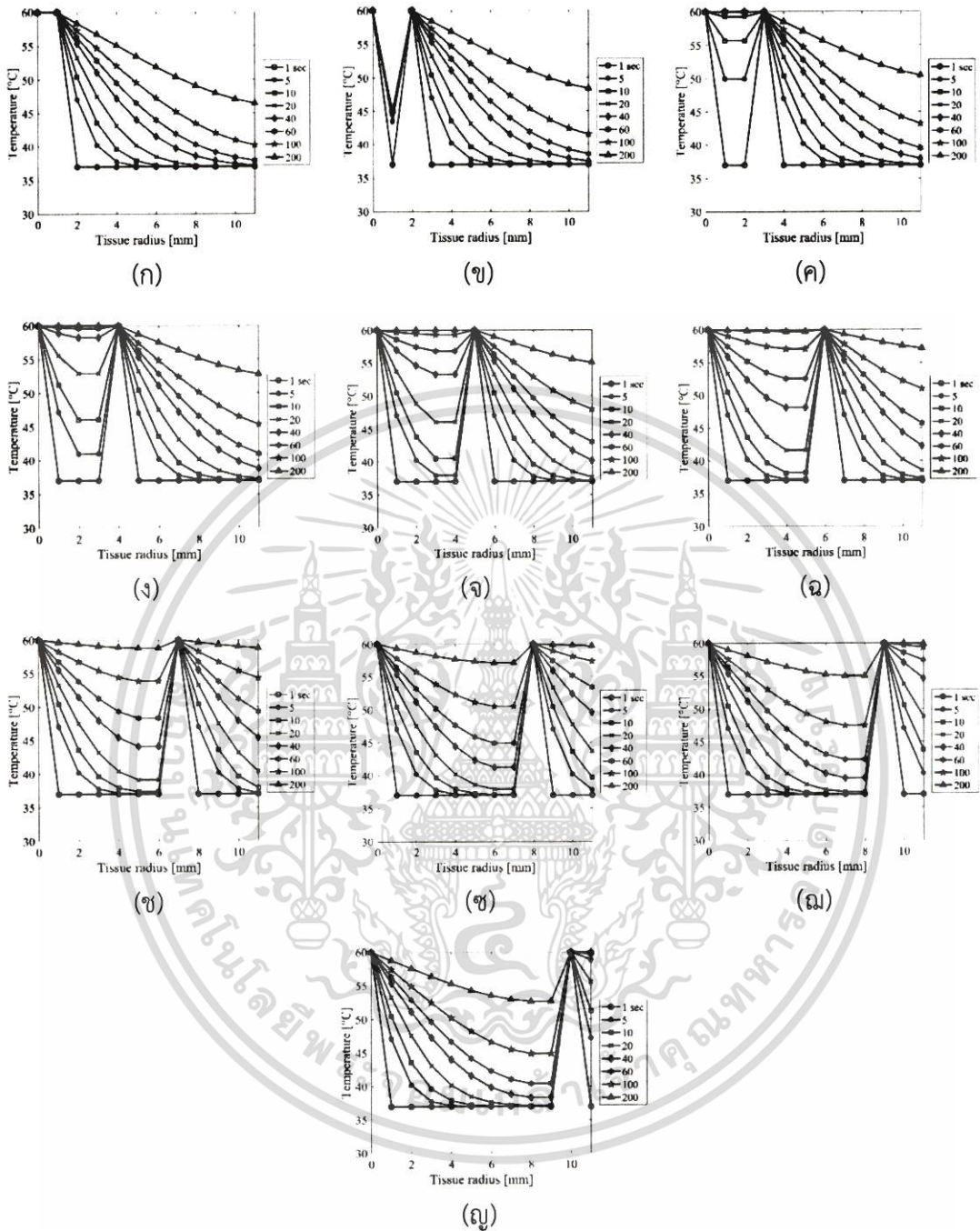
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.45 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 55\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

- (ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4
- (ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7
- (ช) B2P = x_8 (ฌ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}
- (ณ) B2P = x_{11}

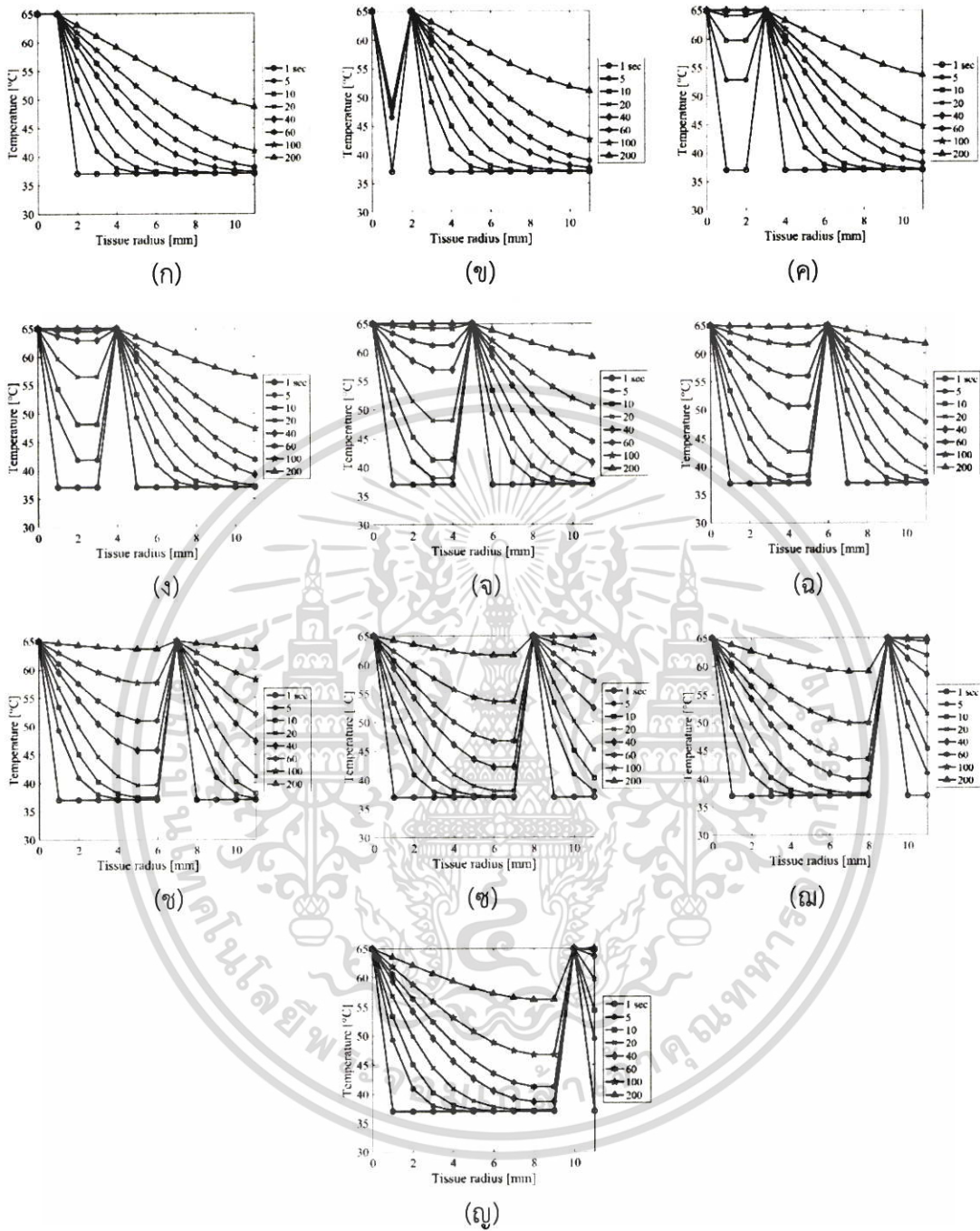
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.46 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 60\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

- (ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3 (ค) B2P = x_4
- (ง) B2P = x_5 (จ) B2P = x_6 (ฉ) B2P = x_7
- (ช) B2P = x_8 (ซ) B2P = x_9 (ณ) B2P = x_{10}
- (ฎ) B2P = x_{11}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.47 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 65\text{ }^{\circ}\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

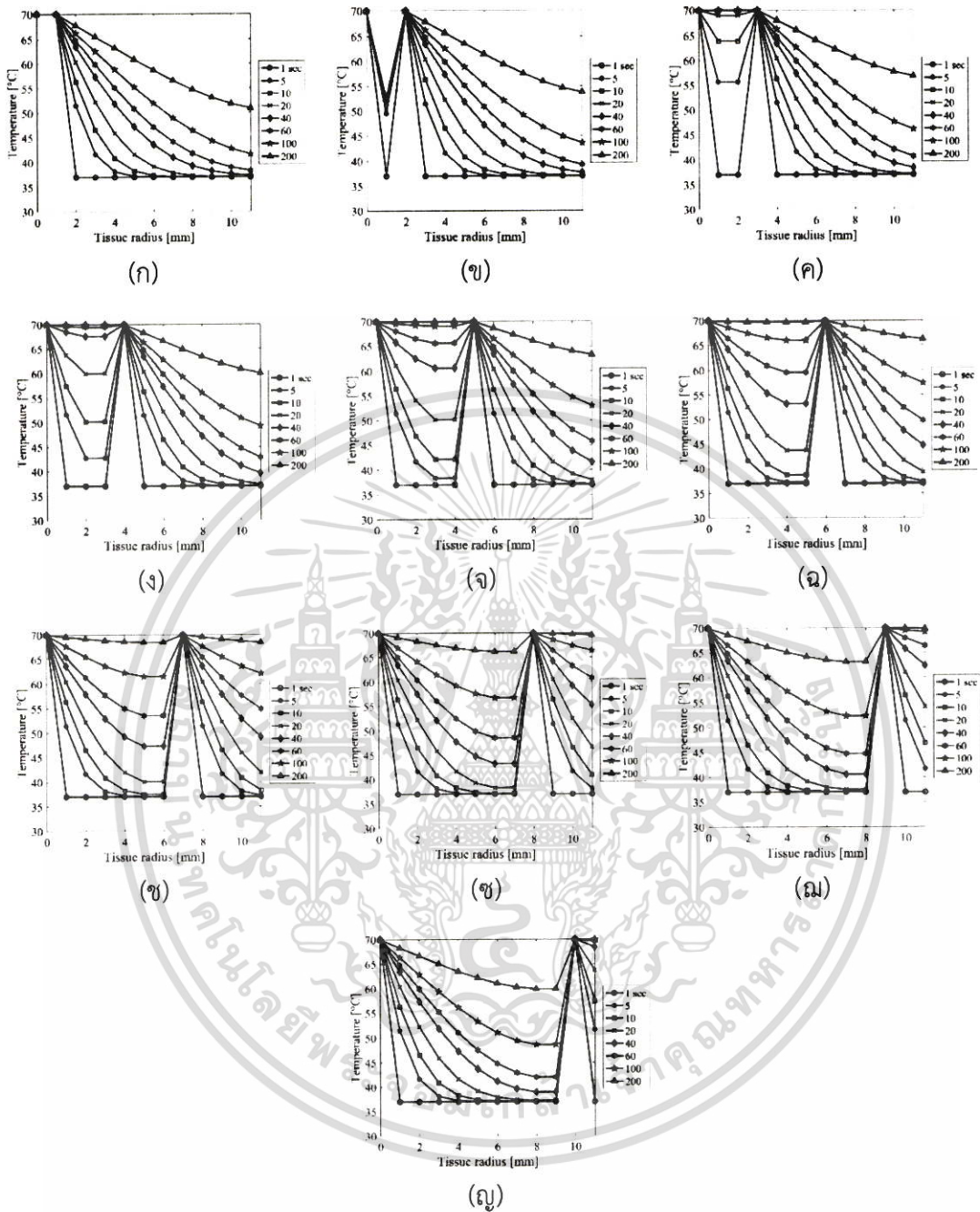
(ก) $B2P = x_2$ (ข) $B2P = x_3$ (ค) $B2P = x_4$

(ง) $B2P = x_5$ (จ) $B2P = x_6$ (ฉ) $B2P = x_7$

(ช) $B2P = x_8$ (ซ) $B2P = x_9$ (ฅ) $B2P = x_{10}$

(ณ) $B2P = x_{11}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.48 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 70^\circ\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

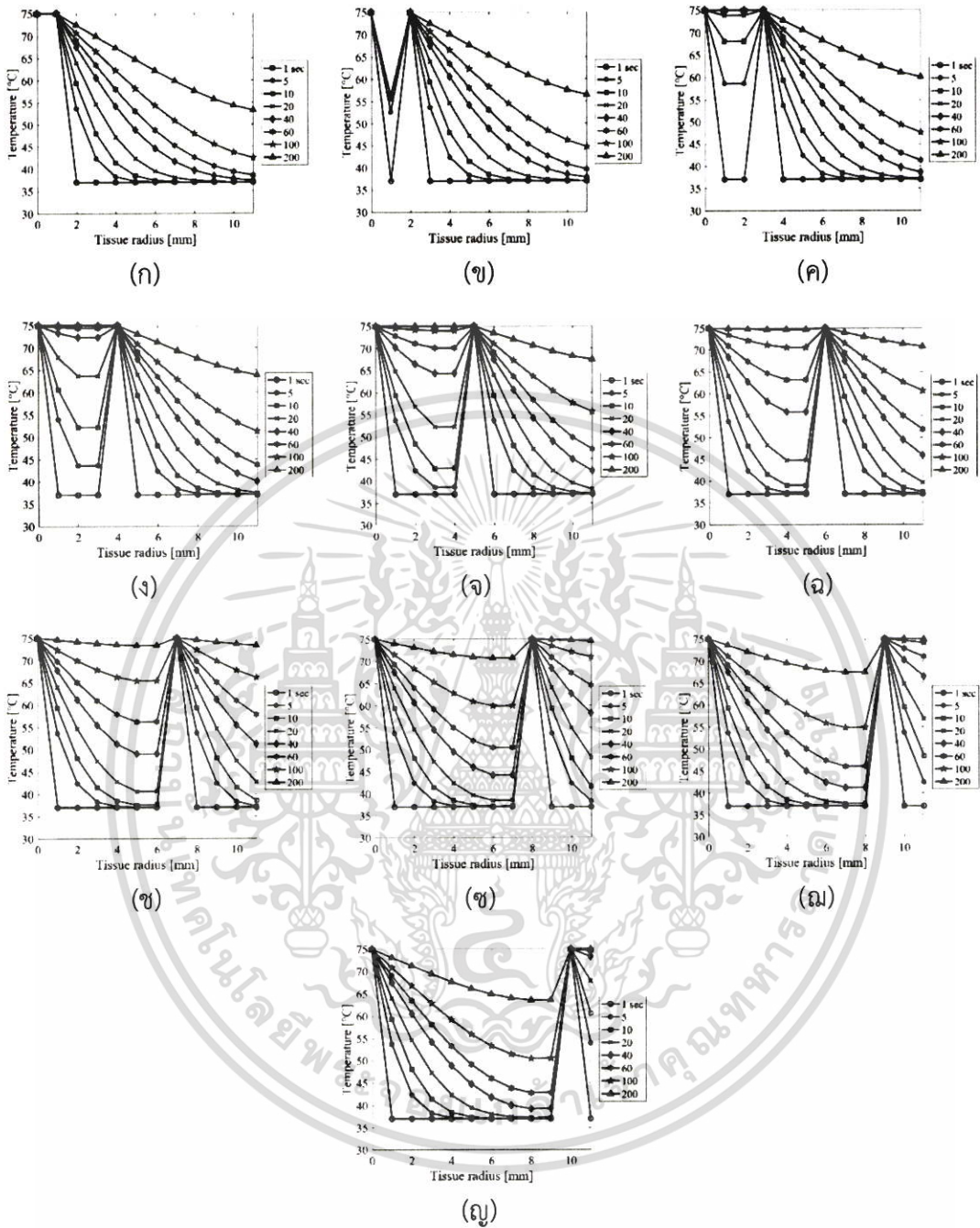
$$(ก) B2P = x_2 \quad (ข) B2P = x_3 \quad (ค) B2P = x_4$$

$$(ง) B2P = x_5 \quad (จ) B2P = x_6 \quad (ฉ) B2P = x_7$$

$$(ช) B2P = x_8 \quad (ซ) B2P = x_9 \quad (ณ) B2P = x_{10}$$

$$(ณ) B2P = x_{11}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.49 ประวัติอุณหภูมิบนเนื้อเยื่อที่ตำแหน่ง $x_1 - x_{15}$ ที่ $BH = 75^\circ\text{C}$ กับลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ณ เวลาต่างๆกัน (1, 5, 10, 20, 40, 60, 100, 200 วินาที)

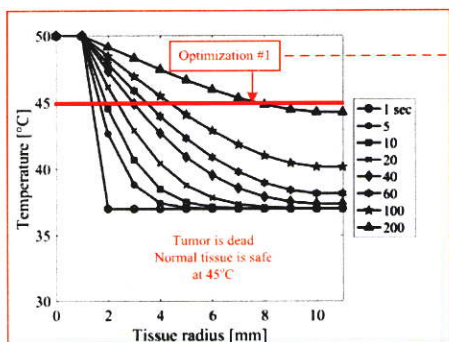
$$(ก) B2P = x_2 \quad (ข) B2P = x_3 \quad (ค) B2P = x_4$$

$$(ง) B2P = x_5 \quad (จ) B2P = x_6 \quad (ฉ) B2P = x_7$$

$$(ช) B2P = x_8 \quad (ซ) B2P = x_9 \quad (ณ) B2P = x_{10}$$

$$(ณ) B2P = x_{11}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

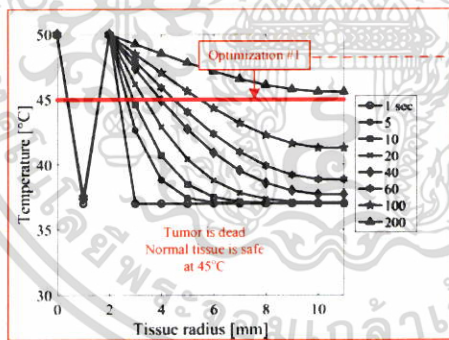


| | Beam position | | | | | | | | | | Healthy tissue | | | | |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{31268} | 50.00 | 50.00 | 49.38 | 48.77 | 48.17 | 47.57 | 46.99 | 46.45 | 45.97 | 45.56 | 45.23 | 44.99 | 44.87 | 44.85 | 37.00 |
| t_{31269} | 50.00 | 50.00 | 49.38 | 48.77 | 48.17 | 47.57 | 46.99 | 46.45 | 45.97 | 45.56 | 45.23 | 45.00 | 44.87 | 44.85 | 37.00 |
| t_{31270} | 50.00 | 50.00 | 49.38 | 48.77 | 48.17 | 47.57 | 46.99 | 46.45 | 45.97 | 45.56 | 45.23 | 45.00 | 44.87 | 44.85 | 37.00 |
| t_{49999} | 50.00 | 50.00 | 49.70 | 49.42 | 49.13 | 48.84 | 48.57 | 48.31 | 48.08 | 47.88 | 47.72 | 47.60 | 47.53 | 47.51 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 50.00 | 49.70 | 49.42 | 49.13 | 48.84 | 48.57 | 48.31 | 48.08 | 47.88 | 47.72 | 47.60 | 47.53 | 47.51 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 50.00 | 49.70 | 49.42 | 49.13 | 48.84 | 48.57 | 48.31 | 48.08 | 47.88 | 47.72 | 47.60 | 47.53 | 47.51 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

Three row data detection

รูปที่ 4.50 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_2 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)



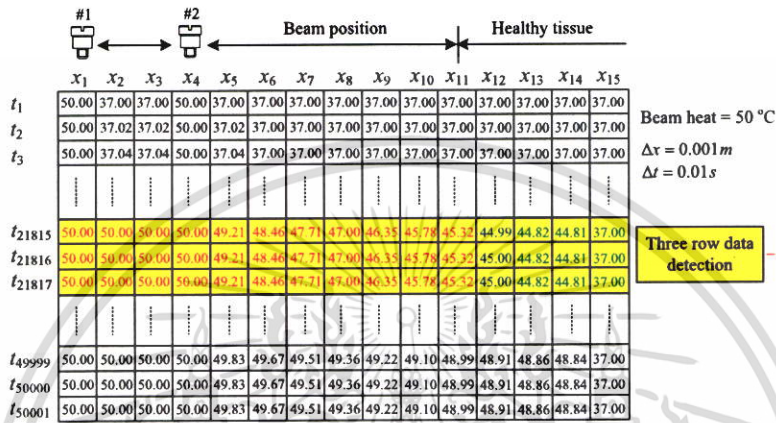
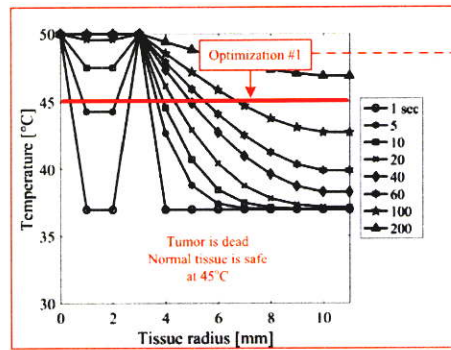
| | Beam position | | | | | | | | | | Healthy tissue | | | | |
|-------------|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.00 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{26369} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.30 | 48.63 | 47.96 | 47.31 | 46.69 | 46.13 | 45.65 | 45.27 | 44.99 | 44.85 | 44.83 | 37.00 |
| t_{26370} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.30 | 48.63 | 47.96 | 47.31 | 46.69 | 46.13 | 45.65 | 45.27 | 45.00 | 44.85 | 44.83 | 37.00 |
| t_{26371} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.30 | 48.63 | 47.96 | 47.31 | 46.69 | 46.13 | 45.65 | 45.27 | 45.00 | 44.85 | 44.83 | 37.00 |
| t_{49999} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.77 | 49.54 | 49.32 | 49.10 | 48.89 | 48.71 | 48.54 | 48.40 | 48.30 | 48.24 | 48.22 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.77 | 49.54 | 49.32 | 49.10 | 48.89 | 48.71 | 48.54 | 48.40 | 48.30 | 48.24 | 48.22 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.77 | 49.54 | 49.32 | 49.10 | 48.89 | 48.71 | 48.54 | 48.40 | 48.30 | 48.24 | 48.22 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001m$
 $\Delta t = 0.01s$

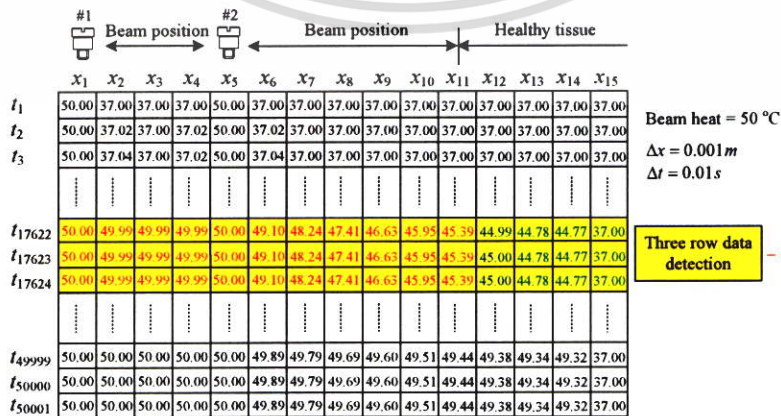
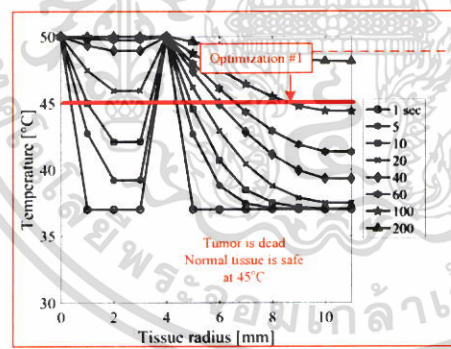
Three row data detection

รูปที่ 4.51 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_3 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตเห็นแก่ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

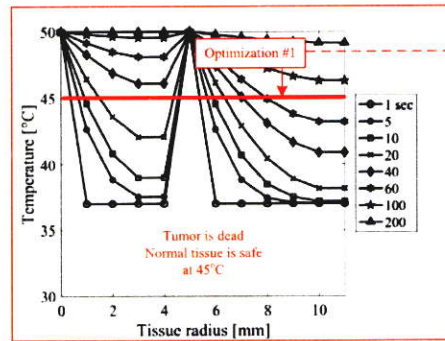


รูปที่ 4.52 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ $B2P = x_4$ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)



รูปที่ 4.53 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ $BH = 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ และ

เอกสารนี้เป็นเอกสาร B2P = x_5 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) การคำนวณการคำนวณค่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

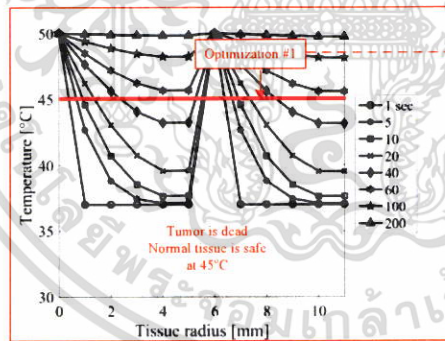


| | #1 Beam position | | | | | #2 Beam position | | | | | Healthy tissue | | | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|-------|-------|----------|----------------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{13808} | 50.00 | 49.94 | 49.90 | 49.88 | 49.88 | 49.88 | 50.00 | 48.95 | 47.97 | 47.03 | 46.19 | 45.49 | 44.99 | 44.73 | 44.71 |
| t_{13809} | 50.00 | 49.94 | 49.90 | 49.88 | 49.88 | 49.88 | 50.00 | 48.95 | 47.97 | 47.03 | 46.19 | 45.49 | 45.00 | 44.73 | 44.71 |
| t_{13810} | 50.00 | 49.94 | 49.90 | 49.88 | 49.88 | 49.88 | 50.00 | 48.95 | 47.97 | 47.03 | 46.19 | 45.49 | 45.00 | 44.73 | 44.71 |
| t_{49999} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.69 | 49.66 | 49.64 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.69 | 49.66 | 49.64 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.94 | 49.88 | 49.83 | 49.78 | 49.73 | 49.70 | 49.66 | 49.64 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

Three row data detection

รูปที่ 4.54 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_6 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)



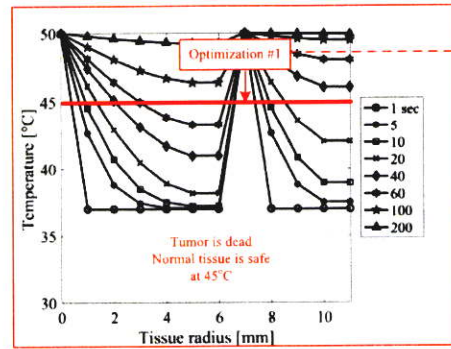
| | #1 Beam position | | | | | #2 Beam position | | | | | Healthy tissue | | | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|-------|-------|----------|----------------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_{10390} | 50.00 | 49.44 | 48.95 | 48.58 | 48.37 | 48.38 | 50.00 | 48.76 | 47.60 | 46.54 | 45.64 | 44.99 | 44.64 | 44.63 | 37.00 |
| t_{10391} | 50.00 | 49.44 | 48.95 | 48.58 | 48.37 | 48.38 | 50.00 | 48.76 | 47.60 | 46.54 | 45.63 | 45.00 | 44.64 | 44.63 | 37.00 |
| t_{10392} | 50.00 | 49.44 | 48.95 | 48.58 | 48.37 | 48.38 | 50.00 | 48.76 | 47.60 | 46.54 | 45.65 | 45.00 | 44.64 | 44.63 | 37.00 |
| t_{49999} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.97 | 49.94 | 49.91 | 49.88 | 49.86 | 49.83 | 49.81 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

Three row data detection

รูปที่ 4.55 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ

B2P = x_7 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับโครงการวิจัยเท่านั้น ข้อมูลผู้จัดทำเป็นข้อมูลเบื้องต้นเพื่อการนำ
 ไปว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

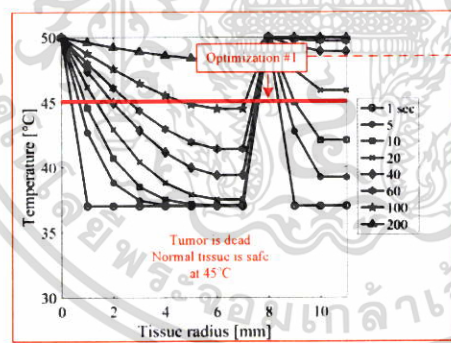


| | #1 Beam position | | | | | | | | #2 Healthy tissue | | | | | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{7387} | 50.00 | 48.48 | 47.11 | 45.92 | 45.04 | 44.58 | 44.58 | 50.00 | 48.47 | 47.09 | 45.89 | 44.99 | 44.51 | 44.50 | 37.00 |
| t_{7388} | 50.00 | 48.48 | 47.11 | 45.92 | 45.04 | 44.58 | 44.58 | 50.00 | 48.47 | 47.09 | 45.89 | 45.00 | 44.51 | 44.50 | 37.00 |
| t_{7389} | 50.00 | 48.48 | 47.11 | 45.92 | 45.04 | 44.58 | 44.59 | 50.00 | 48.47 | 47.09 | 45.89 | 45.00 | 44.51 | 44.50 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{49999} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 49.87 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 49.87 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 49.87 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

Three row data detection

รูปที่ 4.56 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x_8 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)



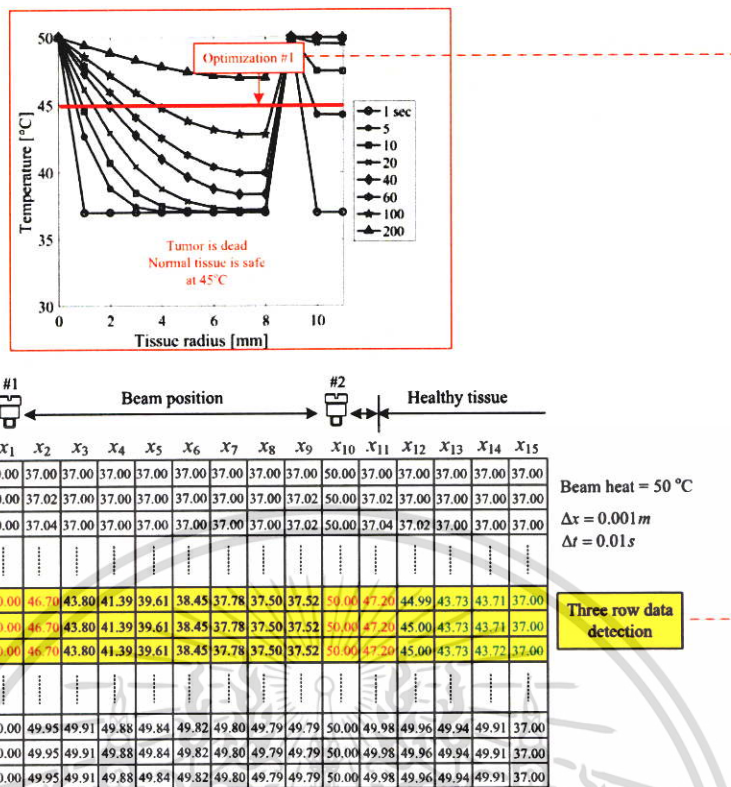
| | #1 Beam position | | | | | | | | #2 Healthy tissue | | | | | | |
|-------------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} |
| t_1 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 50.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_2 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.02 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| t_3 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.02 | 50.00 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{4816} | 50.00 | 47.63 | 45.46 | 43.50 | 41.91 | 40.79 | 40.21 | 40.22 | 50.00 | 48.02 | 46.31 | 44.99 | 44.26 | 44.25 | 37.00 |
| t_{4817} | 50.00 | 47.63 | 45.46 | 43.50 | 41.91 | 40.79 | 40.21 | 40.23 | 50.00 | 48.03 | 46.32 | 45.00 | 44.26 | 44.25 | 37.00 |
| t_{4818} | 50.00 | 47.63 | 45.46 | 43.50 | 41.91 | 40.79 | 40.21 | 40.23 | 50.00 | 48.03 | 46.32 | 45.00 | 44.27 | 44.25 | 37.00 |
| ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... | ... |
| t_{49999} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 37.00 |
| t_{50000} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 37.00 |
| t_{50001} | 50.00 | 49.98 | 49.97 | 49.96 | 49.95 | 49.94 | 49.94 | 49.94 | 50.00 | 49.98 | 49.96 | 49.94 | 49.92 | 49.90 | 37.00 |

Beam heat = 50 °C
 $\Delta x = 0.001 m$
 $\Delta t = 0.01 s$

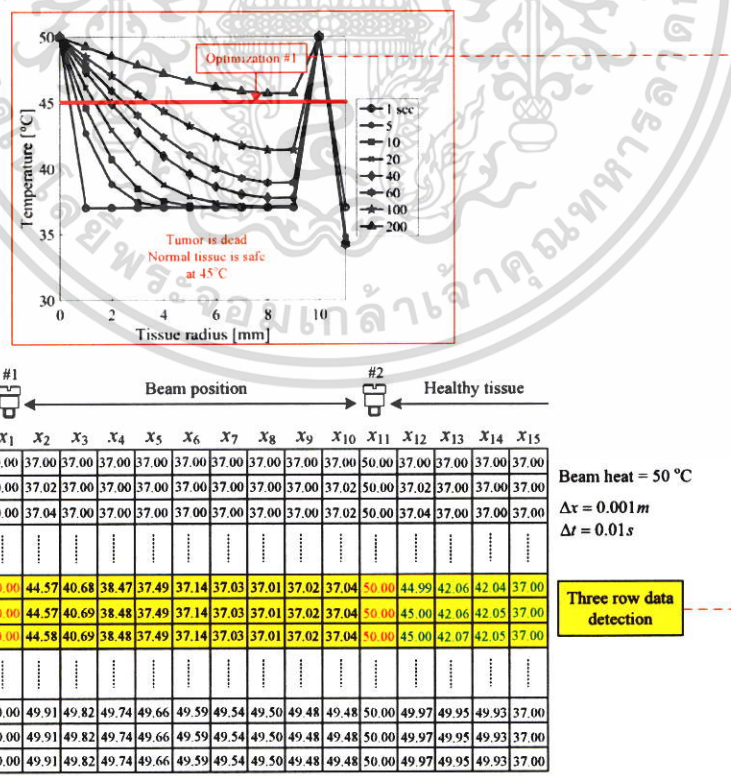
Three row data detection

รูปที่ 4.57 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ

เอกสารนี้เป็นเอกสาร B2P คือ x_9 ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)
 ใจของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.58 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ B2P = x₁₀ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ x₁ - x₁₅)



รูปที่ 4.59 การตรวจจับข้อมูลความร้อนกับเวลารักษาในเมทริกซ์ประวัติอุณหภูมิที่ BH = 50 °C และ

เอกสารนี้เป็นเอกสาร B2P = x₁₁ ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ x₁ - x₁₅) ในการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 50.00 | 50.00 | 49.38 | 48.77 | 48.17 | 47.57 | 46.99 | 46.45 | 45.97 | 45.56 | 45.23 | 45.00 | 44.87 | 44.85 | 37.00 | 312.69 |
| B2P = x_3 | 50.00 | 37.50 | 50.00 | 49.30 | 48.63 | 47.96 | 47.31 | 46.69 | 46.13 | 45.65 | 45.27 | 45.00 | 44.85 | 44.83 | 37.00 | 263.70 |
| B2P = x_4 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 50.00 | 49.21 | 48.46 | 47.74 | 47.00 | 46.35 | 45.78 | 45.32 | 45.00 | 44.82 | 44.81 | 37.00 | 218.16 |
| B2P = x_5 | 50.00 | 49.99 | 49.99 | 49.99 | 50.00 | 49.10 | 48.24 | 47.41 | 46.63 | 45.95 | 45.39 | 45.00 | 44.78 | 44.77 | 37.00 | 176.23 |
| B2P = x_6 | 50.00 | 49.94 | 49.90 | 49.88 | 49.88 | 50.00 | 48.95 | 47.97 | 47.03 | 46.19 | 45.49 | 45.00 | 44.73 | 44.71 | 37.00 | 138.09 |
| B2P = x_7 | 50.00 | 49.44 | 48.95 | 48.58 | 48.37 | 48.38 | 50.00 | 48.76 | 47.60 | 46.54 | 45.65 | 45.00 | 44.64 | 44.63 | 37.00 | 103.92 |
| B2P = x_8 | 50.00 | 48.48 | 47.11 | 45.92 | 45.04 | 44.58 | 44.59 | 50.00 | 48.47 | 47.09 | 45.89 | 45.00 | 44.51 | 44.50 | 37.00 | 73.89 |
| B2P = x_9 | 50.00 | 47.63 | 45.46 | 43.50 | 41.91 | 40.79 | 40.21 | 40.23 | 50.00 | 48.03 | 46.32 | 45.00 | 44.26 | 44.25 | 37.00 | 48.17 |
| B2P = x_{10} | 50.00 | 46.70 | 43.80 | 41.39 | 39.61 | 38.45 | 37.78 | 37.50 | 37.52 | 50.00 | 47.20 | 45.00 | 43.73 | 43.71 | 37.00 | 26.90 |
| B2P = x_{11} | 50.00 | 44.57 | 40.69 | 38.48 | 37.49 | 37.14 | 37.03 | 37.01 | 37.02 | 37.04 | 50.00 | 45.00 | 42.06 | 42.05 | 37.00 | 10.01 |

รูปที่ 4.60 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 50 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 55.00 | 55.00 | 53.76 | 52.56 | 51.34 | 50.13 | 48.98 | 47.90 | 46.93 | 46.11 | 45.46 | 45.00 | 44.73 | 44.74 | 37.00 | 216.90 |
| B2P = x_3 | 55.00 | 41.25 | 55.00 | 53.61 | 52.27 | 50.92 | 49.61 | 48.38 | 47.26 | 46.30 | 45.54 | 45.00 | 44.71 | 44.69 | 37.00 | 182.56 |
| B2P = x_4 | 55.00 | 55.00 | 55.00 | 55.00 | 53.43 | 51.92 | 50.43 | 49.00 | 47.69 | 46.55 | 45.64 | 45.00 | 44.65 | 44.64 | 37.00 | 150.31 |
| B2P = x_5 | 55.00 | 54.99 | 54.99 | 54.99 | 55.00 | 53.20 | 51.49 | 49.82 | 48.26 | 46.89 | 45.78 | 45.00 | 44.58 | 44.56 | 37.00 | 120.86 |
| B2P = x_6 | 55.00 | 54.67 | 54.41 | 54.26 | 54.26 | 55.00 | 52.91 | 50.93 | 49.05 | 47.37 | 45.99 | 45.00 | 44.47 | 44.46 | 37.00 | 94.12 |
| B2P = x_7 | 55.00 | 53.37 | 51.96 | 50.87 | 50.28 | 50.29 | 55.00 | 52.51 | 50.20 | 48.07 | 46.29 | 45.00 | 44.31 | 44.29 | 37.00 | 70.20 |
| B2P = x_8 | 55.00 | 51.95 | 49.18 | 46.80 | 45.05 | 44.12 | 44.13 | 55.00 | 51.94 | 49.16 | 46.77 | 45.00 | 44.04 | 44.03 | 37.00 | 49.20 |
| B2P = x_9 | 55.00 | 50.81 | 47.07 | 43.87 | 41.43 | 39.83 | 39.05 | 39.08 | 55.00 | 51.05 | 47.61 | 45.00 | 43.56 | 43.55 | 37.00 | 31.25 |
| B2P = x_{10} | 55.00 | 49.13 | 44.33 | 40.89 | 38.81 | 37.75 | 37.30 | 37.15 | 37.18 | 55.00 | 49.35 | 45.01 | 42.56 | 42.55 | 37.00 | 16.44 |
| B2P = x_{11} | 55.00 | 44.89 | 39.54 | 37.61 | 37.12 | 37.01 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.04 | 55.00 | 45.00 | 40.12 | 40.11 | 37.00 | 5.07 |

รูปที่ 4.61 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 55 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 60.00 | 60.00 | 58.14 | 56.33 | 54.49 | 52.68 | 50.94 | 49.32 | 47.88 | 46.65 | 45.68 | 45.00 | 44.64 | 44.62 | 37.00 | 174.72 |
| B2P = x_3 | 60.00 | 45.00 | 60.00 | 57.91 | 55.90 | 53.87 | 51.89 | 50.04 | 48.36 | 46.93 | 45.79 | 45.00 | 44.57 | 44.56 | 37.00 | 146.55 |
| B2P = x_4 | 60.00 | 60.00 | 60.00 | 60.00 | 57.64 | 55.37 | 53.12 | 50.96 | 49.00 | 47.30 | 45.95 | 45.00 | 44.49 | 44.48 | 37.00 | 120.45 |
| B2P = x_5 | 60.00 | 59.97 | 59.96 | 59.96 | 60.00 | 57.29 | 54.71 | 52.19 | 49.85 | 47.81 | 46.16 | 45.00 | 44.38 | 44.37 | 37.00 | 96.50 |
| B2P = x_6 | 60.00 | 59.17 | 58.52 | 58.14 | 58.15 | 60.00 | 56.84 | 53.87 | 51.04 | 48.52 | 46.46 | 45.00 | 44.22 | 44.21 | 37.00 | 74.78 |
| B2P = x_7 | 60.00 | 57.12 | 54.63 | 52.70 | 51.64 | 51.66 | 60.00 | 56.23 | 52.75 | 49.56 | 46.90 | 45.00 | 43.98 | 43.97 | 37.00 | 55.37 |
| B2P = x_8 | 60.00 | 55.37 | 51.20 | 47.65 | 45.05 | 43.69 | 43.71 | 60.00 | 55.36 | 51.19 | 47.61 | 45.00 | 43.60 | 43.59 | 37.00 | 38.37 |
| B2P = x_9 | 60.00 | 53.84 | 48.50 | 44.16 | 41.10 | 39.25 | 38.42 | 38.46 | 60.00 | 53.96 | 48.84 | 45.00 | 42.93 | 42.92 | 37.00 | 23.87 |
| B2P = x_{10} | 60.00 | 51.25 | 44.61 | 40.42 | 38.31 | 37.44 | 37.14 | 37.08 | 37.11 | 60.00 | 51.35 | 45.00 | 41.64 | 41.63 | 37.00 | 12.01 |
| B2P = x_{11} | 60.00 | 44.96 | 38.86 | 37.31 | 37.04 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.05 | 60.00 | 45.00 | 39.16 | 39.15 | 37.00 | 3.33 |

รูปที่ 4.62 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 60 °C

เอกสารนี้เป็นเอกสารในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) โยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 65.00 | 65.00 | 62.50 | 60.08 | 57.62 | 55.19 | 52.86 | 50.71 | 48.79 | 47.16 | 45.89 | 45.00 | 44.53 | 44.52 | 37.00 | 150.29 |
| B2P = x_3 | 65.00 | 48.75 | 65.00 | 62.20 | 59.50 | 56.78 | 54.13 | 51.66 | 49.43 | 47.54 | 46.04 | 45.00 | 44.45 | 44.43 | 37.00 | 125.82 |
| B2P = x_4 | 65.00 | 65.00 | 65.00 | 65.00 | 61.83 | 58.78 | 55.76 | 52.89 | 50.27 | 48.03 | 46.24 | 45.00 | 44.34 | 44.33 | 37.00 | 103.18 |
| B2P = x_5 | 65.00 | 64.93 | 64.89 | 64.89 | 65.00 | 61.36 | 57.90 | 54.52 | 51.40 | 48.69 | 46.52 | 45.00 | 44.20 | 44.18 | 37.00 | 82.42 |
| B2P = x_6 | 65.00 | 63.51 | 62.34 | 61.67 | 61.67 | 65.00 | 60.75 | 56.76 | 52.97 | 49.62 | 46.91 | 45.00 | 43.99 | 43.98 | 37.00 | 63.61 |
| B2P = x_7 | 65.00 | 60.78 | 57.13 | 54.29 | 52.73 | 52.75 | 65.00 | 59.92 | 55.24 | 50.99 | 47.49 | 45.00 | 43.69 | 43.68 | 37.00 | 46.83 |
| B2P = x_8 | 65.00 | 58.73 | 53.15 | 48.43 | 45.06 | 43.30 | 43.34 | 65.00 | 58.72 | 53.13 | 48.40 | 45.00 | 43.21 | 43.20 | 37.00 | 32.15 |
| B2P = x_9 | 65.00 | 56.73 | 49.75 | 44.36 | 40.83 | 38.87 | 38.05 | 38.09 | 65.00 | 56.80 | 49.98 | 45.01 | 42.40 | 42.39 | 37.00 | 19.67 |
| B2P = x_{10} | 65.00 | 53.15 | 44.75 | 40.03 | 37.98 | 37.28 | 37.08 | 37.05 | 37.10 | 65.00 | 53.21 | 45.01 | 40.95 | 40.94 | 37.00 | 9.58 |
| B2P = x_{11} | 65.00 | 44.99 | 38.46 | 37.19 | 37.01 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.06 | 65.00 | 45.01 | 38.64 | 38.63 | 37.00 | 2.48 |

รูปที่ 4.63 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 65 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

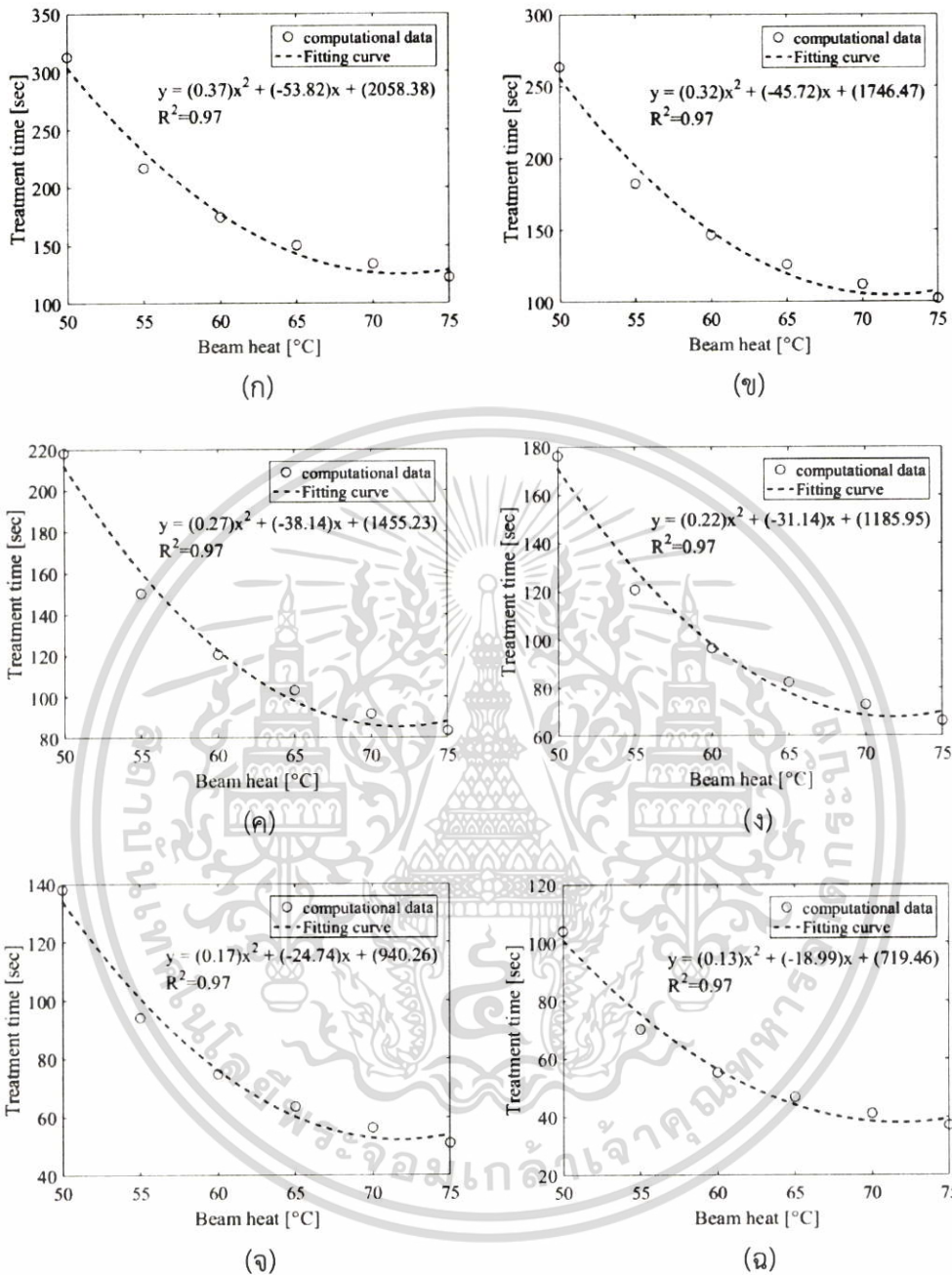
| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 70.00 | 70.00 | 66.85 | 63.81 | 60.71 | 57.66 | 54.74 | 52.05 | 49.66 | 47.66 | 46.09 | 45.00 | 44.43 | 44.41 | 37.00 | 134.08 |
| B2P = x_3 | 70.00 | 52.50 | 70.00 | 66.47 | 63.07 | 59.65 | 56.33 | 53.23 | 50.46 | 48.12 | 46.27 | 45.00 | 44.33 | 44.32 | 37.00 | 112.08 |
| B2P = x_4 | 70.00 | 70.00 | 70.00 | 70.00 | 66.00 | 62.17 | 58.36 | 54.76 | 51.50 | 48.72 | 46.52 | 45.00 | 44.20 | 44.19 | 37.00 | 91.74 |
| B2P = x_5 | 70.00 | 69.85 | 69.76 | 69.76 | 70.00 | 65.40 | 61.04 | 56.80 | 52.90 | 49.53 | 46.86 | 45.00 | 44.03 | 44.01 | 37.00 | 73.10 |
| B2P = x_6 | 70.00 | 67.73 | 65.96 | 64.93 | 64.94 | 70.00 | 64.62 | 59.59 | 54.84 | 50.67 | 47.33 | 45.00 | 43.78 | 43.77 | 37.00 | 56.23 |
| B2P = x_7 | 70.00 | 64.38 | 59.52 | 55.73 | 53.64 | 53.67 | 70.00 | 63.56 | 57.67 | 52.35 | 48.03 | 45.00 | 43.42 | 43.41 | 37.00 | 41.19 |
| B2P = x_8 | 70.00 | 62.03 | 55.01 | 49.17 | 45.06 | 42.97 | 43.01 | 70.00 | 62.02 | 54.99 | 49.13 | 45.00 | 42.86 | 42.85 | 37.00 | 28.06 |
| B2P = x_9 | 70.00 | 59.50 | 50.87 | 44.50 | 40.59 | 38.59 | 37.81 | 37.86 | 70.00 | 59.55 | 51.03 | 45.00 | 41.96 | 41.94 | 37.00 | 16.95 |
| B2P = x_{10} | 70.00 | 54.89 | 44.83 | 39.72 | 37.77 | 37.19 | 37.05 | 37.05 | 37.10 | 70.00 | 54.93 | 45.01 | 40.45 | 40.44 | 37.00 | 8.06 |
| B2P = x_{11} | 70.00 | 44.99 | 38.19 | 37.12 | 37.01 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.06 | 70.00 | 45.00 | 38.31 | 38.30 | 37.00 | 1.97 |

รูปที่ 4.64 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 70 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

| | x_1 | x_2 | x_3 | x_4 | x_5 | x_6 | x_7 | x_8 | x_9 | x_{10} | x_{11} | x_{12} | x_{13} | x_{14} | x_{15} | Treatment time (Sec) |
|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------------------|
| B2P = x_2 | 75.00 | 75.00 | 71.19 | 67.51 | 63.77 | 60.09 | 56.57 | 53.35 | 50.51 | 48.13 | 46.27 | 45.00 | 44.33 | 44.32 | 37.00 | 122.40 |
| B2P = x_3 | 75.00 | 56.25 | 75.00 | 70.73 | 66.61 | 62.48 | 58.48 | 54.76 | 51.45 | 48.67 | 46.49 | 45.00 | 44.22 | 44.21 | 37.00 | 102.19 |
| B2P = x_4 | 75.00 | 75.00 | 75.00 | 75.00 | 70.15 | 65.52 | 60.93 | 56.59 | 52.68 | 49.38 | 46.79 | 45.00 | 44.07 | 44.06 | 37.00 | 83.51 |
| B2P = x_5 | 75.00 | 74.74 | 74.59 | 74.59 | 75.00 | 69.42 | 64.14 | 59.03 | 54.34 | 50.33 | 47.18 | 45.00 | 43.87 | 43.85 | 37.00 | 66.40 |
| B2P = x_6 | 75.00 | 71.86 | 69.41 | 67.99 | 68.00 | 75.00 | 68.47 | 62.38 | 56.66 | 51.68 | 47.73 | 45.00 | 43.59 | 43.57 | 37.00 | 50.93 |
| B2P = x_7 | 75.00 | 67.93 | 61.83 | 57.06 | 54.43 | 54.46 | 75.00 | 67.16 | 60.04 | 53.66 | 48.54 | 45.00 | 43.18 | 43.16 | 37.00 | 37.15 |
| B2P = x_8 | 75.00 | 65.27 | 56.80 | 49.85 | 45.06 | 42.67 | 42.72 | 75.00 | 65.26 | 56.78 | 49.81 | 45.00 | 42.56 | 42.55 | 37.00 | 25.15 |
| B2P = x_9 | 75.00 | 62.18 | 51.88 | 44.60 | 40.39 | 38.38 | 37.66 | 37.72 | 75.00 | 62.22 | 52.00 | 45.01 | 41.58 | 41.57 | 37.00 | 15.03 |
| B2P = x_{10} | 75.00 | 56.51 | 44.88 | 39.48 | 37.63 | 37.13 | 37.04 | 37.05 | 37.11 | 75.00 | 56.54 | 45.01 | 40.07 | 40.06 | 37.00 | 7.02 |
| B2P = x_{11} | 75.00 | 45.00 | 38.01 | 37.08 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.00 | 37.01 | 37.07 | 75.00 | 45.00 | 38.10 | 38.08 | 37.00 | 1.64 |

รูปที่ 4.65 การจัดเก็บข้อมูลอุณหภูมิกับเวลารักษาในเมทริกซ์ B2P ที่ BH = 75 °C ในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

เอกสารนี้เป็นเอกสารในกระบวนการออปติไมเซชันที่ 1 (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$) โดยขึ้นด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.66 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างต้นกำเนิดความร้อนและเวลาที่ใช้รักษากับตำแหน่งต้นกำเนิดความร้อนที่ 2 ที่แตกต่างกัน (จำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$)

(ก) B2P = x_2 (ข) B2P = x_3

(ค) B2P = x_4 (ง) B2P = x_5

(ฉ) B2P = x_6 (จ) B2P = x_7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระบวนการออปติไมเซชันที่ 2 ให้ความสำคัญเรื่องเวลาที่ใช้รักษามะเร็งที่น้อยที่สุดทางคลินิก ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมสำหรับการกระจายตัวความร้อนที่สม่ำเสมอ คือ บริเวณกึ่งกลางระหว่างลำอัลตราซาวด์ที่ 1 และ บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อปกติที่ $x_7 = 6$ cm ดังตารางที่ 4.2 แม้ว่าตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมที่สุดจากกระบวนการออปติไมเซชันในแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{15}$ มีค่าเท่ากับกับแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดที่ $x_1 - x_{13}$ แต่เวลาที่ใช้รักษาที่ตำแหน่งจากออปติไมเซชันของแบบจำลองทั้ง 2 ชนิดไม่เท่ากันเนื่องจากการเพิ่มจำนวนจุดกริดหมายถึงการเพิ่มขนาดของเนื้อมะเร็งบนแบบจำลอง ดังนั้นเนื้อมะเร็งขนาดใหญ่จึงใช้เวลารักษาที่ยาวนานกว่าเนื้อมะเร็งขนาดเล็ก ผู้วิจัยให้ความสำคัญกับแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดที่ $x_1 - x_{13}$ มากกว่า $x_1 - x_{15}$ สำหรับการนำข้อมูลไปรักษาเนื่องจากจำนวนจุดจุดกริดนี้เป็นค่ามาตรฐานของขนาดเนื้อมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยหญิง อย่างไรก็ตามแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อใน 1 มิติ นี้ถูกกำหนดโดยใช้พารามิเตอร์การนำความร้อน (K) ของเนื้อมะเร็งเพียงอย่างเดียวและวิธีการหาความร้อนด้วยแรงแค็นนิโคลสันไม่สามารถแยกประเภทเยื่อเยื่อบนจุดกริดในแบบจำลอง 1 มิติ ดังนั้นระยะของเนื้อเยื่อปกติในแบบจำลอง (ตั้งแต่คอลัมน์ x_{12} เป็นต้นไป) จึงถูกสมมติเป็นเนื้อเยื่อปกติสำหรับการวิเคราะห์ความปลอดภัยจากความร้อน ด้วยเหตุนี้ผู้วิจัยจึงใช้กล่องเครื่องมือ K-wave เพื่อเพิ่มพารามิเตอร์เมแทบอลิซึม (Q_M) และพารามิเตอร์การสูญเสียความร้อนจากการไหลของเลือด (Q_P) ภายในแบบจำลองสำหรับความจริงและเพื่อสร้างแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนใน 2 มิติสำหรับการแยกประเภทเนื้อเยื่อได้อย่างชัดเจนในแบบจำลอง 2 มิติ รายละเอียดดังกล่าวถูกอธิบายในหัวข้อต่อไป

ตารางที่ 4.2 การเปรียบเทียบข้อมูลการรักษา มะเร็งด้วยความร้อนระหว่างแบบจำลองที่มีจำนวนจุดกริดเชิงตำแหน่งที่ $x_1 - x_{13}$ กับ $x_1 - x_{15}$ (เทียบกับตารางที่ 4.1)

| ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 | ความร้อนต้นกำเนิด ($^{\circ}\text{C}$) | เวลาที่ใช้รักษา (sec) | |
|---------------------------|---|--------------------------|----------------|
| | | $x_1 - x_{13}$ | $x_1 - x_{15}$ |
| $x_7 = 6$ cm | 50 | 54 | 103 |
| | 55 | 37 | 70 |
| | 60 | 29 | 55 |
| | 65 | 25 | 46 |
| | 70 | 22 | 41 |
| | 75 | 20 | 37 |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ผลของแบบจำลองการทำลายเนื้อเยื่อด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัสใน 2 มิติ

ผลของแบบจำลองการทำลายโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัสใน 2 มิติ ถูกจำแนกออกเป็น 3 ส่วน 1) ผลการคัดเลือกขนาดเลนส์และเวลาสำหรับการรักษาในแบบจำลองเนื้อเยื่อ 2) ผลการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองการทำลายเนื้อเยื่อที่มีตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน และ 3) ผลการทำลายเนื้อเยื่อด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัสโดยรายละเอียดดังนี้

4.3.1 ผลการคัดเลือกขนาดเลนส์และเวลาสำหรับการรักษาในแบบจำลองเนื้อเยื่อ

ในการคัดเลือกขนาดเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น จุดโฟกัสของเลนส์ถูกกำหนดที่กึ่งกลางเนื้อเยื่อในแนวแกนตั้งเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีความสมมาตรและที่มีความง่ายสำหรับการพิจารณา ขนาดความกว้าง (Aperture diameter, AD) และรัศมีความโค้ง (Curvature radius, CR) ของเลนส์ซึ่งถูกกำหนดเป็นข้อมูลอินพุตเพื่อคัดเลือกค่าที่เหมาะสมสำหรับการทำลายโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านม คือ AD = 3.0, 4.0, 5.0 cm และ CR = 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 cm ตามลำดับ เนื่องจากขนาดของเลนส์เหล่านี้อยู่ในช่วงค่ามาตรฐานการรักษาผู้ป่วยมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโพกัส ความถี่และแอมพลิจูดของคลื่นถูกกำหนดเป็น 1.0 MHz และ 0.2 MPa ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงค่ามาตรฐานการรักษาเช่นเดียวกัน [66]

คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างเนื้อเยื่อในเต้านมด้วยขนาดของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 3.0 cm, CR = 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 cm แสดงดังรูปที่ 4.67–4.71 ตามลำดับ

คลื่นอัลตราซาวด์ด้วยขนาดของเลนส์ที่ AD = 4.0 cm, CR = 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 cm แสดงดังรูปที่ 4.72–4.76 ตามลำดับ

คลื่นอัลตราซาวด์ด้วยขนาดของเลนส์ที่ AD = 5.0 cm, CR = 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 cm แสดงดังรูปที่ 4.77–4.81 ตามลำดับ

เส้นโค้งสีฟ้าด้านบนของแบบจำลอง คือ ต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ วงรีสีแดง คือ จุดโฟกัสจากต้นกำเนิดคลื่น ผลจากแบบจำลองพบว่าในกรณีที่เลนส์มีขนาดความกว้างเท่ากันและมีขนาดรัศมีความโค้งที่เพิ่มขึ้น จุดโฟกัสบนเนื้อเยื่อจากต้นกำเนิดอยู่ในตำแหน่งที่ลึกมากขึ้นตามแนวแกน Y (แนวแกนตั้ง) สิ่งนี้สอดคล้องกับหลักการโฟกัสของเลนส์เว้าของกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ [67] ดังสมการที่ (4.13)–(4.14)

$$\frac{1}{f} = (1-n) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (4.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$n = \frac{c_{\text{tissue}}}{c_{\text{lens}}} \quad (4.14)$$

- โดยที่ f = ความยาวโฟกัสของเลนส์เว้า (m)
 n = ดัชนีหักเหของคลื่นเสียง
 R_1 = รัศมีความโค้งของด้านหน้าเลนส์เว้า (m)
 R_2 = รัศมีความโค้งของด้านหลังเลนส์เว้า (m)
 c_{tissue} = ความเร็วเสียงเฉลี่ยของตัวกลาง (m/s)
 c_{lens} = ความเร็วเสียงของเลนส์ (m/s)

มีรัศมีความโค้งเลนส์เว้าด้านหน้า (R_1) และด้านหลัง (R_2) มีค่าเท่ากัน ค่า c_{tissue} และ c_{lens} มีค่าเท่ากับ 1549 m/s และ 2590 m/s ตามลำดับ ดังนั้นสมการที่ (4.13)–(4.14) ถูกแทนค่าและจัดรูปแบบใหม่ดังสมการที่ (4.15)

$$f = 1.244R \quad (4.15)$$

ในกรณีที่เลนส์มีขนาดความกว้างที่เพิ่มขึ้นและมีขนาดรัศมีความโค้งที่เท่ากัน จุดโฟกัสมีขนาดใหญ่ขึ้นตามแนวแกน X (แนวแกนนอน) ที่ตำแหน่งความลึกเท่าเดิม ความกว้างจุดโฟกัสขึ้นอยู่กับความยาวโฟกัสของเลนส์เว้า (f) และความกว้างของเลนส์เว้า (AD) [68] คำนวณดังสมการที่ (4.16)–(4.17) ความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ที่ถูกใช้เพื่อเลือกเป็นข้อมูลอินพุตสำหรับแบบจำลองการทำลายมะเร็งด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส คือ AD = 4.0 cm และ CR = 3.0, 4.5, 5.0 cm ซึ่งถูกพิจารณาว่าเป็นการให้ความร้อนบนเนื้อมะเร็งในแถวที่ 1, 2, 3 ตามลำดับ ขนาดของเลนส์เหล่านี้สามารถสร้างจุดโฟกัสที่สามารถทำลายเนื้อมะเร็งได้ทั่วทั้งก้อน

$$W = \frac{f\lambda}{AD} \quad (4.16)$$

$$\lambda = c_{\text{tissue}} / \nu \quad (4.17)$$

- โดยที่ W = ความกว้างของจุดโฟกัส (m)
 f = ความยาวโฟกัสของเลนส์เว้า (m)
 λ = ความยาวคลื่นเสียง (m)

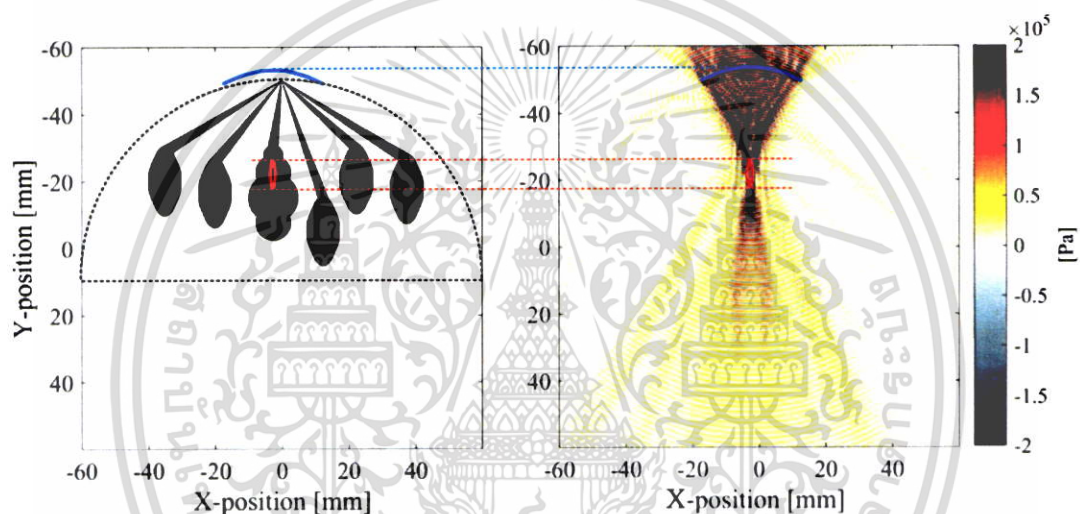
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

AD = ความกว้างของเลนส์เว้า (m)

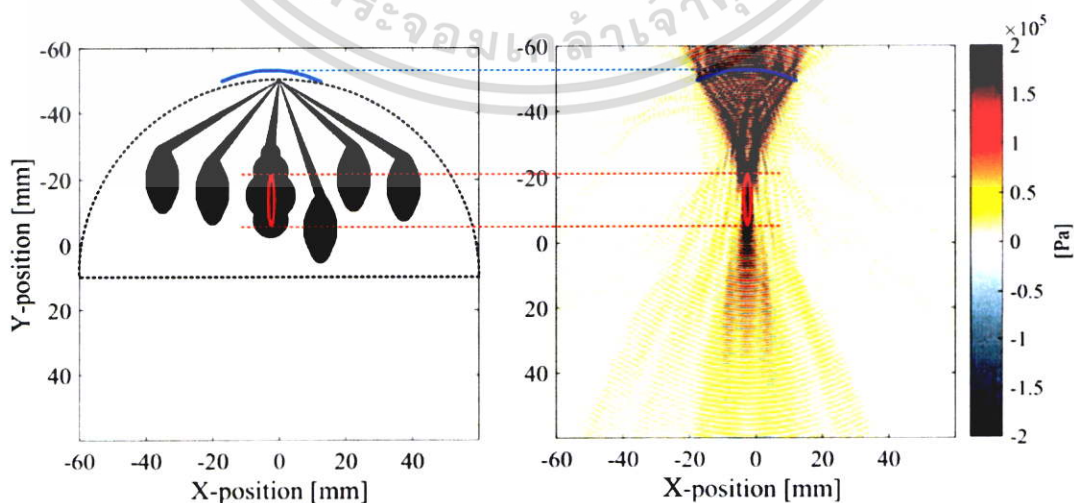
c_{tissue} = ความเร็วคลื่นเสียงของเนื้อเยื่อ (m/s)

ν = ความถี่ของคลื่นอัลตราซาวด์ (Hz)

ตัวอย่างการคำนวณความยาวโฟกัสของเลนส์เว้าที่และความกว้างของจุดโฟกัสมีรายละเอียดดังนี้ ความกว้างขและรัศมีความโค้งของเลนส์เว้าถูกเลือกสำหรับตัวอย่างการคำนวณที่ $AD = 4$ cm และ $CR = 4$ cm ค่า AD ถูกแทนในสมการที่ (4.15) เพื่อรับค่า $f = 49$ mm ค่า f และ AD กับ $\lambda = c/\nu = 1549/10^6$ ถูกแทนในสมการที่ (4.16)-(4.17) เพื่อรับค่า $W = 1.9$ mm แสดงดังรูปที่ 4.82

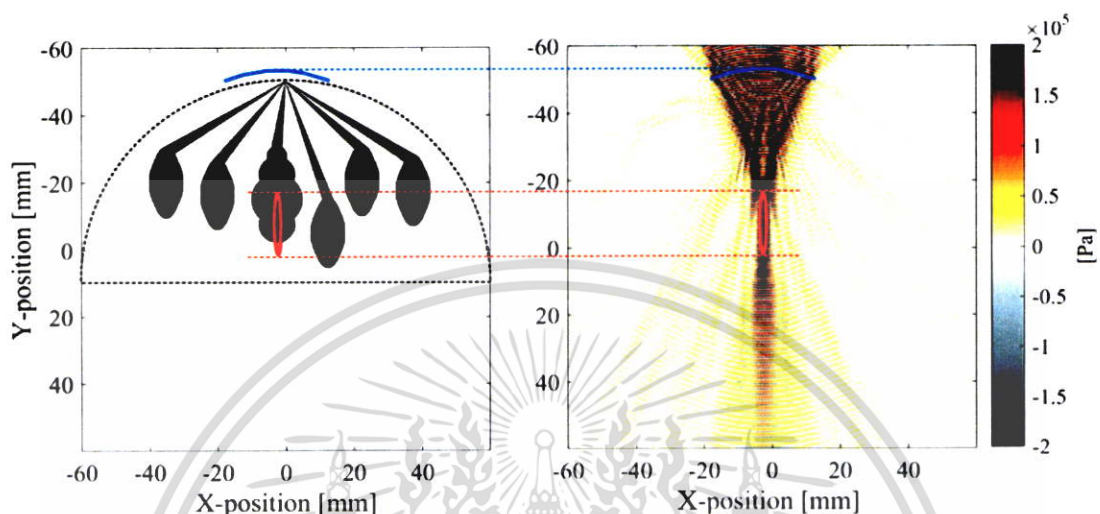


รูปที่ 4.67 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่มีความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm

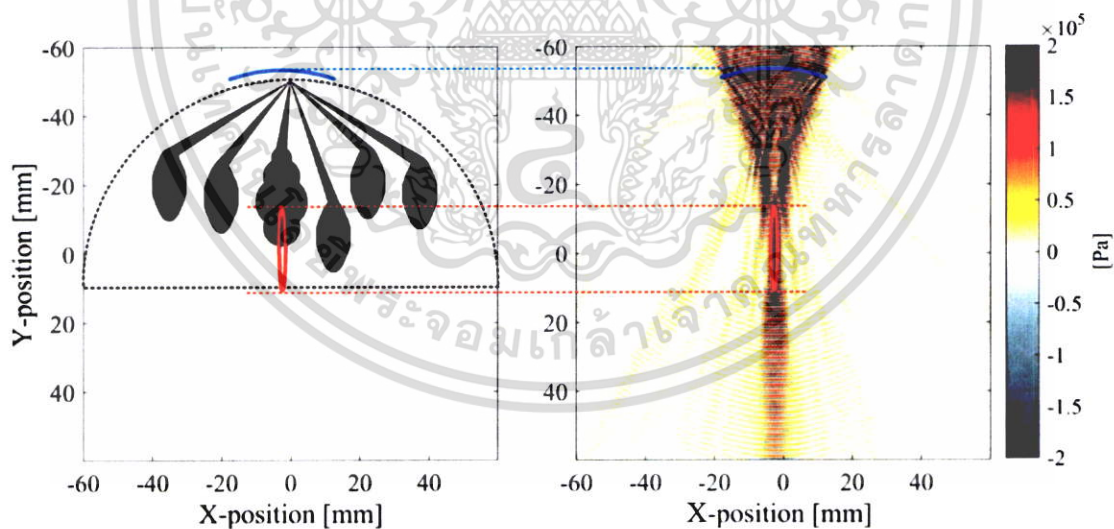


รูปที่ 4.68 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อเยื่อในตำแหน่งที่มีความ

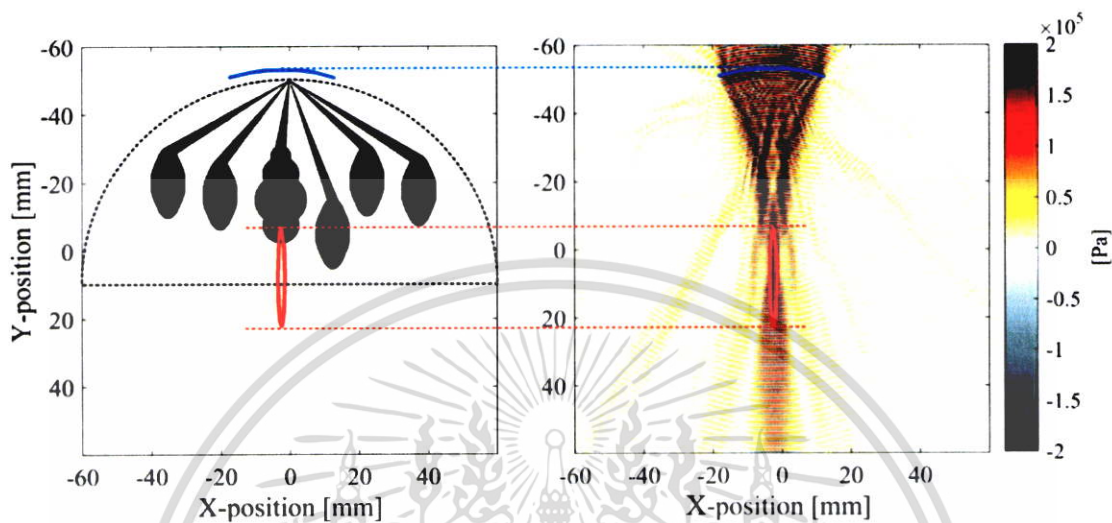
เอกสารนี้เป็นเอกสารกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0$ cm และ $CR = 3.5$ cm ในการคำนวณว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



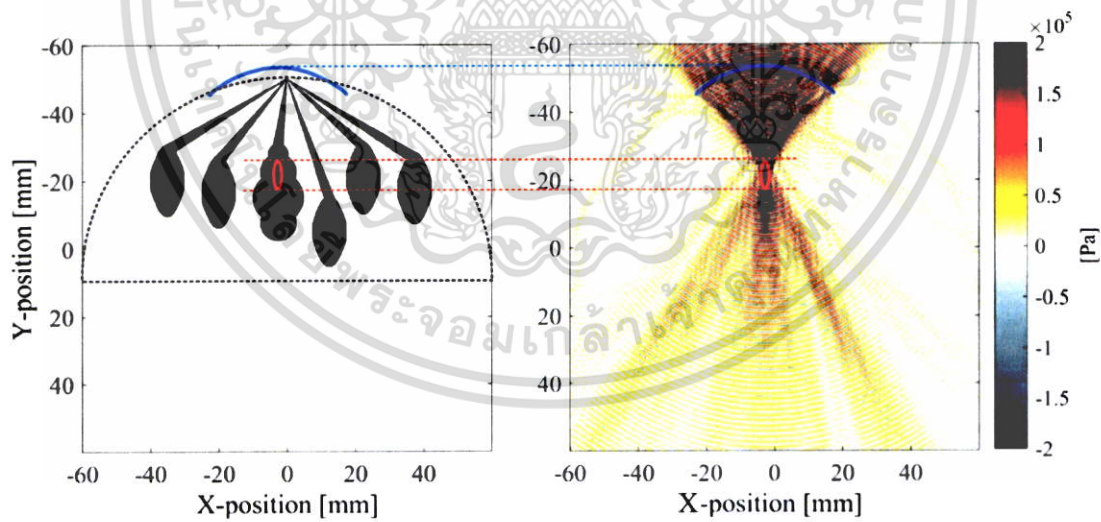
รูปที่ 4.69 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm



รูปที่ 4.70 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm

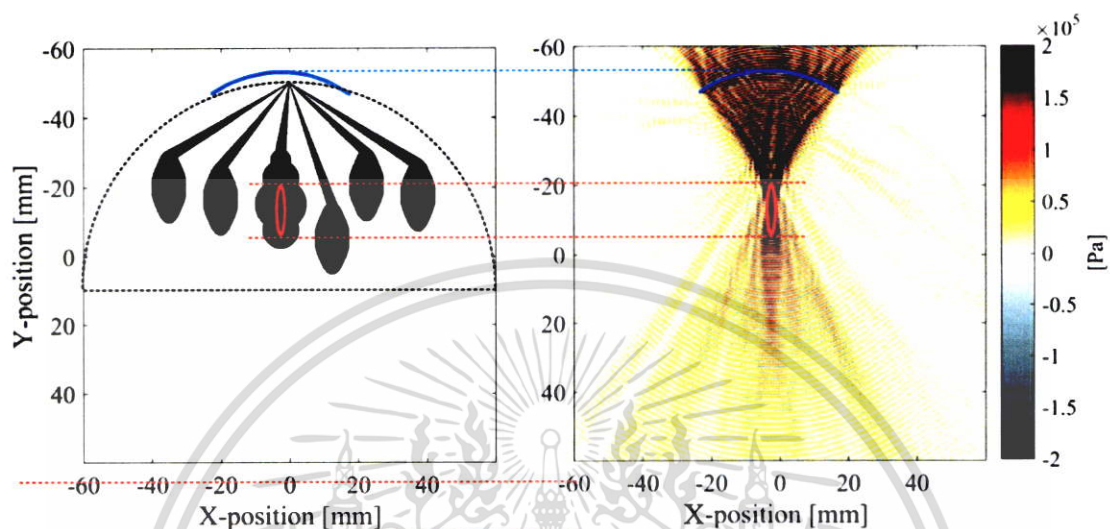


รูปที่ 4.71 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 3.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm

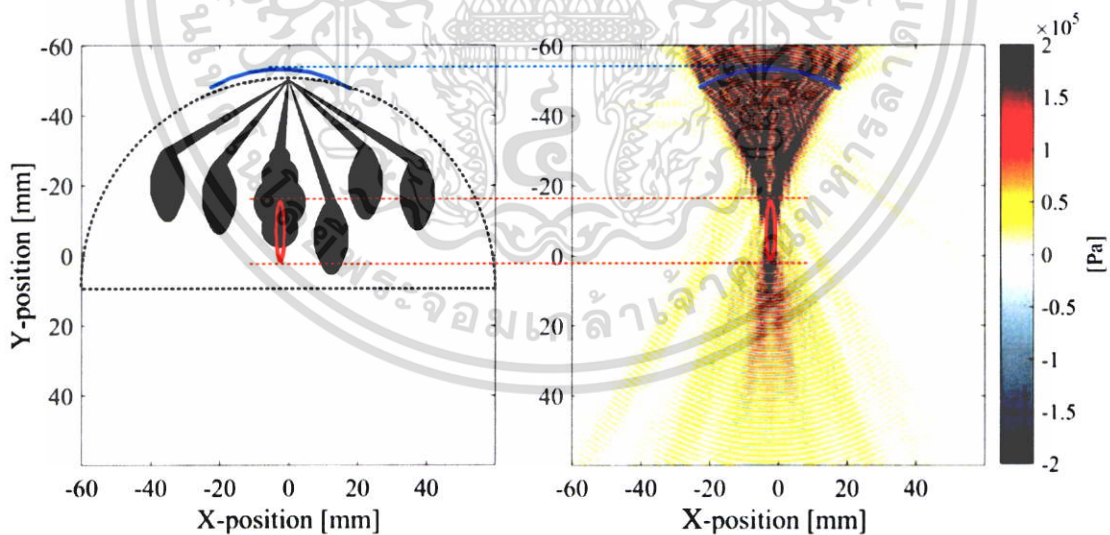


รูปที่ 4.72 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

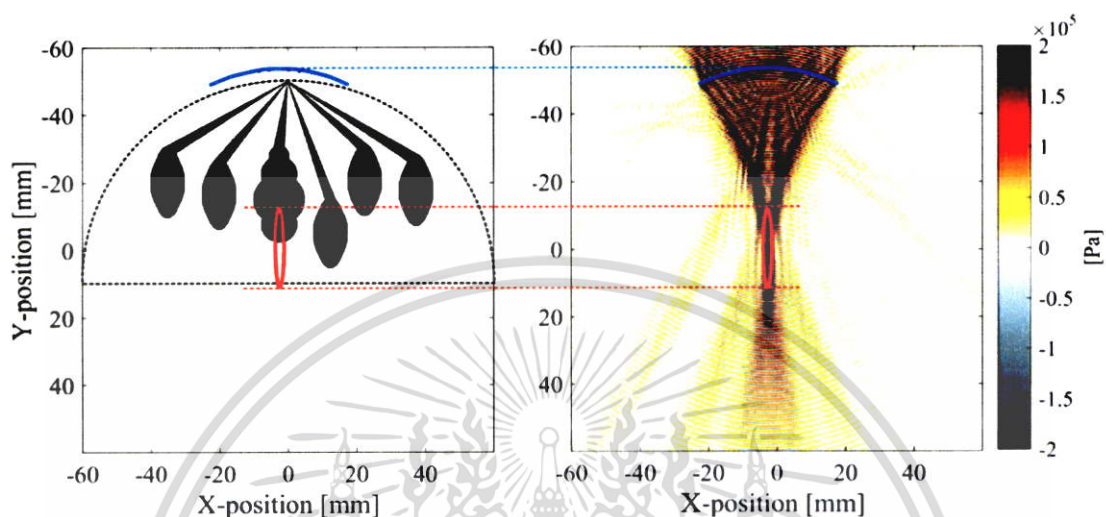


รูปที่ 4.73 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.5$ cm

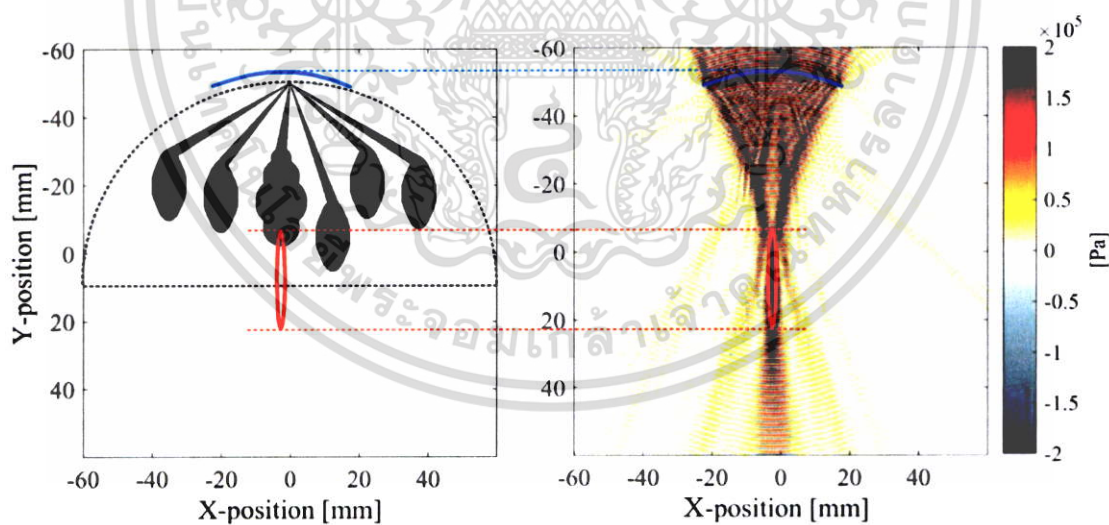


รูปที่ 4.74 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

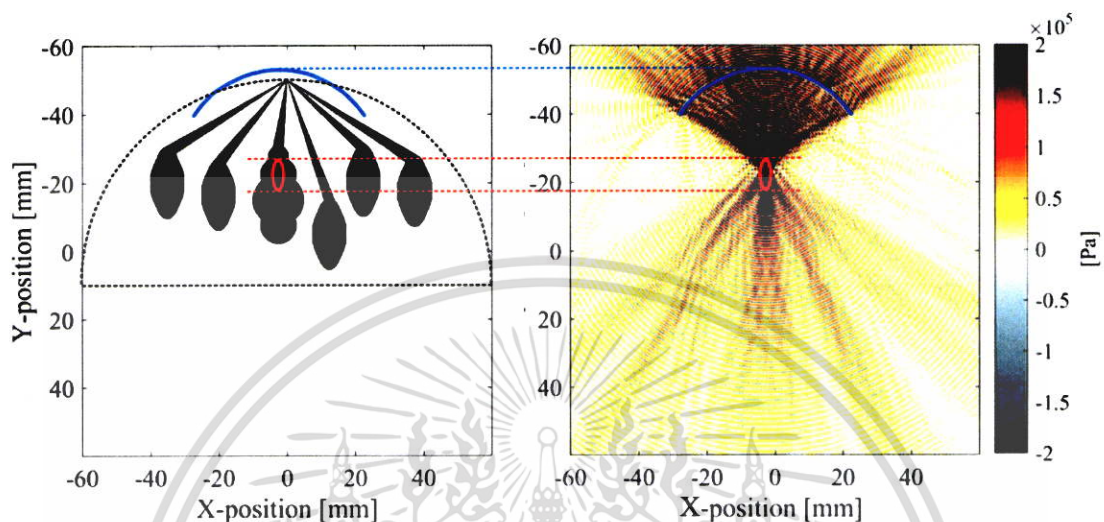


รูปที่ 4.75 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm

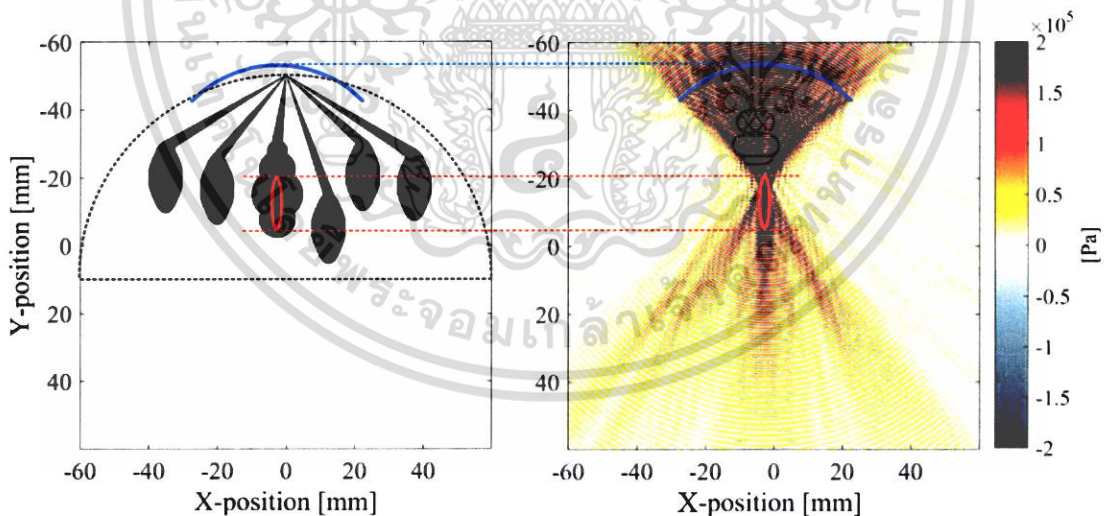


รูปที่ 4.76 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

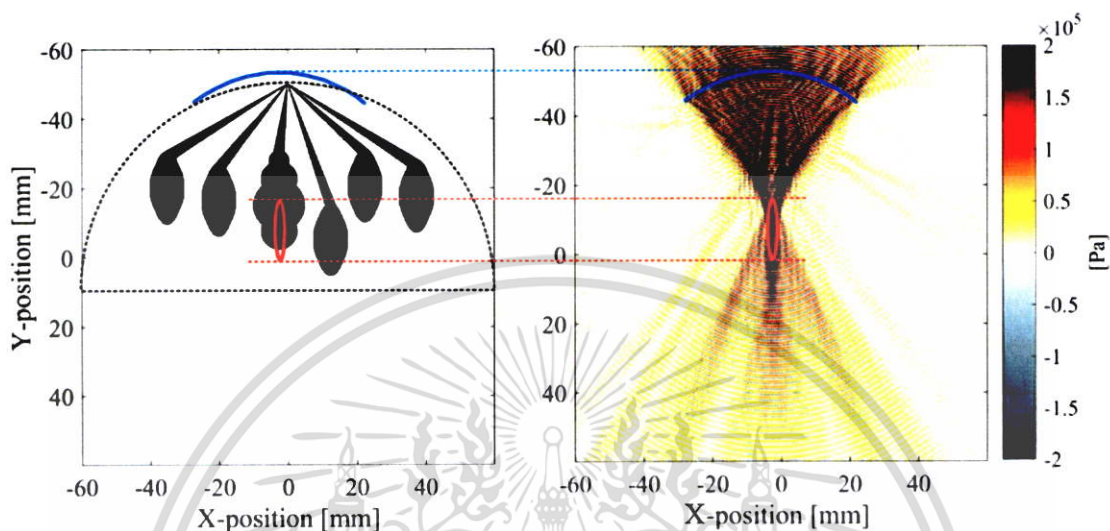


รูปที่ 4.77 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm

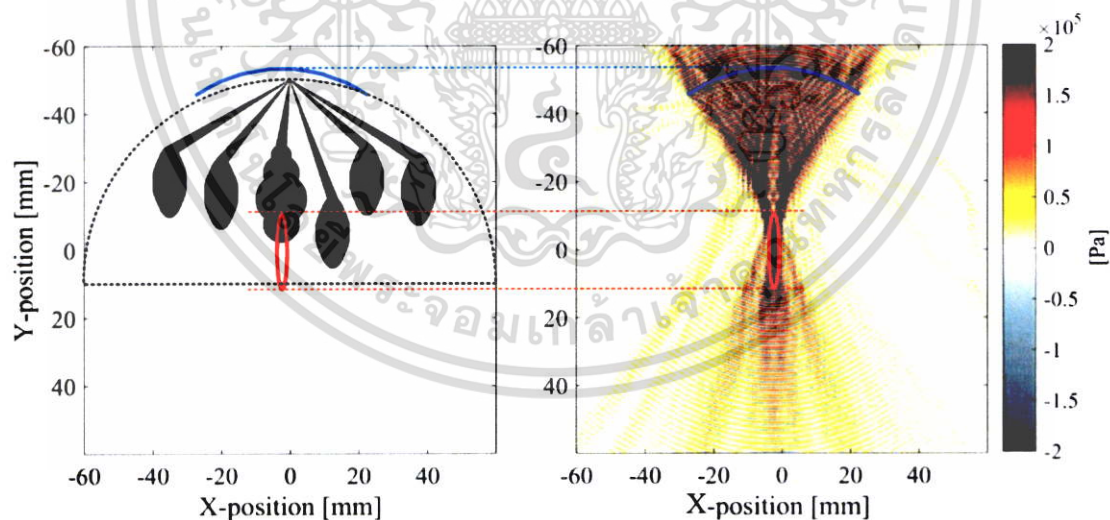


รูปที่ 4.78 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 3.5$ cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

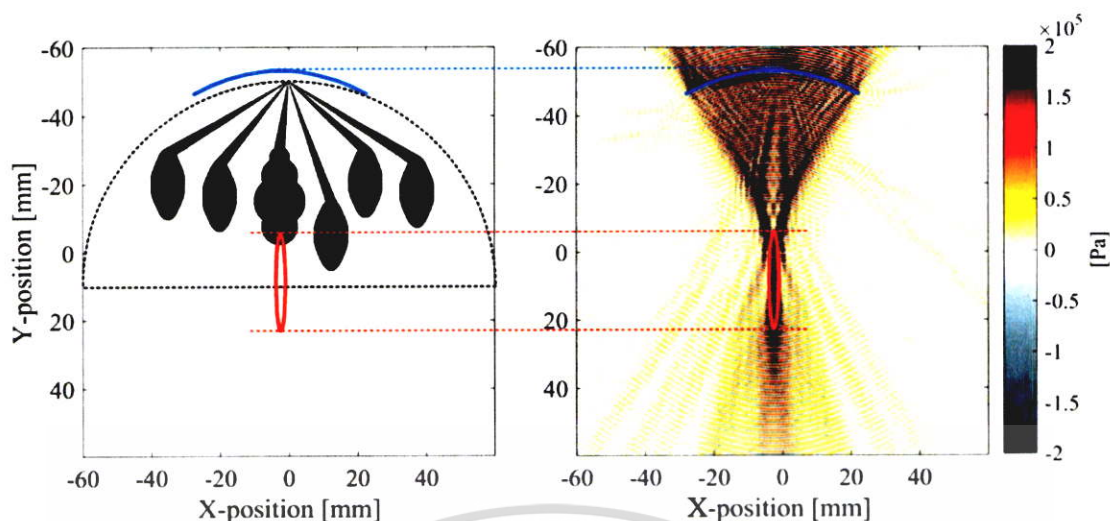


รูปที่ 4.79 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm

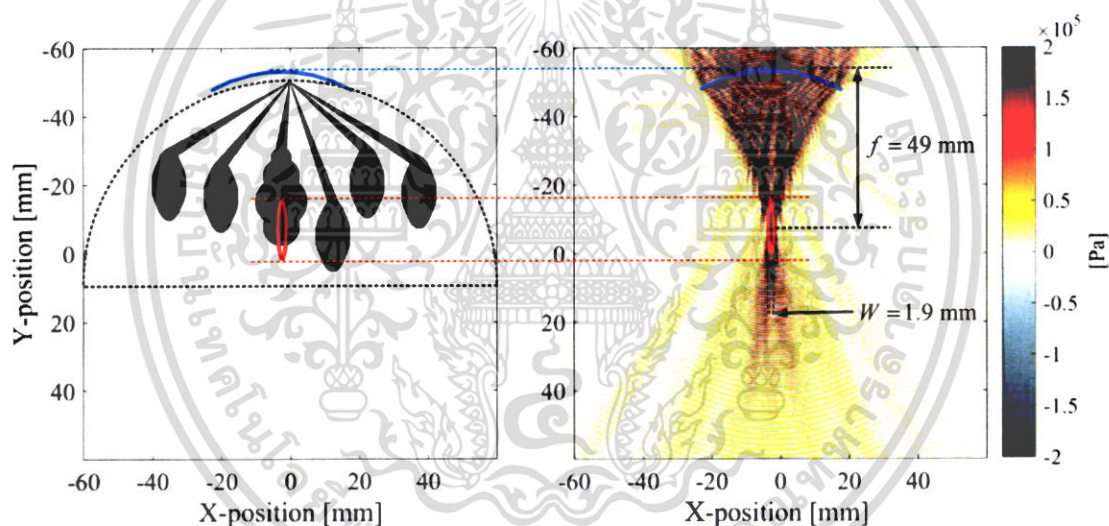


รูปที่ 4.80 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.81 การกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อเยื่อแรงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 5.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm



รูปที่ 4.82 ตัวอย่างของการคำนวณความยาวโฟกัสเลนส์เว้าและความกว้างของจุดโฟกัสที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.0$ cm

การวิเคราะห์ขนาดความกว้างจุดโฟกัสสำหรับการวางแผนเวลาที่ใช้รักษาผู้ป่วยด้วยลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High-intensity focused ultrasound: HIFU) ถูกแสดงดังตารางที่ 1 แถวความลึกจุดโฟกัสที่ #1-#3 บนเนื้อเยื่อถูกกำหนดด้วยรัศมีความโค้งของเลนส์เว้าที่ 3.0, 4.5, 5.0 cm ตามลำดับ ขนาดความกว้างเลนส์เว้าที่ถูกอ้างอิงมาใช้และเป็นค่ามาตรฐานสำหรับการรักษา คือ 3.0, 4.0, 5.0 cm ความกว้างจุดโฟกัส (focal point Width: W) กับความกว้างเลนส์เว้า (Aperture diameter: AD) ที่แตกต่างกันถูกคำนวณด้วยสมการที่ (4.15)-(4.17) ค่า W แปรผกผันกับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า AD ดังนั้นความกว้างเลนส์เว้าที่มีค่ามากส่งผลให้ความกว้างจุดโฟกัสมีขนาดเล็กในแนวความลึกจุดโฟกัสที่ #1-#3 ภายในเนื้อมะเร็ง

ความกว้างจุดโฟกัสที่ $AD = 3.0$ cm ซึ่งหมายถึงจุดโฟกัสมีขนาดใหญ่จึงจำนวนจุดโฟกัสที่น้อยกว่าความกว้างจุดโฟกัสที่ $AD = 5.0$ cm ดังตารางที่ 4.3 ดังนั้นผู้ป่วยจึงใช้ระยะเวลารักษาที่สั้นกว่า ความกว้างเลนส์เว้าที่ $AD = 3.0, 4.5, 5.0$ cm นี้ถูกอ้างอิงและถูกใช้สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตามการวางแผนรักษาโรคมะเร็งในระยะสั้นหรือระยะยาวขึ้นอยู่กับดุลพินิจของบุคลากรทางการแพทย์และขึ้นอยู่กับความเหมาะสมของร่างกายผู้ป่วย ถ้าหากแพทย์ต้องการวางแผนรักษาในระยะสั้น ความกว้างเลนส์เว้าควรถูกเลือกใช้ที่ค่าน้อย งานวิจัยแบบจำลองการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม 2 มิตินี้ เลือกใช้ความกว้างและรัศมีความโค้งเลนส์เว้าที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0, 4.5, 5.0$ cm ในแนวความลึกที่ #1-#3 ตามลำดับ

ตารางที่ 4.3 การเปรียบเทียบความกว้างจุดโฟกัสจากความกว้างเลนส์เว้าที่แตกต่างกัน

| แนวความลึกจุดโฟกัส | รัศมีความโค้งเลนส์เว้า (CR) [cm] | ความกว้างเลนส์เว้า (AD) [cm] | ความกว้างจุดโฟกัส (W) [cm] | ค่าที่ถูกใช้ในแบบจำลอง |
|--------------------|----------------------------------|------------------------------|----------------------------|------------------------|
| #1 | 3.00 | 3.00 | 0.19 | - |
| | 3.00 | 4.00 | 0.14 | ✓ |
| | 3.00 | 5.00 | 0.11 | - |
| #2 | 4.50 | 3.00 | 0.28 | - |
| | 4.50 | 4.00 | 0.21 | ✓ |
| | 4.50 | 5.00 | 0.17 | - |
| #3 | 5.00 | 3.00 | 0.32 | - |
| | 5.00 | 4.00 | 0.24 | ✓ |
| | 5.00 | 5.00 | 0.19 | - |

ในการคัดเลือกเวลาสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็ง อุณหภูมิในแถวที่ 1 บนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ที่ถูกเลือกที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 3.0$ cm กับระยะเวลาสำหรับการรักษาที่ 10, 20, 30, 40, 50 วินาที ด้วยความถี่และแอมพลิจูดที่ 1.0 MHz และ 0.2 MPa ตามลำดับ แสดงดังรูปที่ 4.83–4.87 ตามลำดับ อุณหภูมิในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งด้วยเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 4.5$ cm กับระยะเวลาสำหรับการรักษาที่ 30, 40, 50, 60, 70 วินาที แสดงเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังรูปที่ 4.88–4.92 ตามลำดับ อุณหภูมิในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งด้วยเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 5.0$ cm กับระยะเวลาสำหรับการรักษาที่ 40, 50, 60, 70 วินาที แสดงดังรูปที่ 4.93–4.96 ตามลำดับ เส้นโค้งสีดำด้านบนของแบบจำลอง คือ ต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ เส้นปะสีเขียว คือ บริเวณที่อุณหภูมิสูงเพียงพอที่ 45°C ที่สามารถทำลายเนื้อมะเร็งได้

ในกรณีขนาดของเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 3.0$ cm ระยะเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็ง คือ 30 วินาที เนื่องจากตำแหน่งที่ตื้นที่สุดของเนื้อมะเร็งถูกทำลายด้วยความร้อนดังรูปที่ 4.85 ในระยะเวลาการรักษาที่ 10 และ 20 วินาที บริเวณยอดสุดของเนื้อมะเร็งไม่ถูกทำลายจากความร้อนดังรูปที่ 4.83 และ 4.84 ตามลำดับ ในระยะเวลาการรักษาที่ 40 และ 50 วินาที ท่อน้ำนมที่อยู่ใกล้กับบริเวณยอดสุดของเนื้อมะเร็งได้รับผลกระทบจากความร้อนดังรูปที่ 4.86 และ 4.87 ตามลำดับ

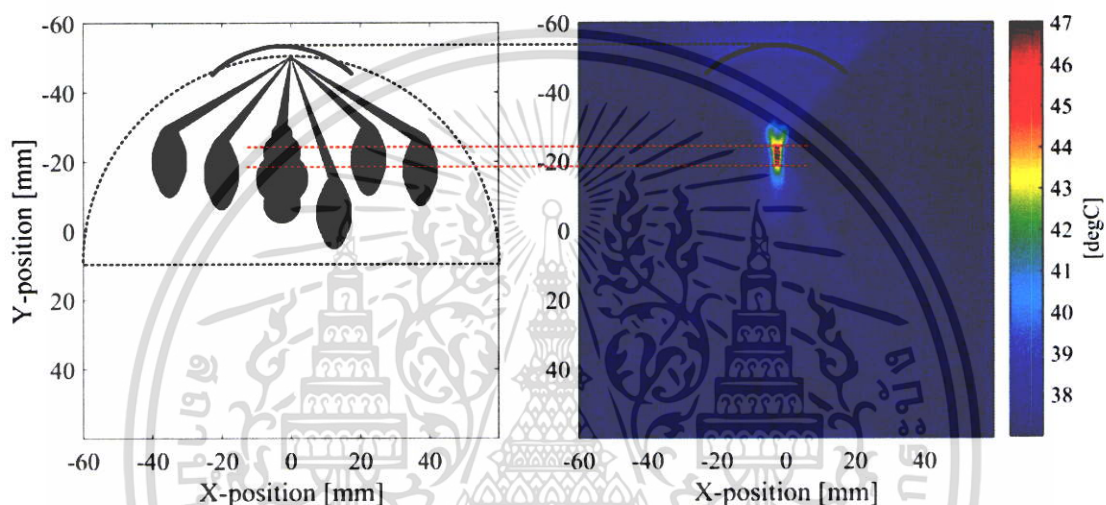
ในกรณีขนาดของเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 4.5$ cm ระยะเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็ง คือ 50 วินาที เนื่องจากบริเวณที่เนื้อมะเร็งมีกระเปราะหนาถูกทำลายด้วยความร้อน บริเวณผิวหนังใกล้กับเลนส์มีอุณหภูมิที่ 43°C ดังรูปที่ 4.90 ซึ่งอุณหภูมินี้มีค่าน้อยที่สุดเมื่อถูกเปรียบเทียบกับระยะเวลาการรักษาที่ 60 และ 70 วินาที ตามลำดับ ในระยะเวลาที่ 30 และ 40 วินาที บริเวณกระเปราะหนาที่สุดของเนื้อมะเร็งไม่ถูกทำลายจากความร้อนดังรูปที่ 4.88 และ 4.89 ตามลำดับ ในระยะเวลาการรักษาที่ 60 และ 70 วินาที ถึงแม้ว่าบริเวณกระเปราะหนาที่สุดของเนื้อมะเร็งถูกทำลาย บริเวณผิวหนังใกล้กับเลนส์มีความร้อนที่ 44.5 และ 45.0°C ดังรูปที่ 4.91 และ 4.92 ตามลำดับ

ในกรณีขนาดของเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $CR = 5.0$ cm ระยะเวลาการรักษาที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็ง คือ 60 วินาที บริเวณผิวหนังใกล้กับเลนส์มีอุณหภูมิที่ 44.5°C ดังรูปที่ 4.95 ซึ่งอุณหภูมินี้มีค่าน้อยที่สุดเมื่อถูกเปรียบเทียบกับระยะเวลาการรักษาที่ 70 วินาที ในระยะเวลาการรักษาที่ 40 และ 50 วินาที ความร้อนไม่ส่งผลให้บริเวณลึกที่สุดของเนื้อมะเร็งตายดังรูปที่ 4.93–4.94 ในระยะเวลาการรักษาที่ 70 วินาที เนื้อมะเร็งที่ตำแหน่งลึกสุดตาย แต่บริเวณผิวหนังใกล้กับเลนส์มีความร้อนเกิดขึ้นสูงที่ 46°C ดังรูปที่ 4.96

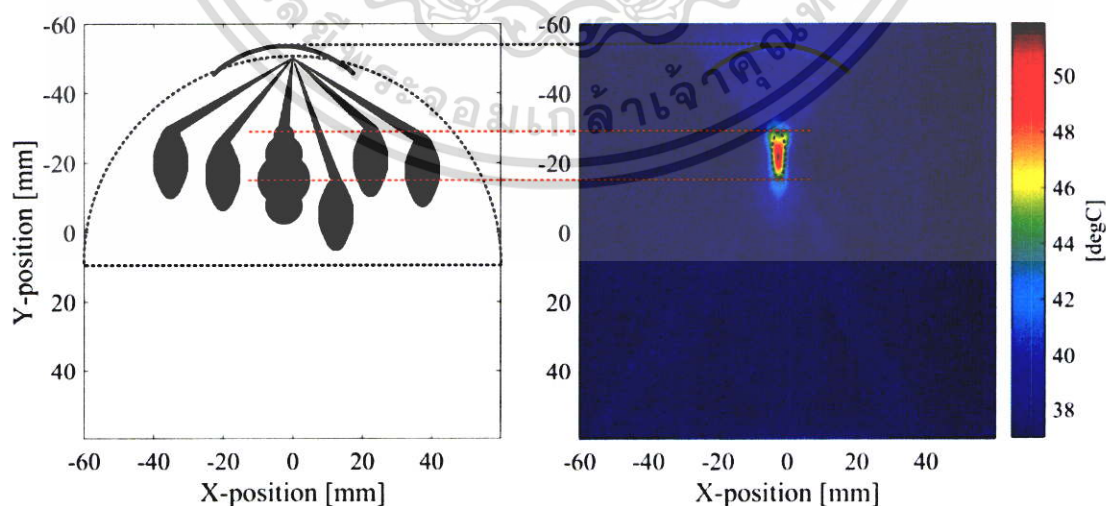
สุดท้ายขนาดของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นและระยะเวลาสำหรับการรักษาเนื้อมะเร็งที่ถูกคัดเลือกสำหรับแบบจำลองทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมแสดงดังตารางที่ 4.4 ซึ่งสอดคล้องกับค่ามาตรฐานของการรักษารูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 4.4 ผลการคัดเลือกขนาดเลนส์ต้นกำเนิดเสียงและเวลาสำหรับการรักษาเนื้อมะเร็ง

| แถว ความ ลึก | AD (cm) | CR (cm) | เวลารักษาต่อ 1 จุดโฟกัส (sec) | จำนวน จุดโฟกัส | ระยะเวลารักษา ทั้งหมด (sec) |
|--------------------|------------|------------|----------------------------------|-------------------|-----------------------------------|
| #1 | 4.0 | 3.0 | 30 | 9 | 26 |
| #2 | 4.0 | 4.5 | 50 | 15 | |
| #3 | 4.0 | 5.0 | 60 | 9 | |

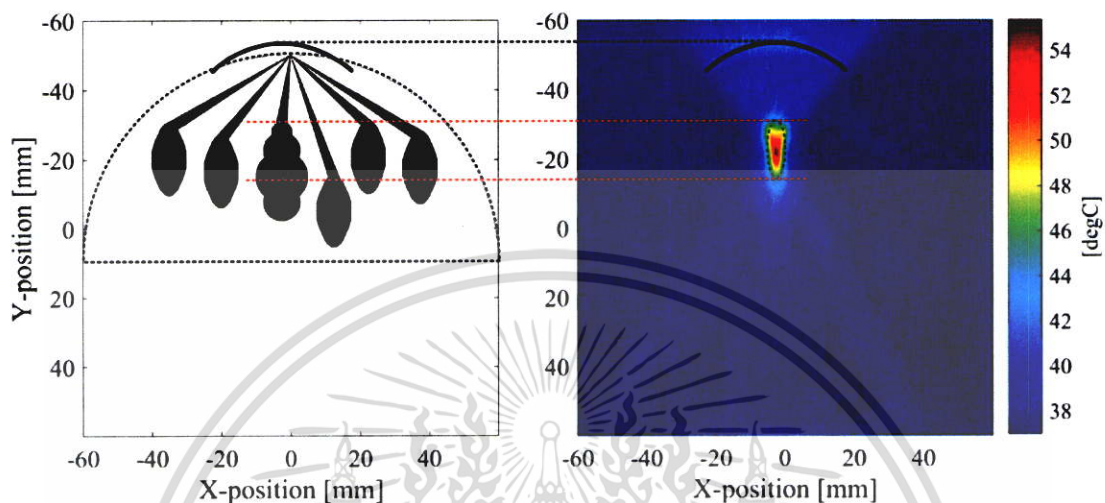


รูปที่ 4.83 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 3.0 cm ในระยะเวลารักษาที่ 10 วินาที

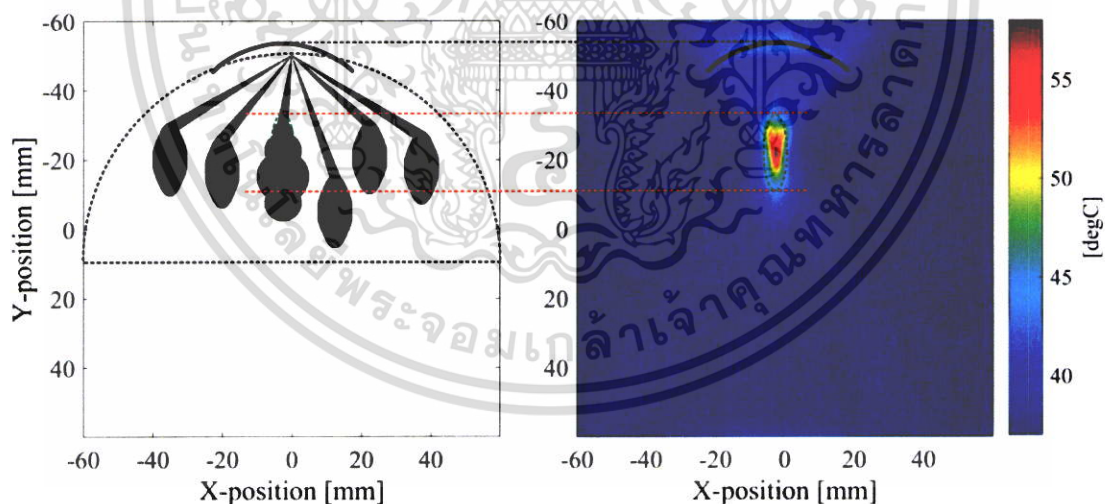


รูปที่ 4.84 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 3.0 cm ในระยะเวลารักษาที่ 20 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

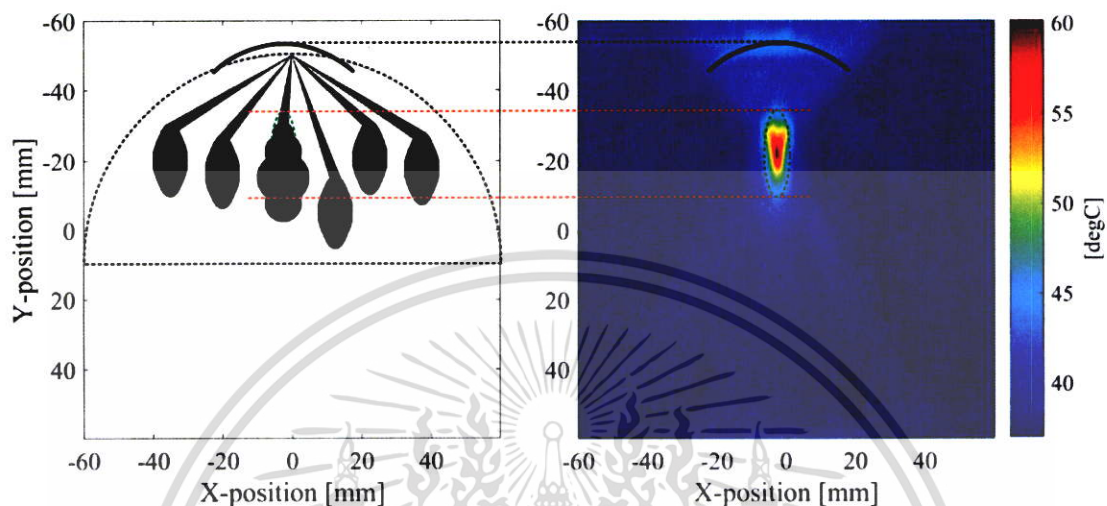


รูปที่ 4.85 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 30 วินาที

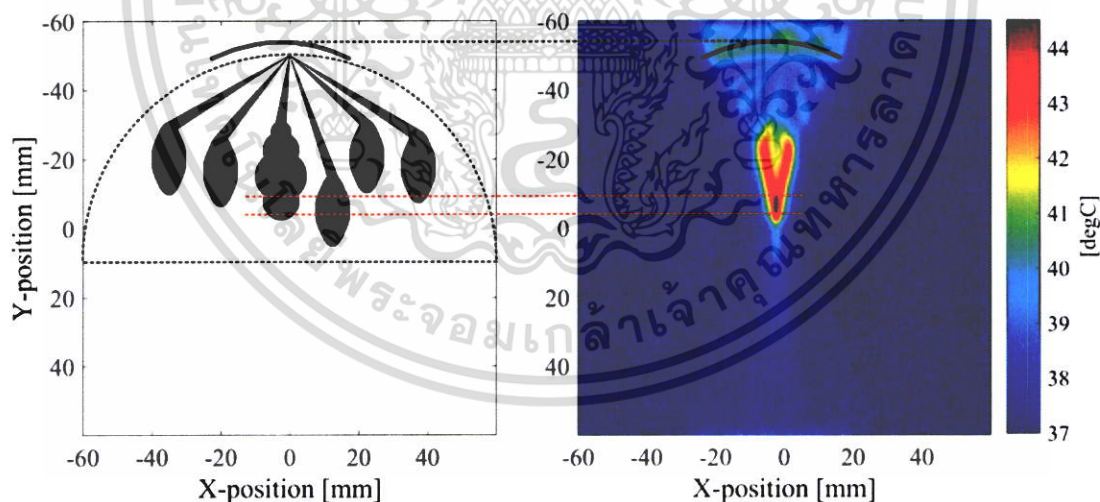


รูปที่ 4.86 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 40 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

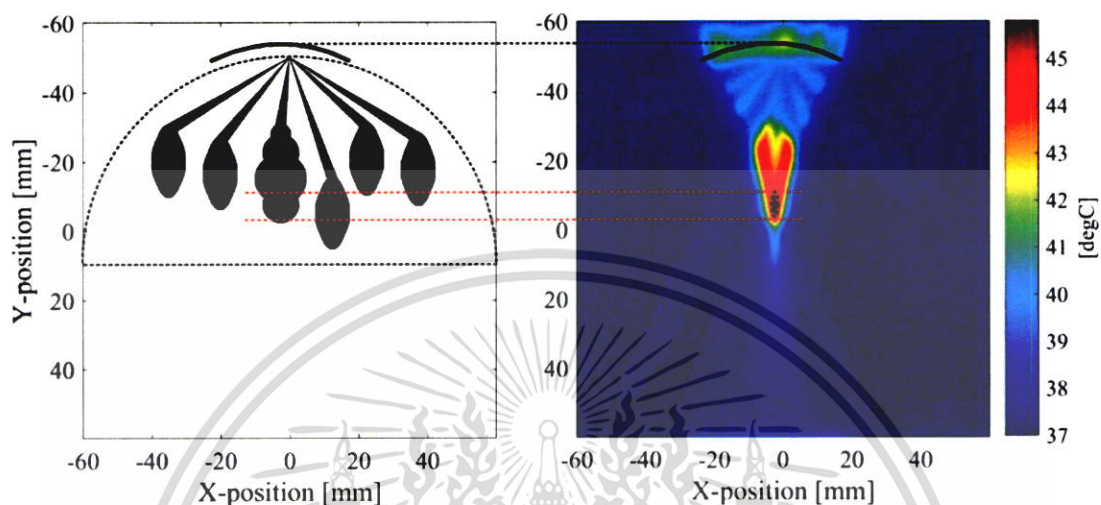


รูปที่ 4.87 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที

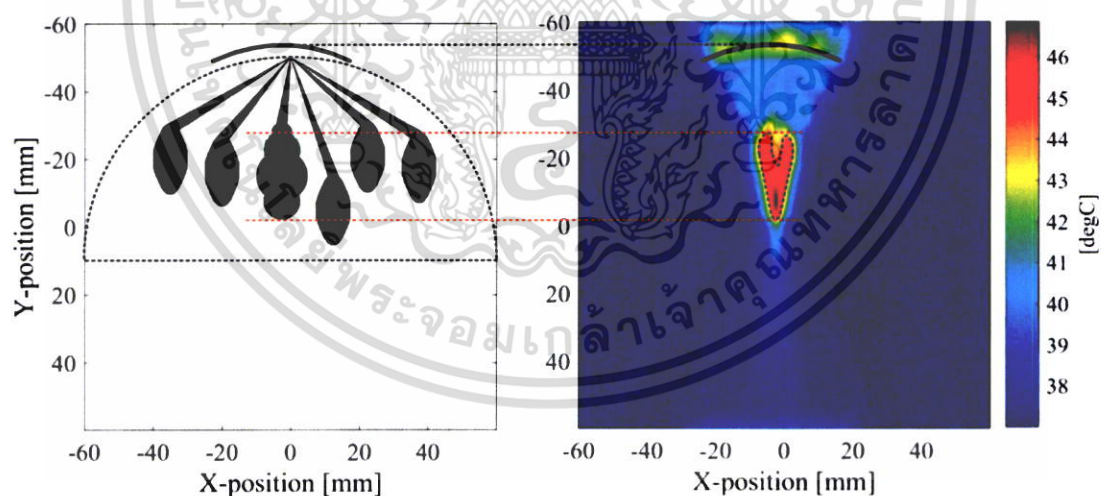


รูปที่ 4.88 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 30 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

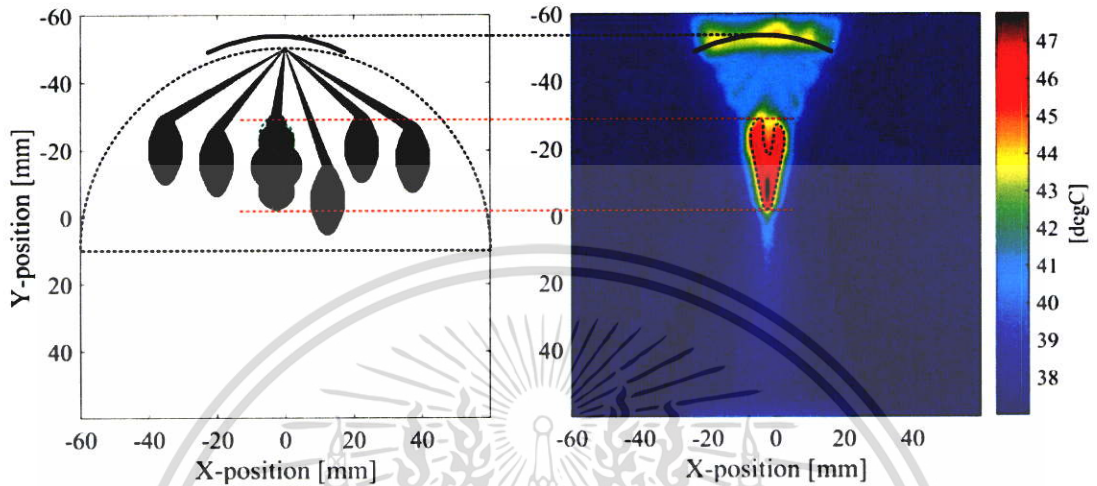


รูปที่ 4.89 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 4.5 cm ในระยะเวลารักษาที่ 40 วินาที

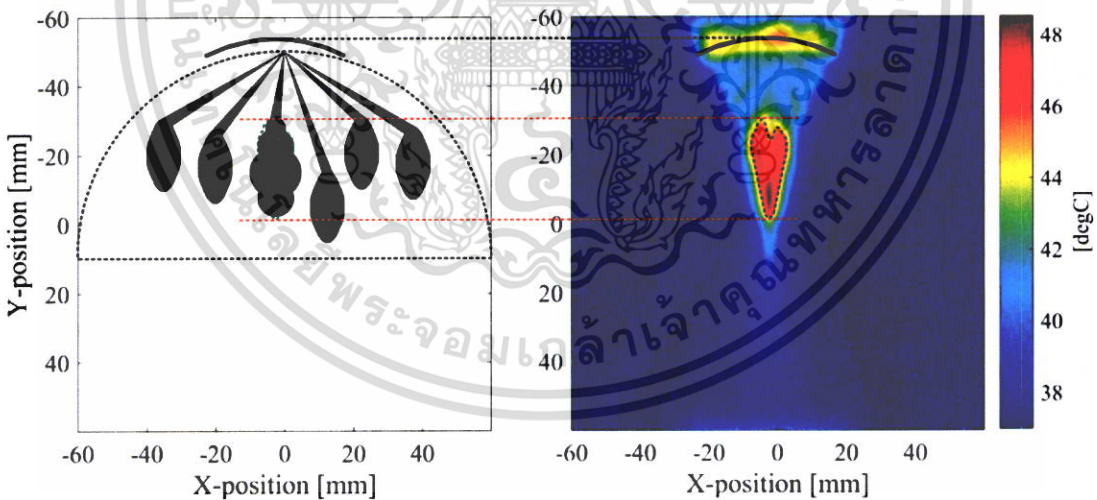


รูปที่ 4.90 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 4.5 cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

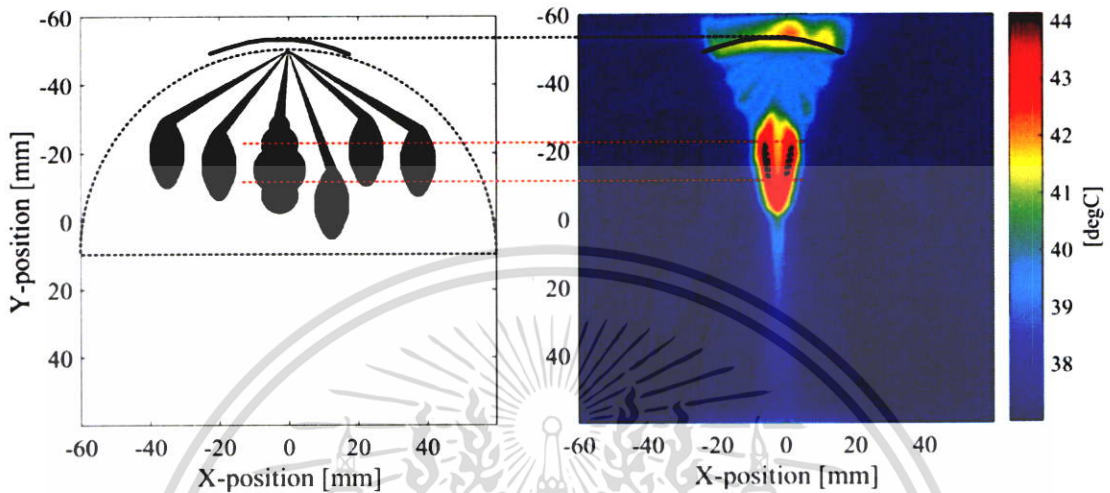


รูปที่ 4.91 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเรียงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 60 วินาที

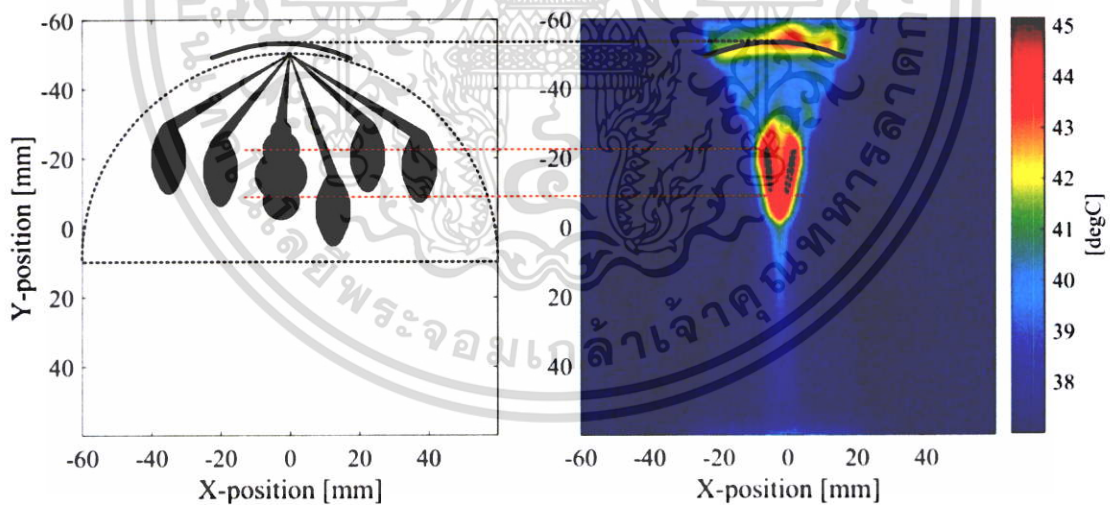


รูปที่ 4.92 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเรียงในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 70 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

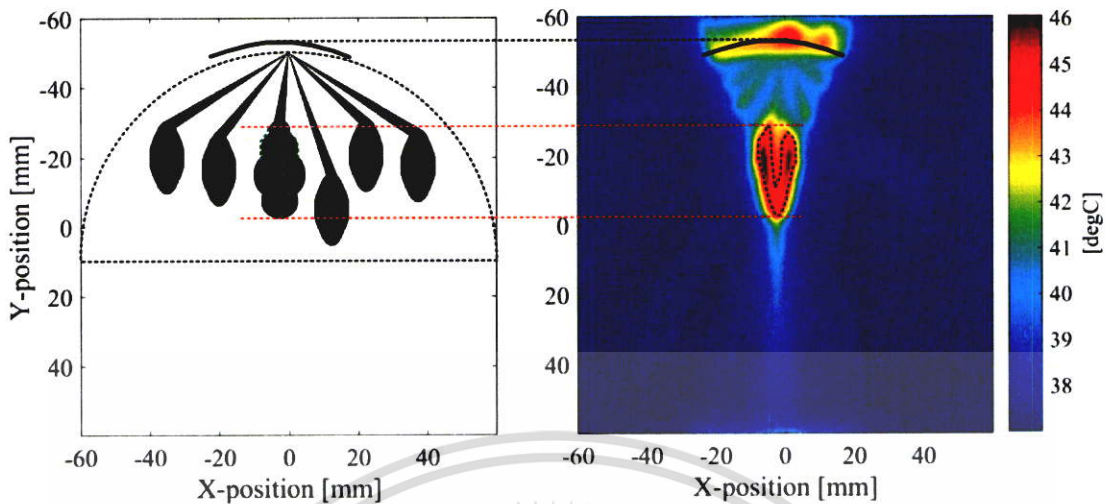


รูปที่ 4.93 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 40 วินาที

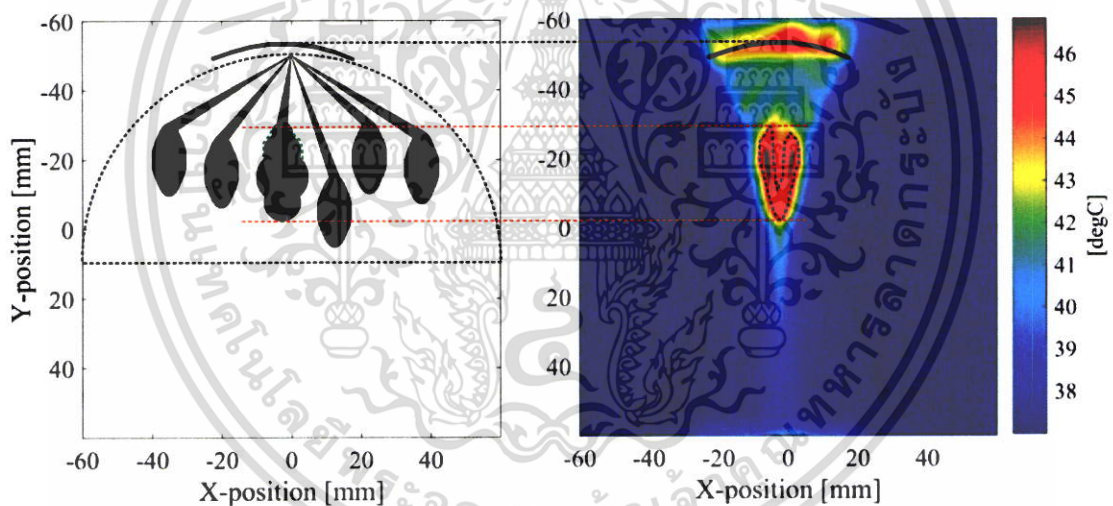


รูปที่ 4.94 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลารักษาที่ 50 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.95 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 60 วินาที



รูปที่ 4.96 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยขนาดความกว้างและรัศมีความโค้งของเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ในระยะเวลาการรักษาที่ 70 วินาที

4.3.2 ผลการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งที่มีตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน

ขนาดเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์ที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0, 4.5, 5.0$ cm ด้วยระยะเวลาสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งที่ 30, 50, 60 วินาที ตามลำดับ ที่ถูกคัดเลือกในหัวข้อที่ 4.3.1–4.3.2 กับความถี่และแอมพลิจูดที่ 1.0 MHz และ 0.2 MPa ตามลำดับ ถูกนำมาใช้เป็นข้อมูลอินพุตเพื่อสร้างและเปรียบเทียบกันระหว่างแบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งที่มีตัวกลางที่มีความเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื้อเดียวกัน (เนื้อมะเร็งเพียงอย่างเดียว) และไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม) สำหรับการพิจารณาความแตกต่างของการกระจายตัวของคลื่นอัลตราซาวด์และการกระจายตัวของความร้อน แบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันและแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีขนาดเมทริกซ์ที่เท่ากัน เอลิเมนต์เมทริกซ์ของแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันถูกกำหนดเป็นเนื้อมะเร็งทั้งหมดเพียงอย่างเดียว เลขสัณฐานกำเนิดคลื่นในแบบจำลองทั้ง 2 ชนิดถูกวางที่ตำแหน่งเดียวกัน การเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างแบบจำลองทั้ง 2 ชนิดนี้แสดงดังรูปที่ 4.96-4.107

4.3.2.1 การเปรียบเทียบความแตกต่างของหน้าคลื่นอัลตราซาวด์

การเปรียบเทียบความแตกต่างของหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ระหว่างแบบจำลองทั้ง 2 ชนิด ด้วยขนาดของเลนส์ที่ AD = 4.0 cm, RD = 3.0, 4.5, 5.0 cm และเวลาการรักษาที่ 30, 50, 60 วินาที แสดงดังรูปที่ 4.97-4.99 ตามลำดับ ผลจากการจำลองพบว่าหน้าคลื่นบนแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันมีความสมมาตรตามแนวแกน Y (เส้นประสีแดง) และมีการกระจายตัวของหน้าคลื่นอย่างเป็นระเบียบแบบแผนมากกว่าแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมที่มีเนื้อเยื่อแตกต่างกันหลายชนิด (ผิวหนัง ไขมัน ต่อมไขมัน ท่อน้ำนม และ ชั้นกล้ามเนื้อ) จุดโฟกัสในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมและแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันในแต่ละรัศมีความโค้งของเลนส์อยู่ที่ระดับความลึกเท่ากัน แต่บริเวณล้อมรอบใกล้เคียงจุดโฟกัสภายในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมนั้นมีร่องรอยความแปรปรวนมากกว่าเนื่องจากความเร็วเสียงของชั้นผิวหนัง ชั้นไขมัน ท่อน้ำนมกับต่อมน้ำนม เนื้อมะเร็ง และชั้นกล้ามเนื้อ ในโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีค่าหลากหลายที่ 1624, 1478, 1510, 1548 และ 1585 m/s ตามลำดับ คลื่นเริ่มมีการกระจายตัวของคลื่นที่สะสมกันอย่างมหาศาลเมื่อเคลื่อนที่ผ่านชั้นไขมันที่มีโครงสร้างท่อน้ำนม ต่อมไขมัน เนื้อมะเร็งซึ่งเรียงตัวเป็นแนวไม่เป็นระเบียบและมีการหักเหของคลื่นที่รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ดังนั้นบริเวณล้อมรอบใกล้เคียงจุดโฟกัสในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมจึงมีความแปรปรวนมากกว่าแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน สิ่งนี้สอดคล้องกับบทความวิจัยของ Treeby *et al.* (2012) บทความนี้สร้างแบบจำลองเพื่อเปรียบเทียบการกระจายตัวของคลื่นเสียงในตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (เนื้อเยื่อหน้าอก) และไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (ส่วนคอของมนุษย์จาก CT scan) [24] ดังรูปที่ 4.100

4.3.2.2 การเปรียบเทียบความแตกต่างของความดันคลื่นอัลตราซาวด์

การเปรียบเทียบความแตกต่างของความดันคลื่นอัลตราซาวด์ระหว่างแบบจำลองทั้ง 2 ชนิดด้วยขนาดของเลนส์ที่ AD = 4.0 cm, RD = 3.0, 4.5, 5.0 cm และเวลาการรักษาที่ 30, 50, 60 วินาที แสดงดังรูปที่ 4.101-4.103 ตามลำดับ ผลจากการจำลองพบว่าลักษณะความดันคลื่นของแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันมีความเป็นระเบียบแบบแผนมากกว่าแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมเนื่องจากการกระจายตัวของหน้าคลื่นด้วยค่าความเร็วคลื่นที่หลากหลายของเนื้อเยื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมก่อให้เกิดการกระจายตัวที่สะสมอย่างมหาศาลในโครงสร้างชั้นไขมัน ชั้นไขมันและการหักเหของคลื่นที่รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกันดังที่ได้กล่าวแล้วก่อนหน้านี้ ร่องรอยความแปรปรวนของความดันคลื่นดังรูป 4.101–4.103 สอดคล้องกับร่องรอยความแปรปรวนของหน้าคลื่นอย่างชัดเจนดังรูปที่ 4.97–4.99 ความดันคลื่นที่จุดโฟกัสของแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีความเข้มข้นน้อยกว่าแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันเนื่องจากการสูญเสียพลังงานของคลื่นโดยการดูดกลืนและการกระจายตัวที่รอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดในระหว่างคลื่นเคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างที่ซับซ้อนภายในไขมัน นอกจากความดันคลื่นที่จุดโฟกัสนี้ แบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีบริเวณที่มีความเข้มแรงดันสูงเกือบเทียบเท่ากับจุดโฟกัสที่บริเวณวงรีเส้นประสีแดง ดังรูปที่ 4.102–4.103 เนื่องจากเหตุผลเดียวกันที่ว่า การกระจายตัวที่สะสมและการหักเหของคลื่นในโครงสร้างที่ซับซ้อนภายในชั้นไขมันก่อให้เกิดบริเวณดังกล่าว

4.3.2.3 การเปรียบเทียบความแตกต่างของการสะสมความร้อน

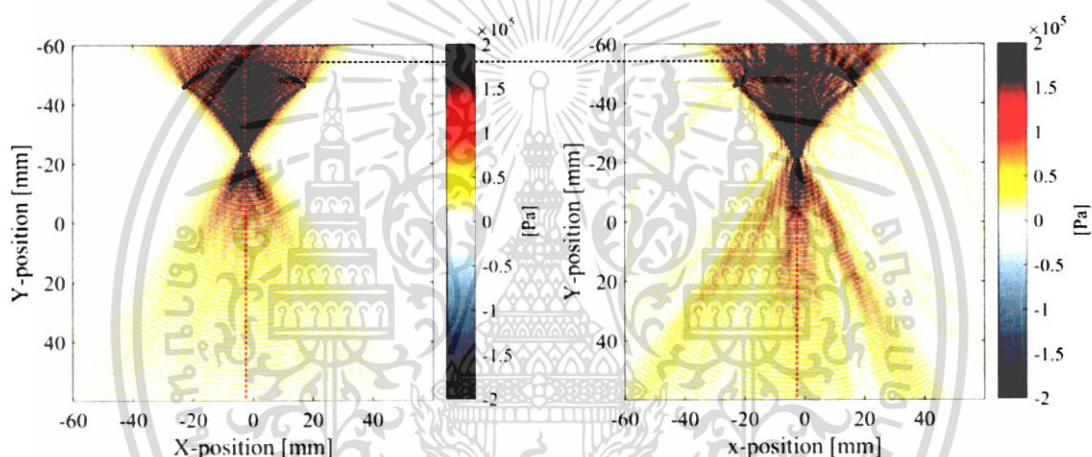
การเปรียบเทียบความแตกต่างของการสะสมความร้อนระหว่างแบบจำลองทั้ง 2 ชนิด ด้วยขนาดของเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $RD = 3.0, 4.5, 5.0$ cm และเวลาการรักษาที่ 30, 50, 60 วินาที แสดงดังรูปที่ 4.104–4.106 ตามลำดับ ผลจากการจำลองพบว่า บริเวณรอบสี่เหลี่ยมสีแดงในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีความไม่สม่ำเสมอเนื่องจากบริเวณนี้มีท่อน้ำนม 6 ท่อ ซึ่งแทรกในชั้นไขมัน การสะสมความร้อนในบริเวณวงรีเส้นประสีแดงของแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมดังรูปที่ 4.104–4.106 เกิดขึ้นจากบริเวณวงรีเส้นประสีแดงที่มีความดันสูงเกือบเทียบเท่าจุดโฟกัสดังรูปที่ 4.101–4.103 ตามลำดับ การสะสมความร้อนที่บริเวณจุดโฟกัสในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมนั้นแห้วหายไปที่ (วงกลมเส้นประสีแดง) ดังรูปที่ 4.105–4.106 เนื่องจากความเร็วเสียงบนเนื้อมะเร็งมีค่ามากกว่าไขมัน หรือ ดัชนีหักเหของเนื้อมะเร็งน้อยกว่าไขมัน การสะท้อนกลับของคลื่นเกิดขึ้นจากคลื่นเคลื่อนที่จากตัวกลางที่มีดัชนีการหักเหจากน้อยไปมาก ดังนั้นบริเวณการสะสมความร้อนที่แห้วหายไปที่ชั้นไขมันเกิดขึ้นจากการสะท้อนกลับของคลื่นที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกันดังรูปที่ 4.107

4.3.2.4 การเปรียบเทียบความแตกต่างของอุณหภูมิ

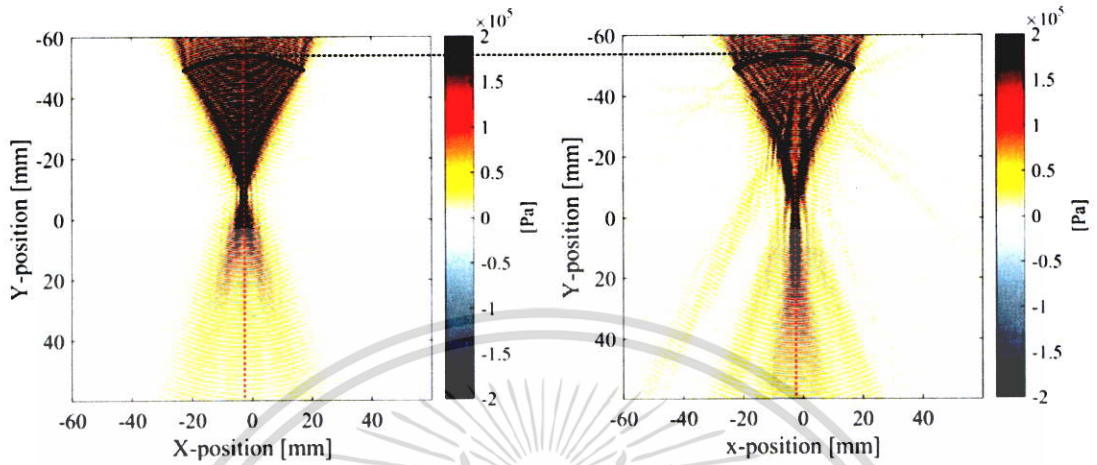
การเปรียบเทียบความแตกต่างของอุณหภูมิระหว่างแบบจำลองทั้ง 2 ชนิด ด้วยขนาดของเลนส์ที่ $AD = 4.0$ cm, $RD = 3.0, 4.5, 5.0$ cm และเวลาการรักษาที่ 30, 50, 60 วินาที แสดงดังรูปที่ 4.108–4.110 ตามลำดับ ผลจากการจำลองพบว่าอุณหภูมิในกรอบสี่เหลี่ยมเส้นประสีแดงในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมไม่มีความสม่ำเสมอในแต่ละรัศมีความโค้งของเลนส์เนื่องจากท่อน้ำนมและชั้นไขมันมีค่าการนำความร้อน (Q_r) การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนเลือด (Q_p) และ ความร้อนจากการเผาผลาญ (Q_M) ที่แตกต่างกัน นอกจากนี้อุณหภูมิที่จุดโฟกัสในวงกลม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

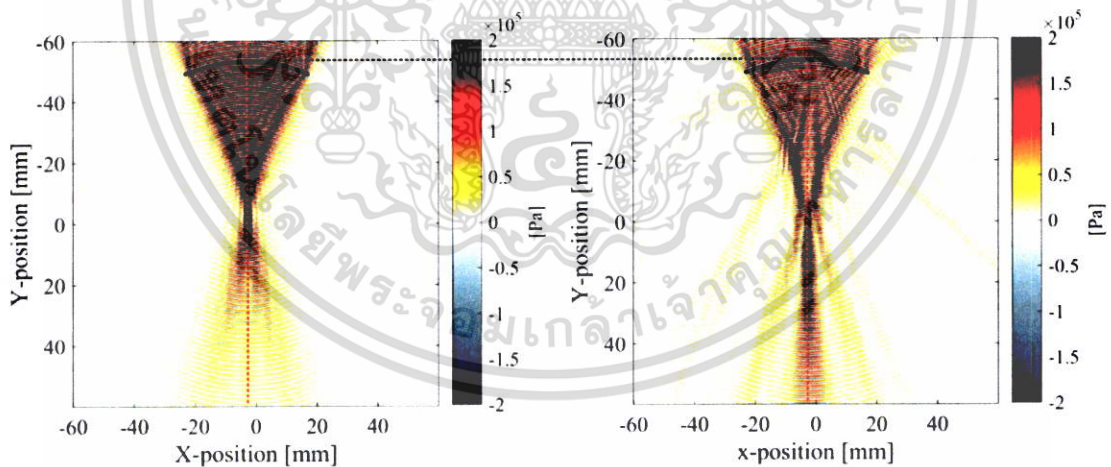
เส้นประสีแดงในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมที่แต่ละรัศมีความโค้งของเลนส์มีลักษณะที่แตกต่างกันดังรูปที่ 4.108–4.110 เนื่องจากการสะสมความร้อนที่บริเวณวงรีเส้นประสีแดงในแต่ละรัศมีความโค้งที่ในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีลักษณะที่แตกต่างกันดังรูปที่ 4.104–4.106 ตามลำดับ สุดท้ายบริเวณผิวหนังใกล้กับเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมมีอุณหภูมิที่สูงกว่าแบบจำลองที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันในแต่ละรัศมีความโค้งของเลนส์ เนื่องจากเลนส์อยู่ในชั้นผิวหนังซึ่งมีค่าความเร็วเสียงสูงที่สุดหรือมีค่าดัชนีหักเหต่ำที่สุดในแบบจำลองคลื่นบางส่วนจากเลนส์สะท้อนกลับที่บริเวณรอยต่อระหว่างชั้นผิวหนัง (ดัชนีหักเหต่ำที่สุด) และ ชั้นไขมัน (ดัชนีหักเหสูงที่สุด) คลื่นสะท้อนนี้เคลื่อนที่กลับไปเลนส์และแทรกสอดกับคลื่นที่ถูกปล่อยจากเลนส์ ปรากฏการณ์นี้ทำให้มีความร้อนเกิดขึ้นบริเวณเลนส์ต้นกำเนิดคลื่น



รูปที่ 4.97 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลารักษา 30 วินาที

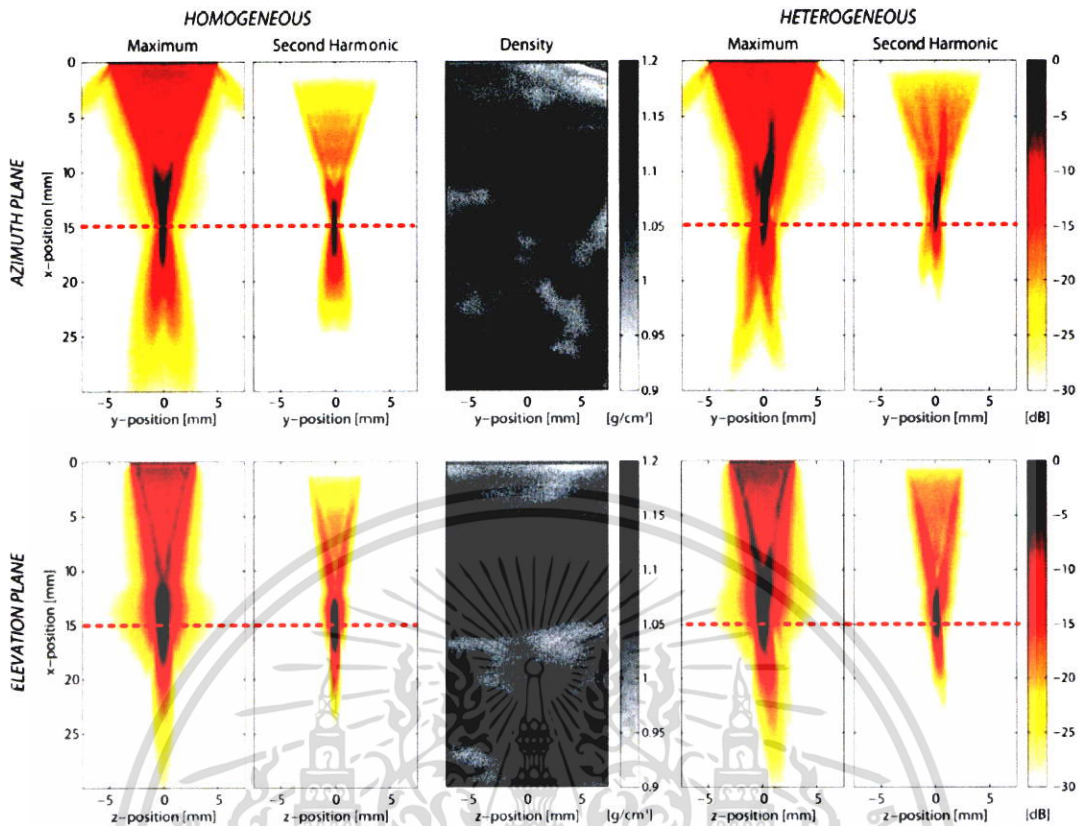


รูปที่ 4.98 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 4.5 cm ระยะเวลารักษา 50 วินาที

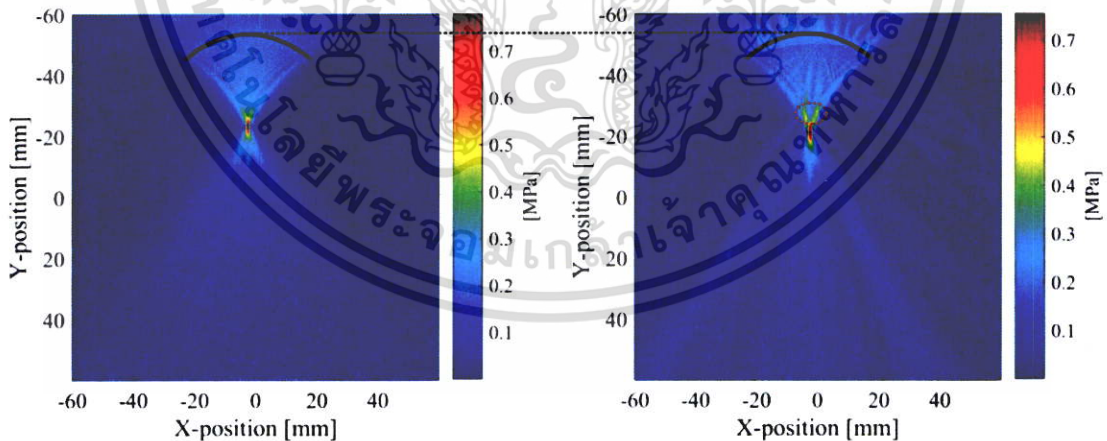


รูปที่ 4.99 การเปรียบเทียบระหว่างหน้าคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 5.0 cm ระยะเวลารักษา 60 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

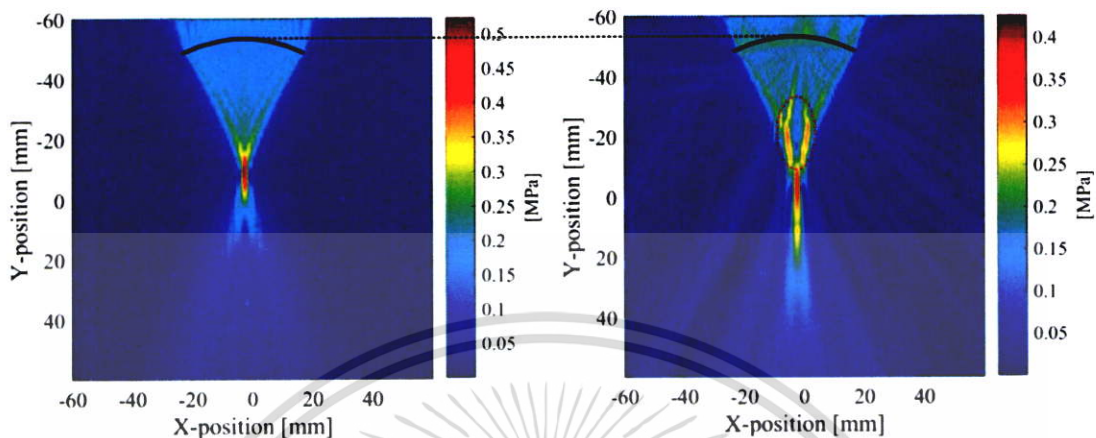


รูปที่ 4.100 ผลการเปรียบเทียบการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงบนตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านขวา)

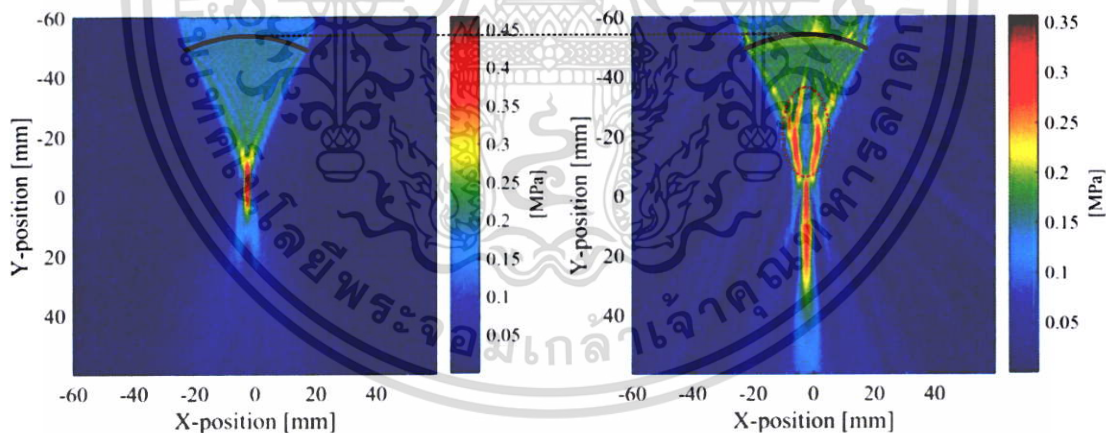


รูปที่ 4.101 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลา รักษา 30 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

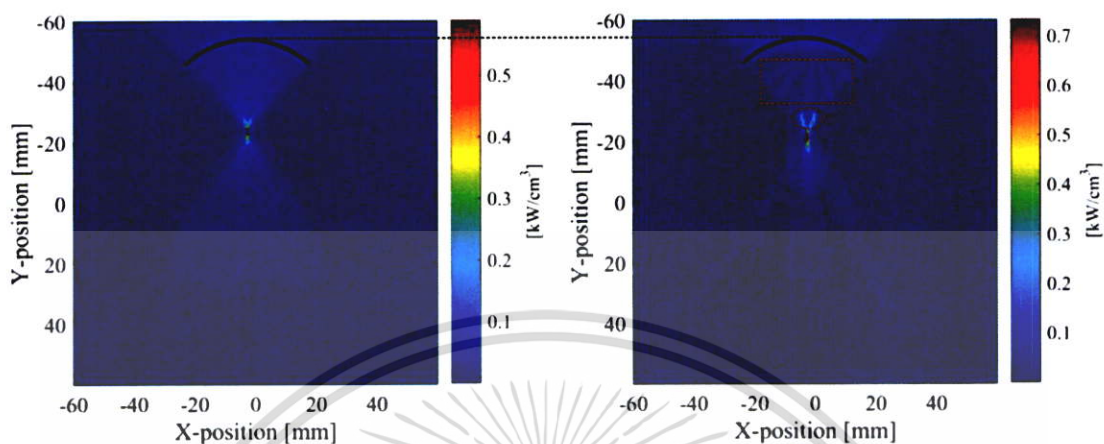


รูปที่ 4.102 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลา รักษา 50 วินาที

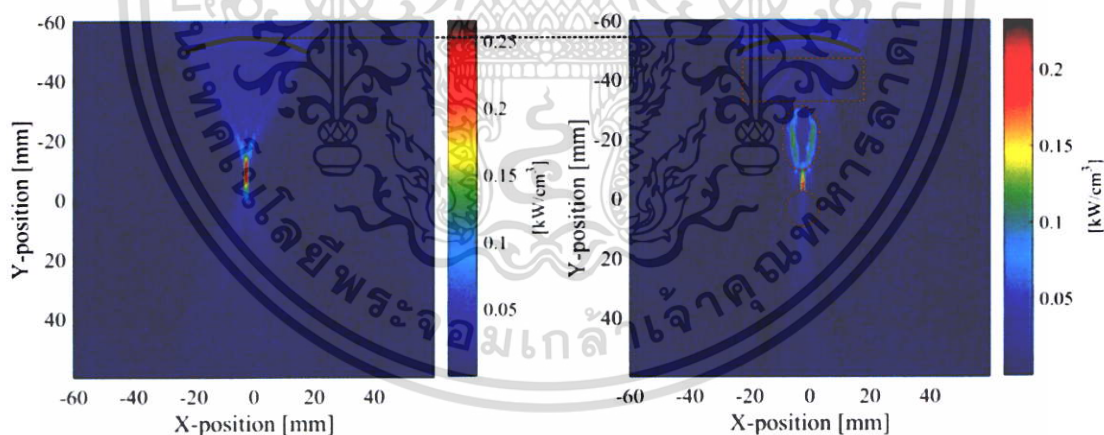


รูปที่ 4.103 การเปรียบเทียบระหว่างความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 5.0$ cm ระยะเวลา รักษา 60 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

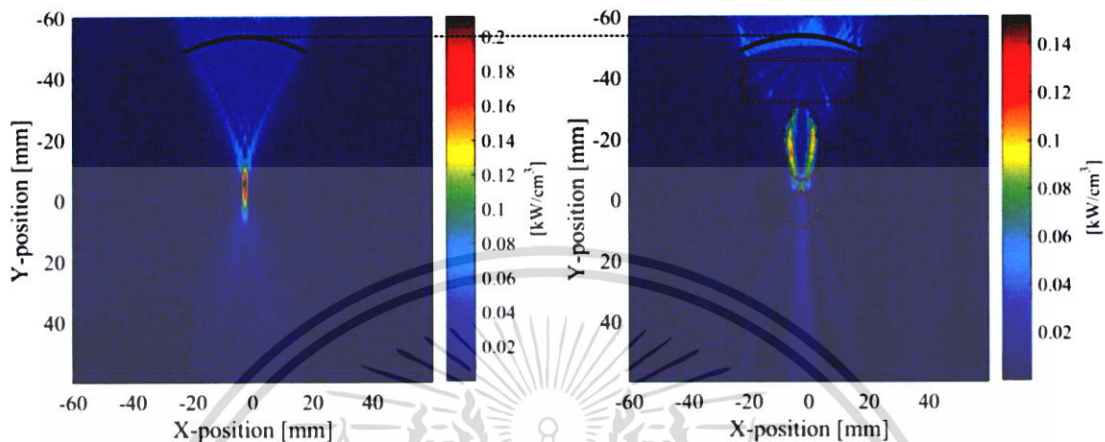


รูปที่ 4.104 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 3.0$ cm ระยะเวลาการรักษา 30 วินาที

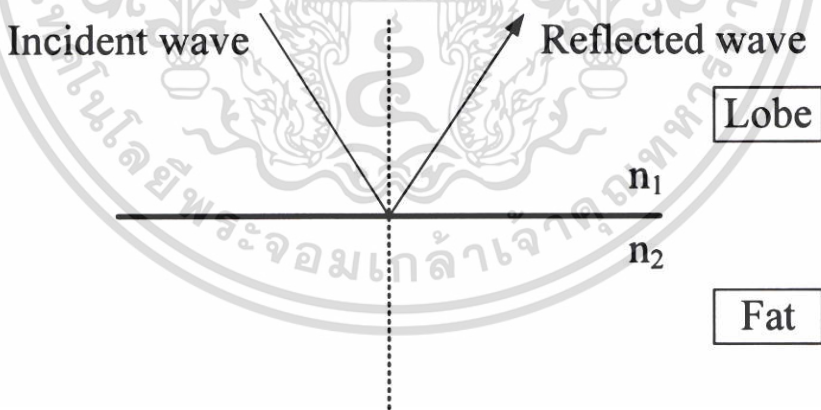


รูปที่ 4.105 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ $AD = 4.0$ cm และ $CR = 4.5$ cm ระยะเวลาการรักษา 50 วินาที

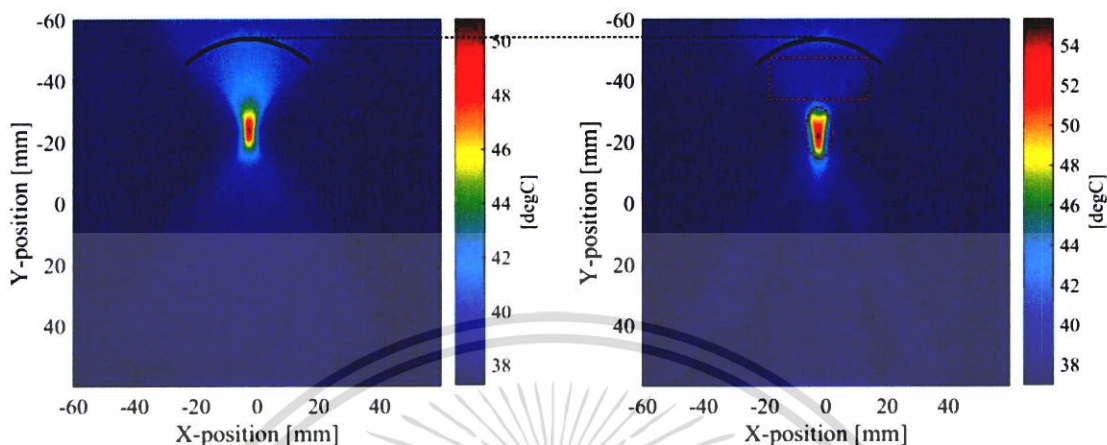
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



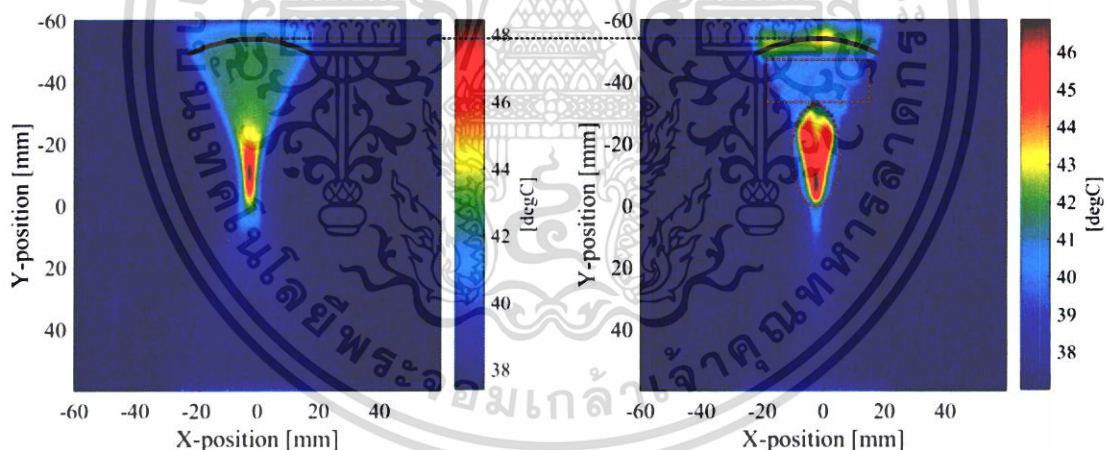
รูปที่ 4.106 การเปรียบเทียบระหว่างการสะสมความร้อนบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 5.0 cm ระยะเวลาการรักษา 60 วินาที



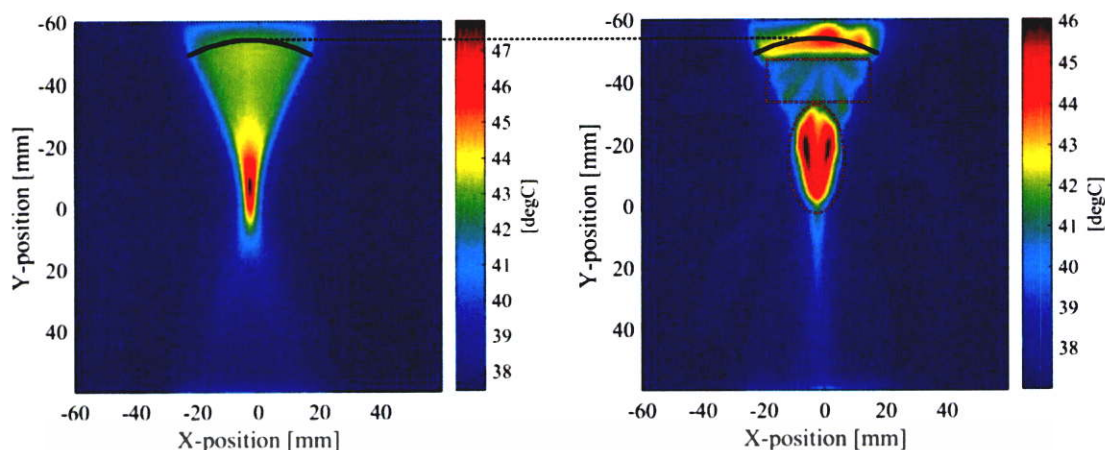
รูปที่ 4.107 การสะท้อนกลับของหน้าคลื่นบริเวณรอยต่อระหว่างต่อมและท่อน้ำนมกับชั้นไขมัน



รูปที่ 4.108 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 3.0 cm ระยะเวลารักษา 30 วินาที



รูปที่ 4.109 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 4.5 cm ระยะเวลารักษา 50 วินาที



รูปที่ 4.110 การเปรียบเทียบระหว่างอุณหภูมิบนตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ด้านซ้าย) และ ตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน หรือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม (ด้านขวา) ด้วยเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นที่ AD = 4.0 cm และ CR = 5.0 cm ระยะเวลารักษา 60 วินาที

4.3.3 ผลการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส

แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมภายใน 2 มิติด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสสำหรับการรักษาแบบไฮเปอร์เทอร์เมียถูกดำเนินการเพื่อทำลายเนื้อมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพ แบบจำลองมีขนาดเมทริกซ์ที่ $N_x = 1200$, $N_y = 1200$ และ $dx = 100 \mu\text{m}$, $dy = 100 \mu\text{m}$ พื้นที่การคำนวณสำหรับแบบจำลองจึงมีค่าเท่ากับ $120 \text{ mm} \times 120 \text{ mm}$ ขนาดเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นและระยะเวลาสำหรับการรักษาที่ถูกคัดเลือกจากหัวข้อ 4.3.1 - 2 คือ AD = 4.0 cm, CR = 3.0, 4.5, 5.0 cm และที่ 30, 50, 60 วินาที ตามลำดับ รัศมีความโค้งเลนส์เหล่านี้จากน้อยไปมากถูกพิจารณาว่าความร้อนถูกโฟกัสในแถวที่ 1, 2, 3 บนเนื้อมะเร็งตามลำดับ ความถี่และแอมพลิจูดของคลื่น คือ 1.0 MHz และ 0.2 MPa ตามลำดับ ตัวกลางที่คลื่นอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านในแบบจำลอง คือ โครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม เนื้อมะเร็งมีผิวขรุขระและมีขนาด 1.50 mm และ 2.75 mm ในแนวอนและแนวตั้งตามลำดับ เซนเซอร์บันทึกความดันคลื่นมีจำนวนทั้งหมด 1200×1200 จุดกริดเพื่อบันทึกความดันคลื่นทุกจุดในแบบจำลอง

แถวการโฟกัสบนเนื้อมะเร็งในแบบจำลองมีทั้งหมด 3 แถว แถวที่ 1 (แถวบนสุด) มีจำนวนจุดโฟกัส 9 จุด แถวที่ 2 (แถวกลาง) มีจำนวนจุดโฟกัส 15 จุด แถวที่ 3 (แถวล่างสุด) มีจำนวนจุดโฟกัส 9 จุด จุดโฟกัสในแต่ละแถวห่างกัน 1 มม จำนวนจุดโฟกัสที่ถูกกำหนดขึ้นในแต่ละแถวสามารถทำลายได้ทั่วทั้งเนื้อมะเร็ง เวลาที่ใช้สำหรับการรักษาในแถวที่ 1,2,3 บนเนื้อมะเร็ง คือ 4.5, 12.5, 9.0 นาที ตามลำดับ เวลาทั้งหมดที่ใช้รักษาเนื้อมะเร็ง คือ 26 นาที

ประวัติความดันคลื่นอัลตราซาวด์ในแบบจำลองถูกคำนวณโดยสมการคลื่นเสียงกับการ

อนุพันธ์อันดับที่ 1 บนตัวกลางที่ไม่มีความเป็นเนื้อเดียวกันจากสมการที่ (2.137), (2.143), (2.163) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระเบียบวิธีการเคสเปซซูโดสเปคตรัลถูกใช้เพื่อหาคำตอบจากสมการคลื่นเสียงดังสมการที่ (2.185), (2.198), (2.214)

4.3.3.1 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสจากเลนส์ต้นกำเนิดในแถวที่ 1, 2, 3 แสดงดังรูปที่ 4.111 (ก-ฉ), 4.112 (ก-ฉ), 4.113 (ก-ฉ) ตามลำดับ ก คือ ตำแหน่งจุดโฟกัสด้านซ้ายสุด ฉ และ ค คือ ตำแหน่งจุดโฟกัสด้านขวาสุดในแถวที่ 1, 3 และแถวที่ 2 ตามลำดับ คลื่นที่เคลื่อนที่ออกจากเลนส์ต้นกำเนิดกระจายตัวผ่านชั้นไขมัน ชั้นไขมัน ท่อน้ำนมและต่อมน้ำนม เนื้อมะเร็ง และกล้ามเนื้อ ตามลำดับ ความแปรปรวนของคลื่นในแบบจำลองเกิดขึ้นเนื่องจากชั้นไขมันมีค่าพารามิเตอร์ความเร็วเสียงน้อยที่สุดในโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม ค่าความเร็วเสียงของชั้นไขมัน ชั้นไขมัน ท่อน้ำนมกับต่อมน้ำนม เนื้อมะเร็ง และชั้นกล้ามเนื้อ ในแบบจำลองมีค่าหลากหลายที่ 1624, 1478, 1510, 1548 และ 1585 m/s ตามลำดับ คลื่นที่เคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างชั้นไขมันที่ซับซ้อนซึ่งประกอบด้วยท่อน้ำนม ต่อมน้ำนม และเนื้อมะเร็ง ซึ่งเรียงตัวเป็นแนวไม่เป็นระเบียบ เริ่มมีการกระจายตัวของคลื่นที่สะสมอย่างมหาศาลและเกิดความแปรปรวนของหน้าคลื่นบนโครงสร้างที่ซับซ้อนภายในชั้นไขมัน หน้าคลื่นบางส่วนเคลื่อนที่ผ่านบริเวณรอยต่อระหว่างชั้นไขมันและชั้นกล้ามเนื้อเกิดการหักเหของคลื่นซึ่งปรากฏให้เห็นอย่างชัดเจนในชั้นกล้ามเนื้อ ดังนั้นสาเหตุของความแปรปรวนคลื่นบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมเกิดจากเนื้อเยื่อที่ต่างชนิดกันในแบบจำลองมีความเร็วเสียงต่างกัน ลักษณะโครงสร้างที่ซับซ้อนภายในชั้นไขมันที่มีความไม่เป็นระเบียบในตำแหน่งแนวเดียวกันของท่อน้ำนมและต่อมน้ำนมยังก่อให้เกิดความแปรปรวนของคลื่นอีกด้วย ความแปรปรวนนี้สอดคล้องและมีความเห็นด้วยกับบทความวิจัยของ Treeby *et al.* (2012) บทความนี้สร้างแบบจำลองเพื่อเปรียบเทียบคลื่นเสียงที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางที่มีความเป็นเนื้อเดียวกัน (เนื้อเยื่อหน้าอก) และไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (ส่วนคอของมนุษย์จาก CT scan) [24] ดังรูปที่ 4.100

4.3.3.2 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสจากเลนส์ต้นกำเนิดในแถวที่ 1, 2, 3 แสดงดังรูปที่ 4.114 (ก-ฉ), 4.115 (ก-ฉ), 4.116 (ก-ฉ) ตามลำดับ แอมพลิจูดความดันคลื่นถูกลดทอนระหว่างเคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม เนื่องจากการสูญเสียพลังงานโดยการดูดกลืนคลื่นของเนื้อเยื่อร่วมกับการกระจายตัวที่สะสมและการหักเหของคลื่นที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดในโครงสร้างที่ซับซ้อนภายในไขมัน เนื้อมะเร็ง ซึ่งมีความหนาแน่นสูงที่สุดในแบบจำลองกีดกันการกระจายตัวของความดันคลื่นซึ่งมีพฤติกรรมเหมือนกับผนังไฟฟ้า ดังนั้นแอมพลิจูดคลื่นจึงมีค่าลดลงอย่างมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านเนื้อมะเร็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้รัศมีมีความโค้งที่เพิ่มขึ้นทำให้จุดโฟกัสมีความเพี้ยนและไม่คงรูปเดิม ความดันคลื่นที่จุดโฟกัสมีความเข้มลดลง การโฟกัสบนเนื้อมะเร็งที่รัศมีมีความโค้งเพิ่มขึ้นนั้นแย่กว่าเดิม ความเพี้ยนของจุดโฟกัสที่ปรากฏให้เห็นนี้สอดคล้องและมีความเห็นด้วยกับบทความวิจัยของ Guo et al (2014) ซึ่งสร้างแบบจำลองการถ่ายภาพแบบยืดหยุ่นด้วยลำอัลตราซาวด์ที่ความลึกของจุดโฟกัสต่างกันในเรื่องเยื่อแวนไอโซทรอปิก เช่น กล้ามเนื้อโคนแขนและกล้ามเนื้อหัวใจ [15] ดังรูปที่ 4.117 จุดโฟกัสในแต่ละจุดของแต่ละแฉกมีขนาดอยู่ในช่วง 6.8–45.4 mm ตามแนวแกน Y และ 1.1–2.5 mm ตามแนวแกน X ตามลำดับ ร่องรอยความแปรปรวนของหน้าคลื่นดังในแต่ละแฉกรูปที่ 4.111 (ก-ฉ), 4.112 (ก-ฉ), 4.113 (ก-ฉ) และร่องรอยความแปรปรวนของความดันคลื่นในแต่ละแฉกดังรูปที่ 4.114 (ก-ฉ), 4.115 (ก-ฉ), 4.116 (ก-ฉ) มีความสอดคล้องกันและปรากฏให้เห็นอย่างชัดเจนตามลำดับ

4.3.3.3 การสะสมความร้อนในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

การสะสมความร้อน (Q) ถูกคำนวณด้วยสมการที่ (3.27) - (3.28) จากผลความดันคลื่นจากแบบจำลอง การสะสมความร้อนในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสจากเลนส์ต้นกำเนิดในแถวที่ 1, 2, 3 แสดงดังรูปที่ 4.118 (ก-ฉ), 4.119 (ก-ฉ), 4.120 (ก-ฉ) ตามลำดับ การสะสมความร้อนเกิดขึ้นจากจากความแปรปรวนของแอมพลิจูดความดันคลื่น ร่องรอยความแปรปรวนของความดันคลื่นดังรูป 4.114 (ก-ฉ), 4.115 (ก-ฉ), 4.116 (ก-ฉ) สอดคล้องอย่างชัดเจนกับร่องรอยความแปรปรวนของการสะสมความร้อนดังรูปที่ 4.118 (ก-ฉ), 4.119 (ก-ฉ), 4.120 (ก-ฉ) ตามลำดับ

4.3.3.4 อุณหภูมิในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม

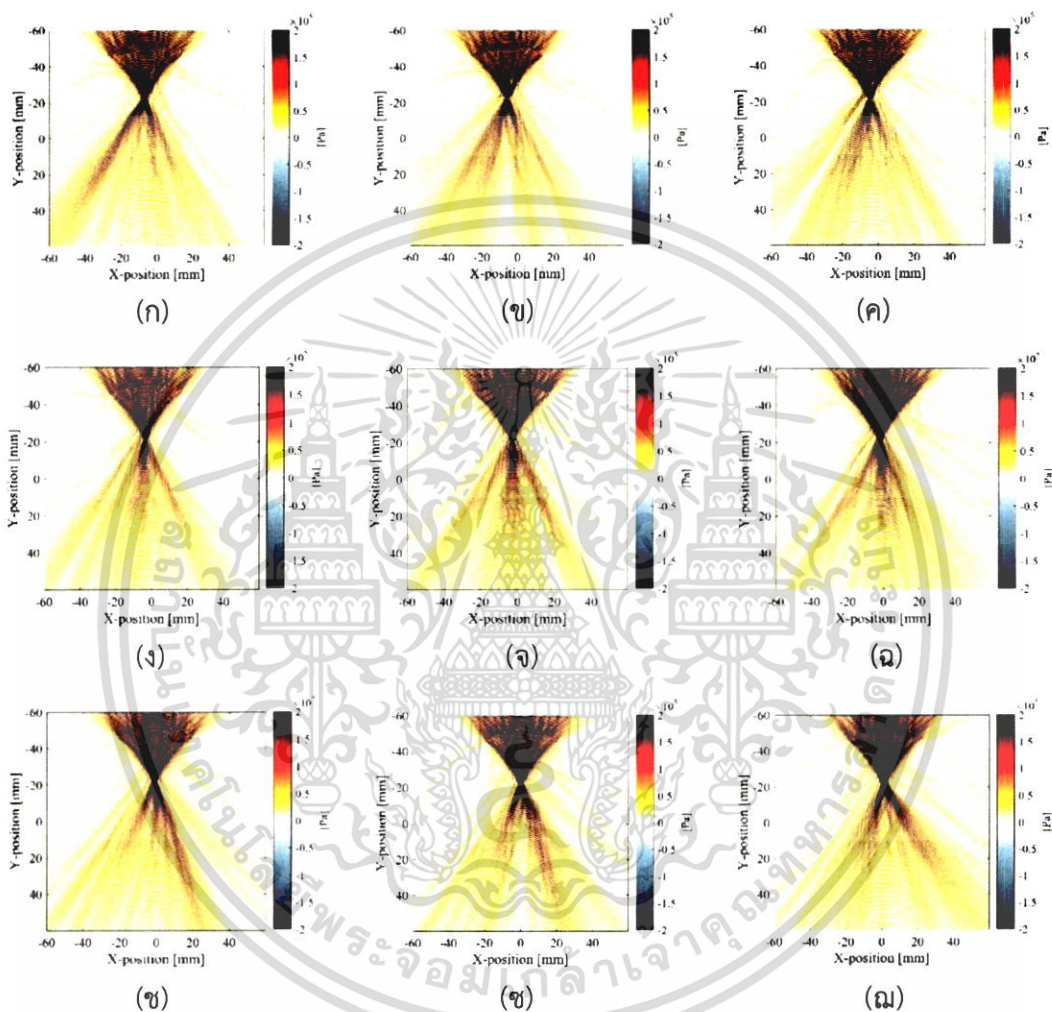
อุณหภูมิในแบบจำลองถูกคำนวณด้วยหลักการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวะดังสมการที่ (2.10) อุณหภูมิในแบบจำลองโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมกับเนื้อมะเร็งด้วยการโฟกัสจากเลนส์ต้นกำเนิดในแถวที่ 1, 2, 3 แสดงดังรูปที่ 4.121 (ก-ฉ), 4.122 (ก-ฉ), 4.123 (ก-ฉ) ตามลำดับ คลื่นอัลตราซาวด์จากเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นมีการสูญเสียพลังงานในระหว่างการเคลื่อนที่จากเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นไปยัง ชั้นไขมัน ท่อน้ำนมกับต่อมน้ำนม เนื้อมะเร็ง ชั้นกล้ามเนื้อตามลำดับ รูปแบบการสูญเสียพลังงานของคลื่นคือการกระเจิงกับตัวกลาง คลื่นที่เคลื่อนที่ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมจะเกิดการกระเจิงและมีการเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่นด้วยมุมกระเจิง พลังงานของคลื่นค่อยๆลดต่ำลงเมื่อการกระเจิงของคลื่นเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่อง (Multiple scattering) คลื่นจะถูกตัวกลางดูดกลืนเมื่อพลังงานคลื่นต่ำเพียงพอ ความร้อนภายในโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมเกิดขึ้นจากการกระเจิงของคลื่นอย่างต่อเนื่อง การโฟกัสเนื้อมะเร็งในระดับความลึกน้อยที่สุด (ในแถวที่ 1) มีรูปร่างเค้าโครงของจุดโฟกัสยังเป็นที่ยอมรับได้ดังรูปที่ 4.121 การโฟกัสเนื้อมะเร็งที่ระดับความลึกมากขึ้นในแถวที่ 2

และ 3 มีจุดโฟกัสที่ไม่มีรูปร่างเค้าโครงเดิมซึ่งถูกแบ่งพื้นที่เป็น 2 ส่วนย่อย ดังรูป 4.122–4.123 จุดโฟกัสในแต่ละจุดมีขนาดเท่ากับ 3.5–9.3 mm ตามแนวแกน Y และ 0.7–1.9 mm ตามแนวแกน X

4.3.3.5 การรวบรวมข้อมูลและการวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งในแบบจำลอง

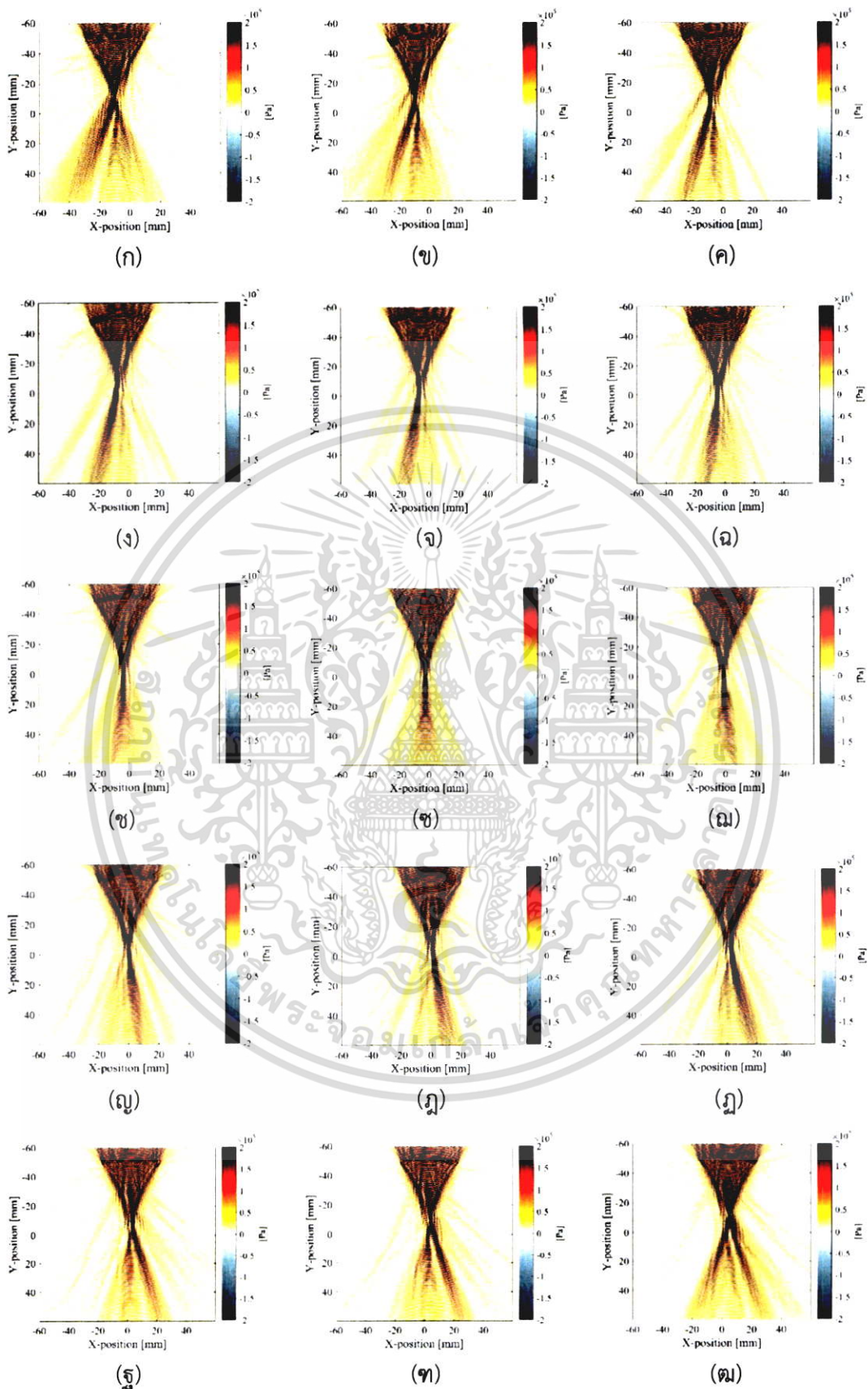
ข้อมูลอุณหภูมิในแต่ละจุดโฟกัสของทุกแถวบนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลองถูกจัดเก็บภายในซอฟต์แวร์แมทแลป ข้อมูลอุณหภูมิเหล่านี้ถูกดาวโหลดและถูกวิเคราะห์บริเวณที่เนื้อมะเร็งตายจากความร้อนและที่เนื้อเยื่อปกติปลอดภัยจากความร้อนด้วยเงื่อนไขอุณหภูมิที่ $45^{\circ}\text{C} \leq T < 46^{\circ}\text{C}$ และด้วยเงื่อนไขอุณหภูมิเริ่มต้นของแบบจำลองที่ $T = 37^{\circ}\text{C}$ ระบบเลขไบนารี (เลขฐานสอง) ถูกใช้สำหรับการแสดงภาพบริเวณที่เนื้อมะเร็งตายจากความร้อน ค่าอุณหภูมิของเอเลเมนต์เมทริกซ์บนแบบจำลองที่ตรงตามเงื่อนไขการตายเนื้อมะเร็งจะมีค่า Element $(x, y) = 1$ หรือ สีดำ ค่าอุณหภูมิของเอเลเมนต์ที่ไม่ตรงตามเงื่อนไขการตายเนื้อมะเร็งจะมีค่า Element $(x, y) = 0$ หรือ สีขาว ภาพการตายของเนื้อมะเร็งในแถวที่ 1, 2, 3 ด้วยเลขไบนารีแสดงดังรูปที่ 4.124 (ก-ฉ), 4.125 (ก-ฉ), 4.126 (ก-ฉ) ตามลำดับ ก คือ ตำแหน่งจุดโฟกัสด้านซ้ายสุด ฉ และ ฒ คือ ตำแหน่งจุดโฟกัสด้านขวาสุดในแถวที่ 1, 3 และ แถวที่ 2 ตามลำดับ ภาพรวมของบริเวณที่เนื้อมะเร็งตายในแต่ละแถวที่ 1, 2, 3 แสดงดังรูปที่ 4.127 (ก), 4.127 (ข), 4.127 (ค) ตามลำดับ สุดท้ายภาพรวมของบริเวณที่เนื้อมะเร็งตายทั้งหมดแสดงดังรูปที่ 4.127 (ง) ภาพการวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลองแสดงให้เห็นว่าการรักษามะเร็งในรูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียด้วยอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสสามารถทำลายเนื้อมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติไม่ได้รับอันตรายจากความร้อน

อัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสมีประสิทธิภาพสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งโดย ความร้อนจากความดันคลื่นถูกโฟกัสบนเนื้อมะเร็งด้วยเวลาที่เหมาะสมมานเพียงพอ ความร้อนทำให้เนื้อมะเร็งอยู่ในสภาวะการตายในระดับเซลล์ (Cell apoptosis) ผลของความไม่เป็นเชิงเส้นจากการใช้ลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงคือว่าพลังงานของคลื่นอัลตราซาวด์ถูกลดทอนอย่างรวดเร็วบนตัวกลางและอัตราการเกิดความร้อนบนตัวกลางเกิดขึ้นอย่างรวดเร็วเช่นเดียวกัน



รูปที่ 4.111 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโพกัสตำแหน่งที่ต่างกัน จากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

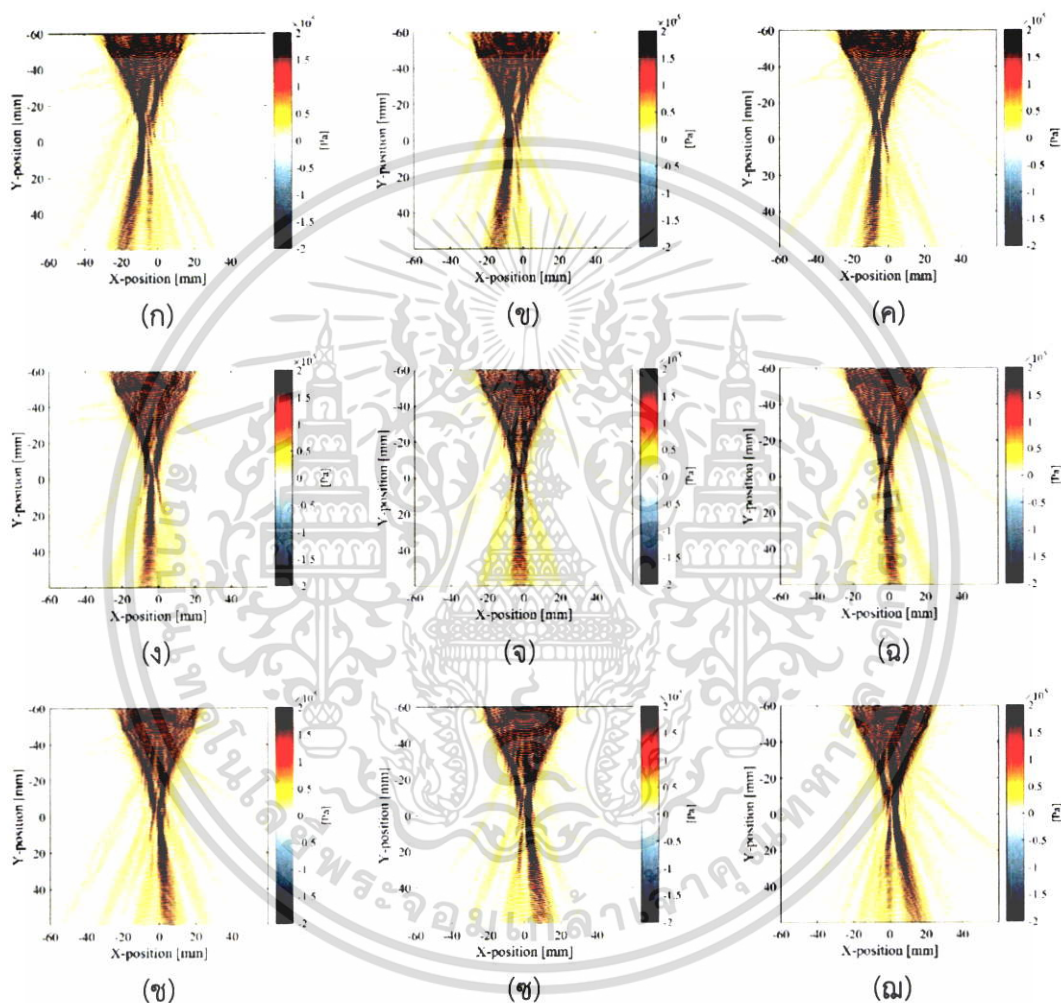


รูปที่ 4.112 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโพกัสตำแหน่งที่ต่างกัน

จากซ้ายไปขวา (ก-ต) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

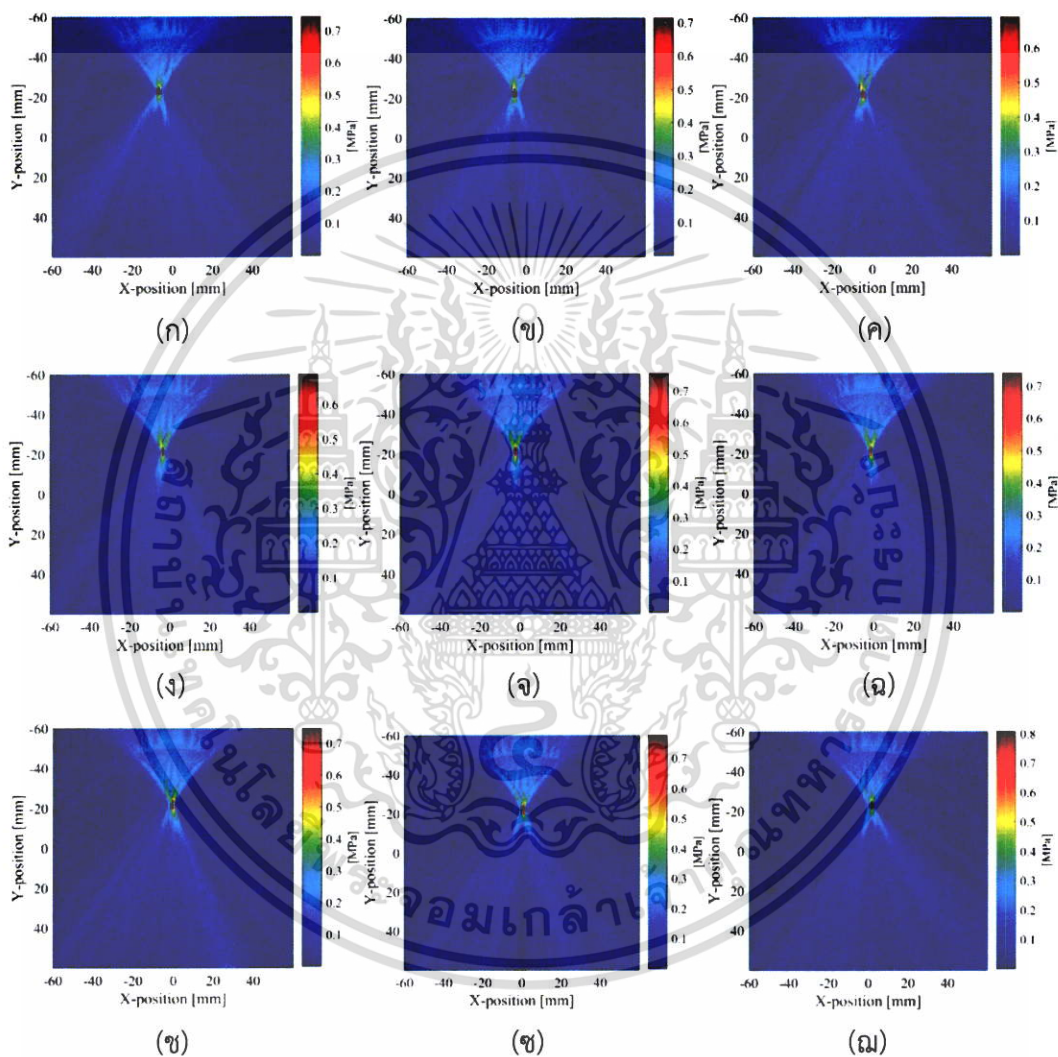
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



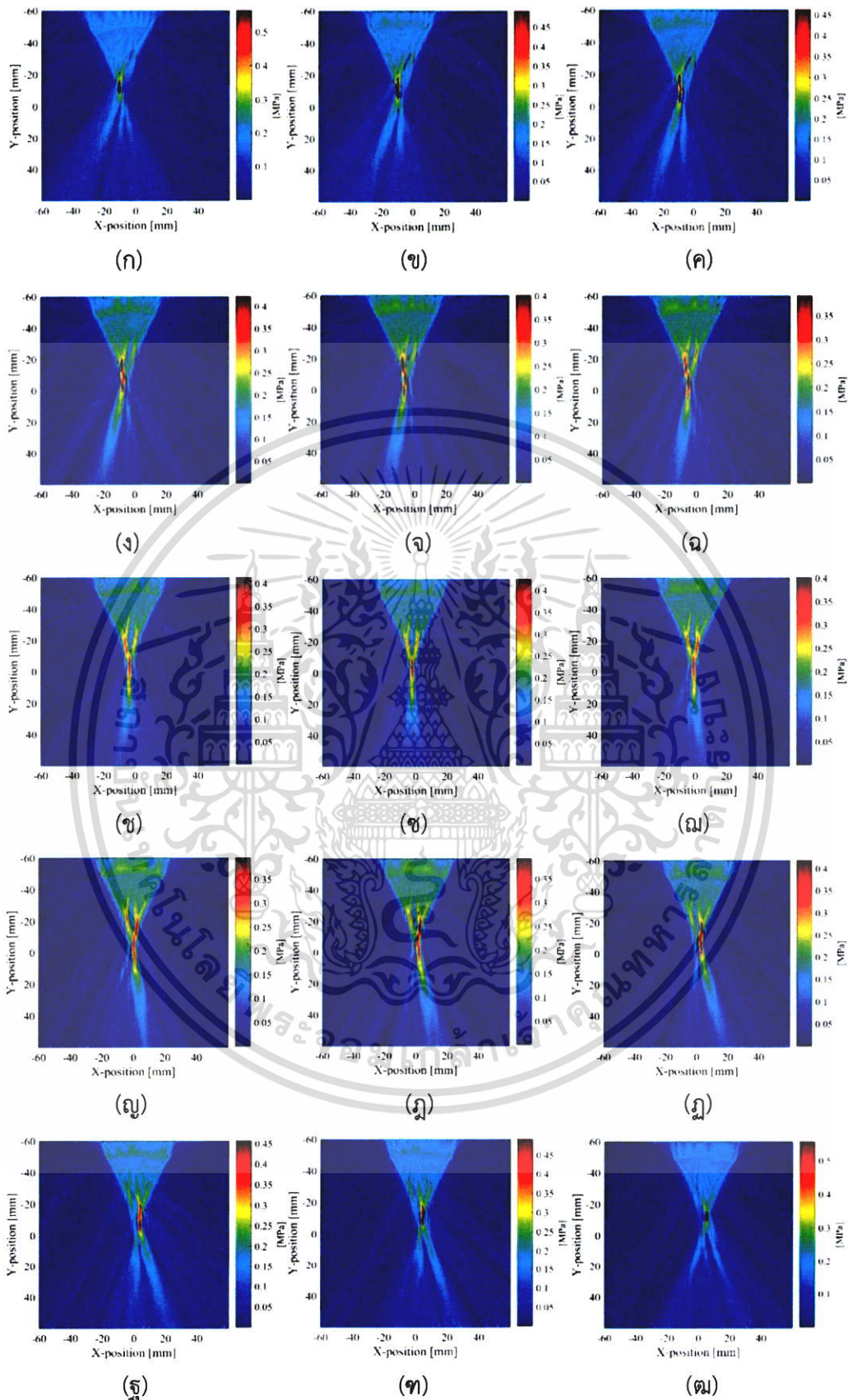
รูปที่ 4.113 หน้าคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกัน จากซ้ายไปขวา (ก-จ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.114 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโพกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

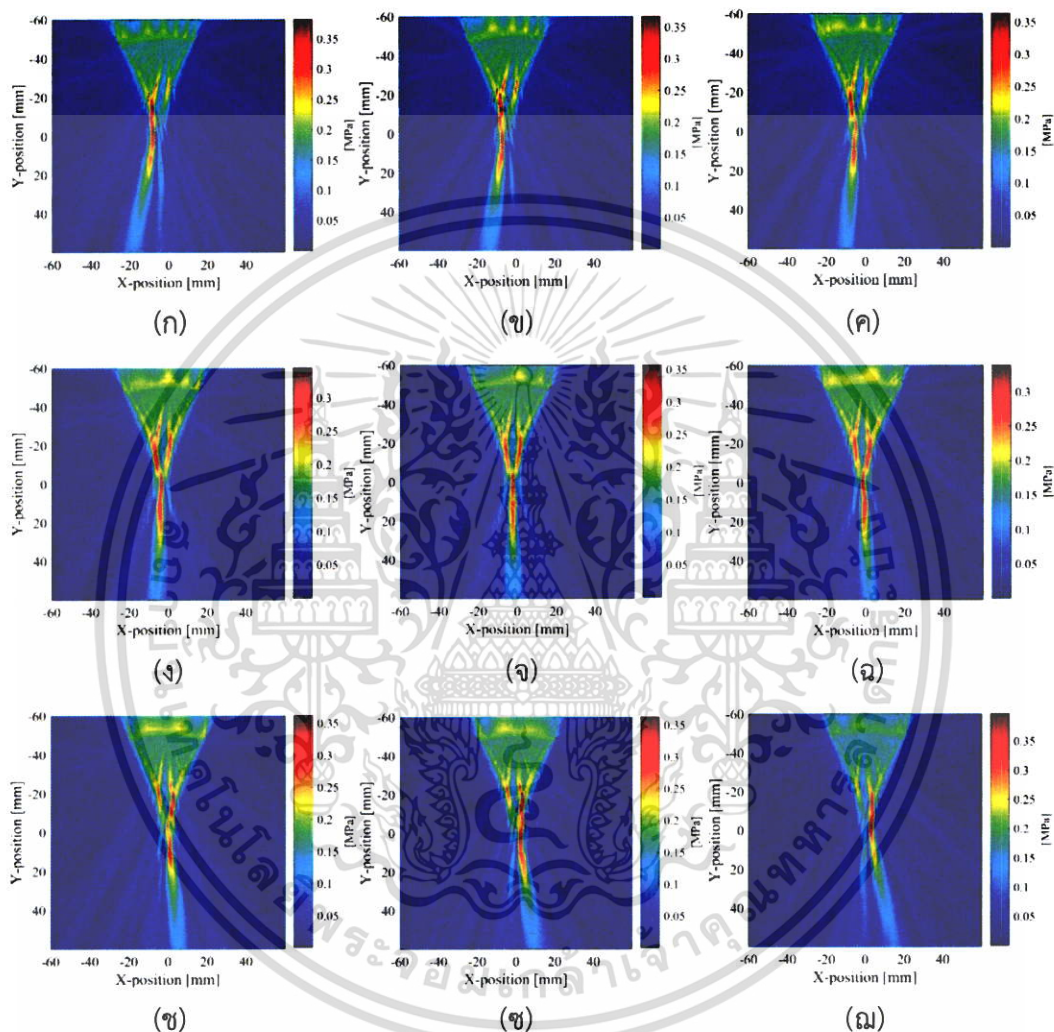
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.115 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโพกัสตำแหน่งที่

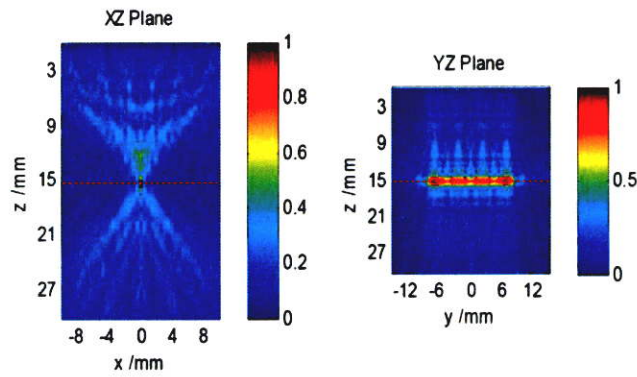
ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ต) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

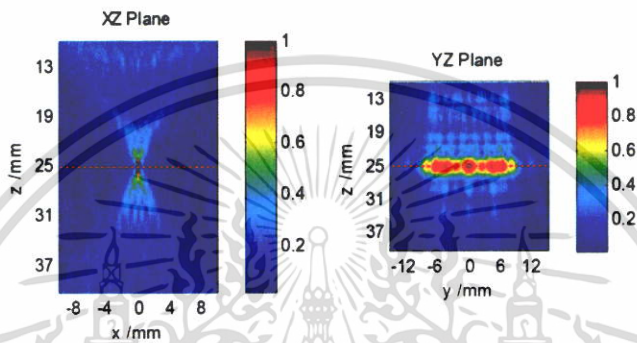


รูปที่ 4.116 ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ผ่านโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ม) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

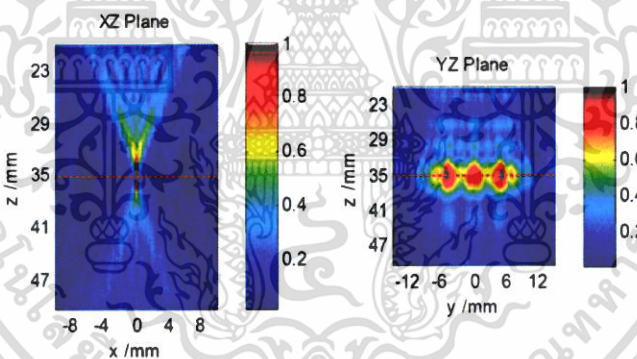
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



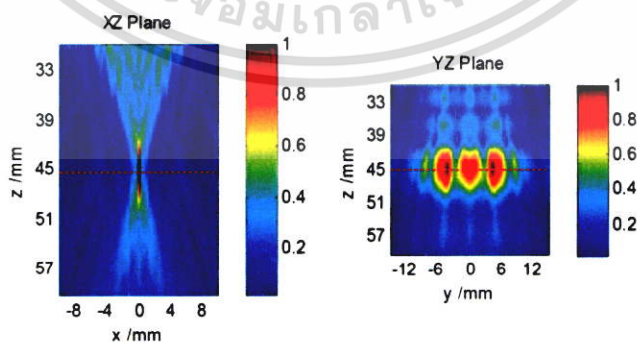
(ก)



(ข)



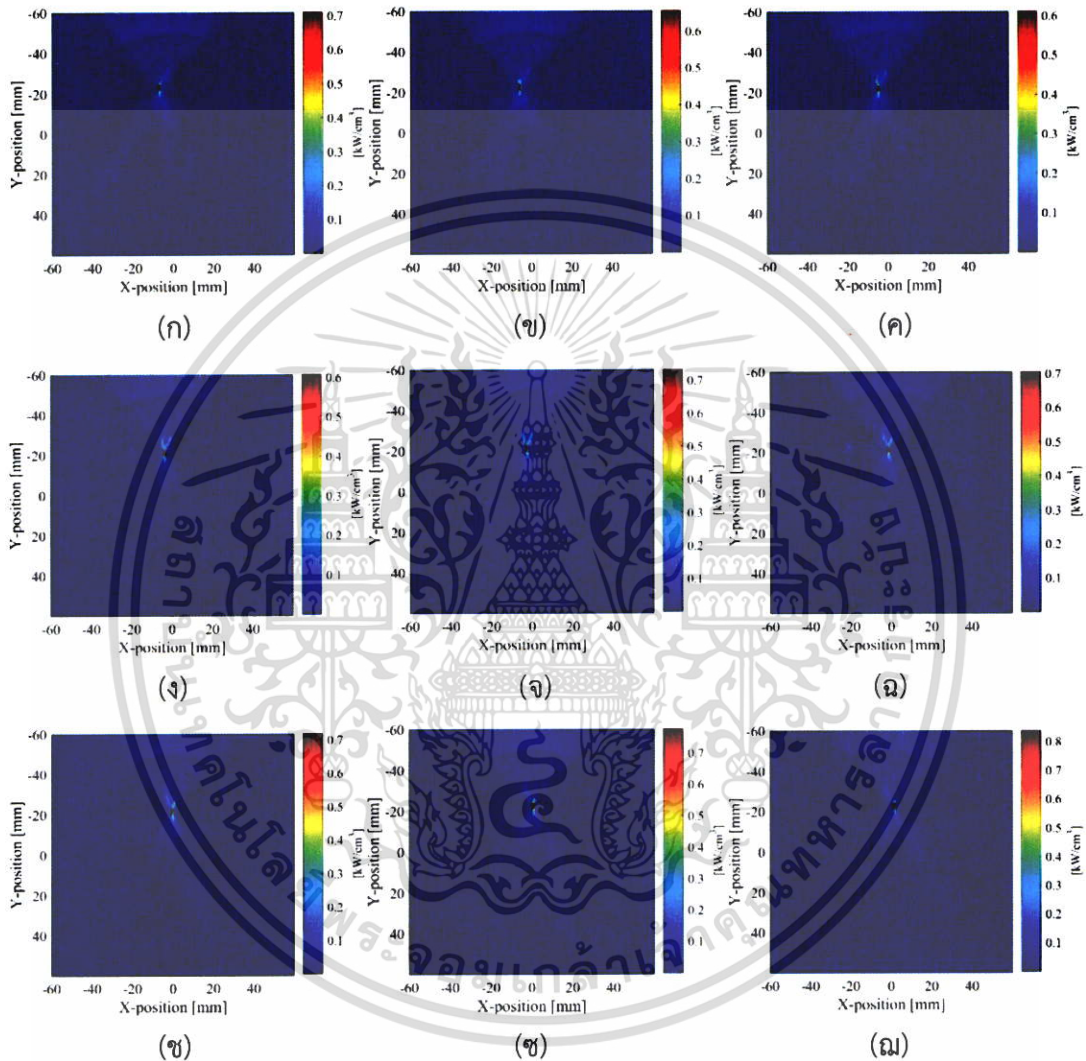
(ค)



(ง)

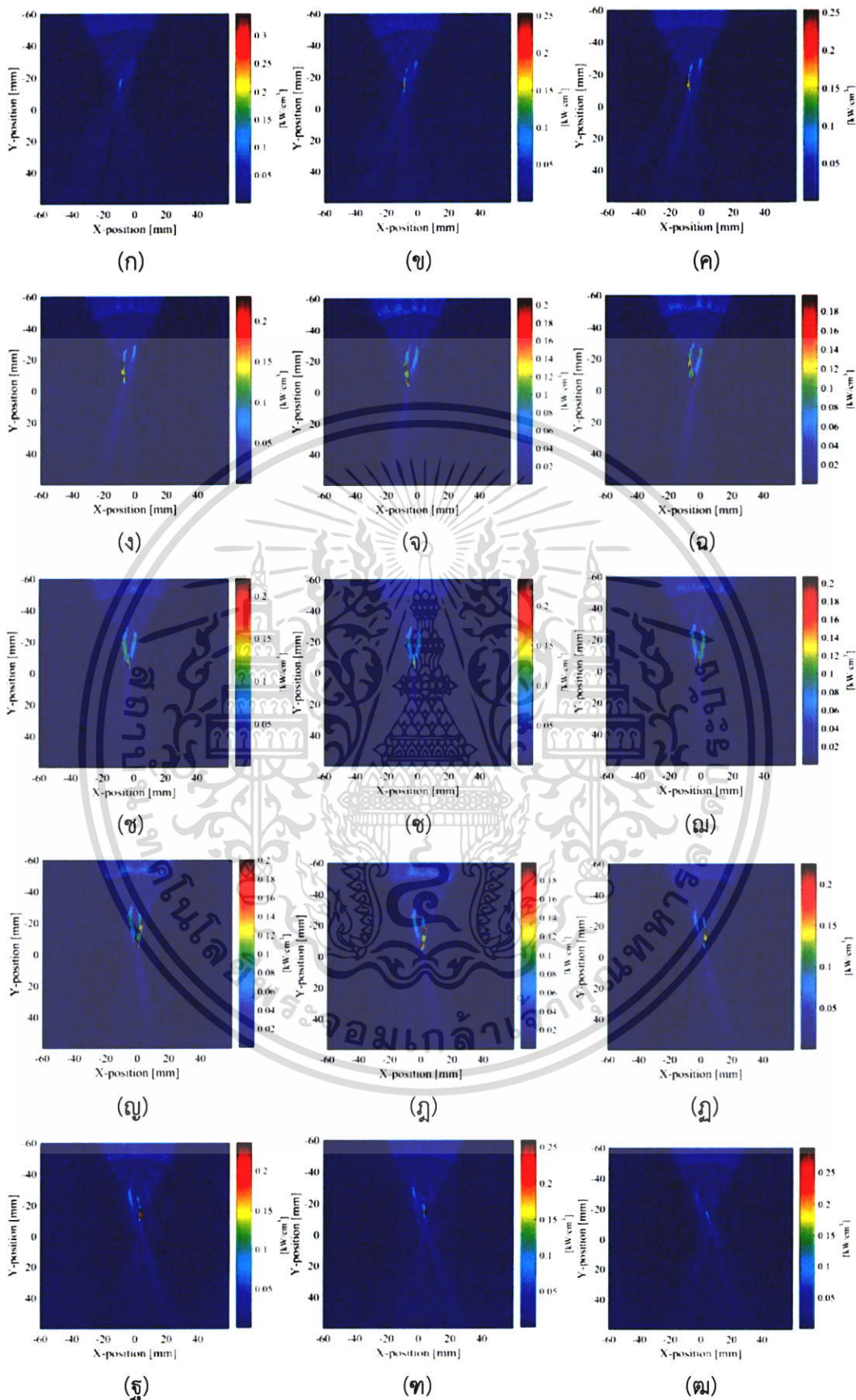
รูปที่ 4.117 การเปรียบเทียบความแตกต่างของความดันคลื่นอัลตราซาวด์ในระดับความลึกของจุด
โฟกัสต่างกันที่ ก, ข, ค, ง = 15, 25, 35, 45 mm ตามลำดับ สำหรับการตรวจจับเนื้อ
มะเร็งด้วยการถ่ายภาพแบบยืดหยุ่น [5]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



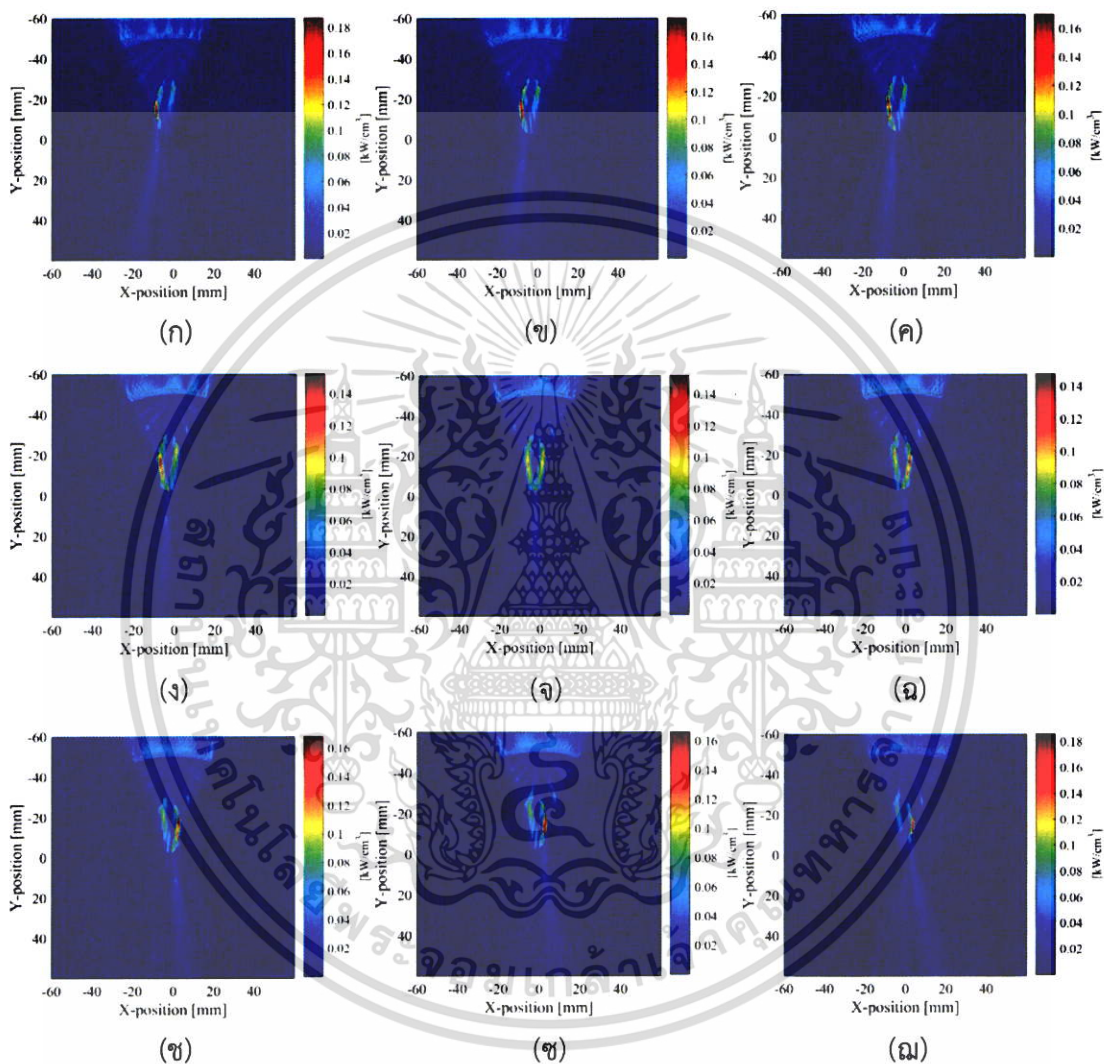
รูปที่ 4.118 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจาก
 สายไปขวา (ก-ณ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



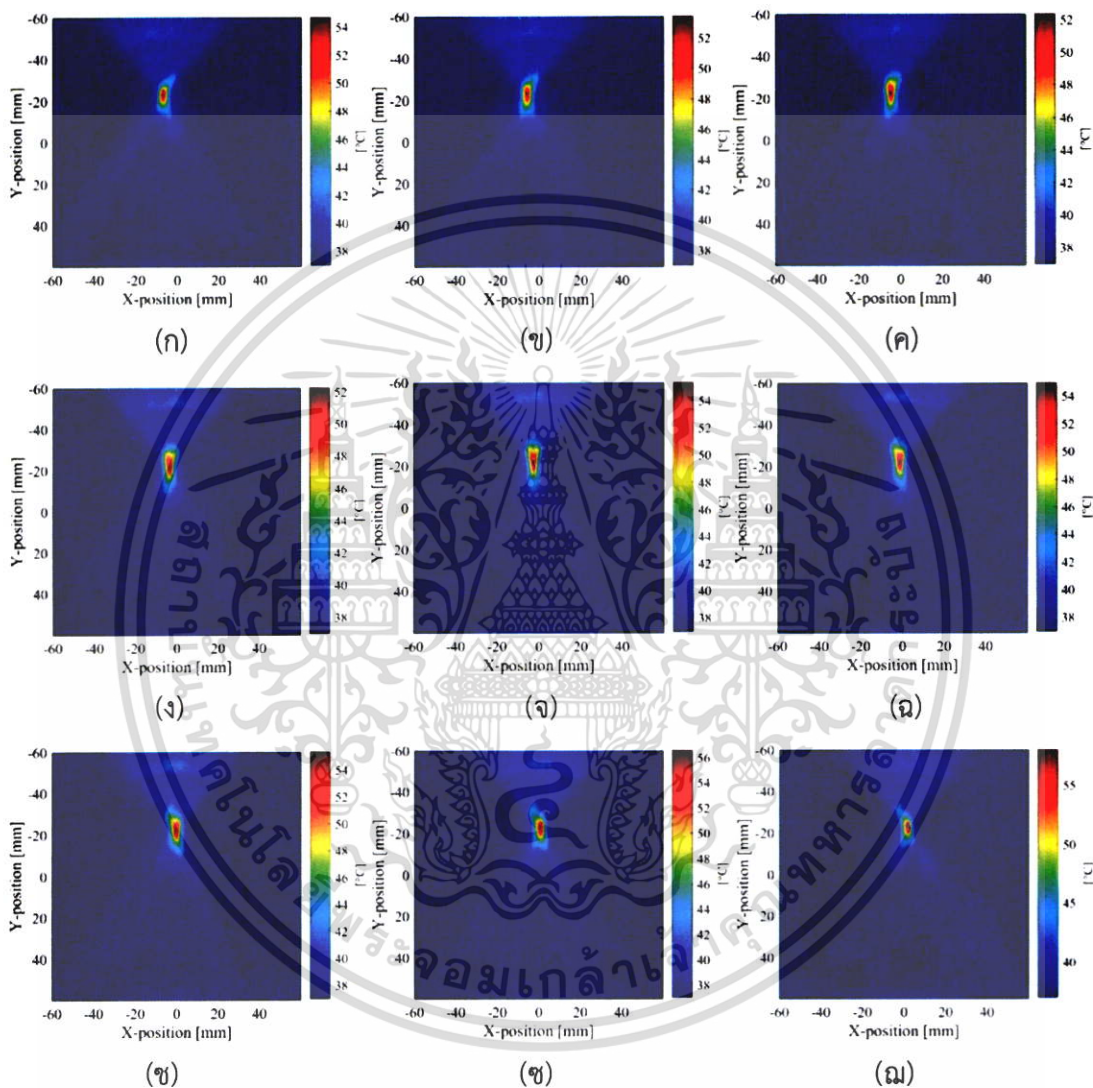
รูปที่ 4.119 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารถ่ายไปว่า (ก-ฅ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



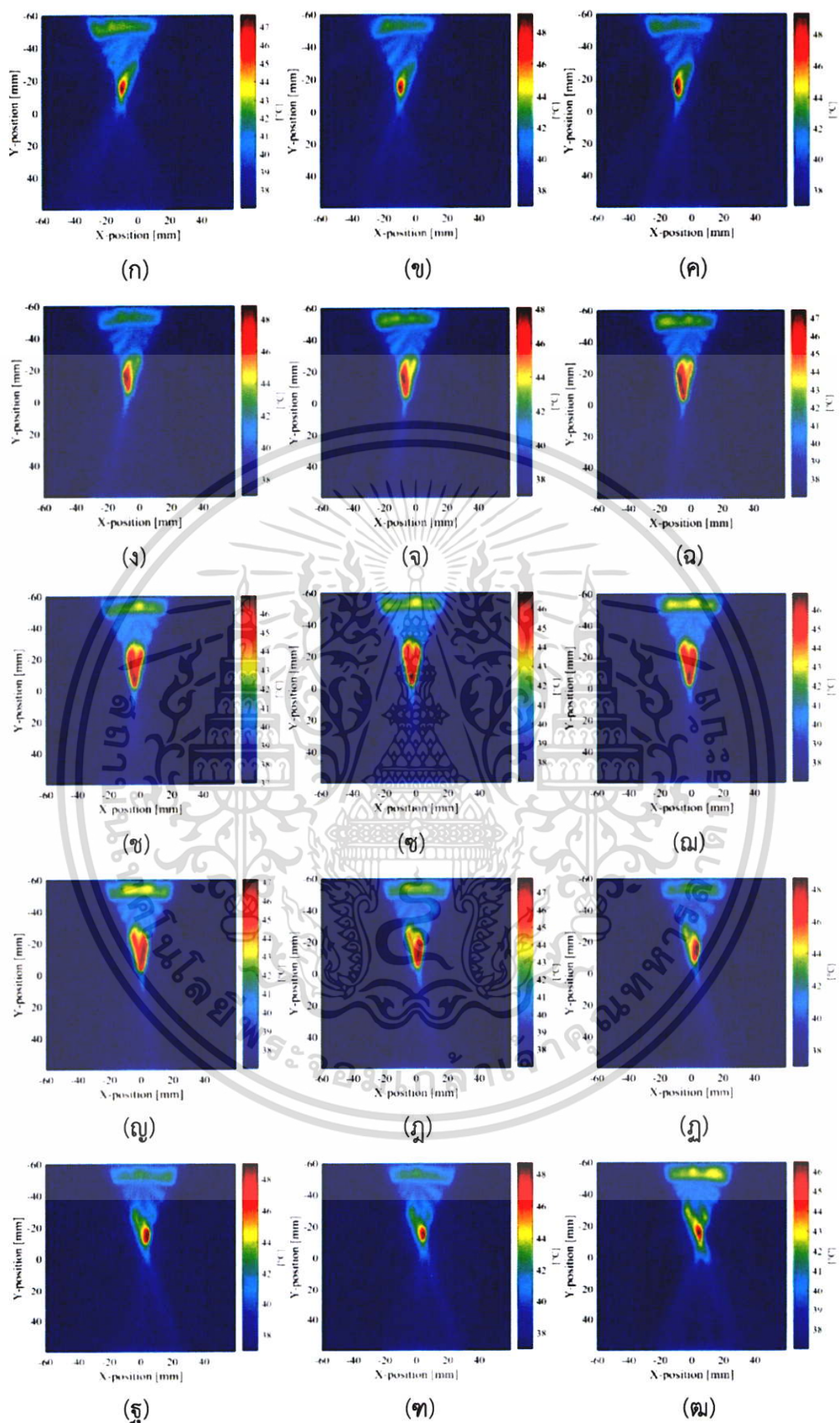
รูปที่ 4.120 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างเนื่อมะเร็งในเต้านมด้วยการไฟกสตำแหน่งที่ต่างกันจาก
 ซ้ายไปขวา (ก-ฉ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.121 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการไฟกัสดำแหน่งที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฅ) ในแถวที่ 1 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

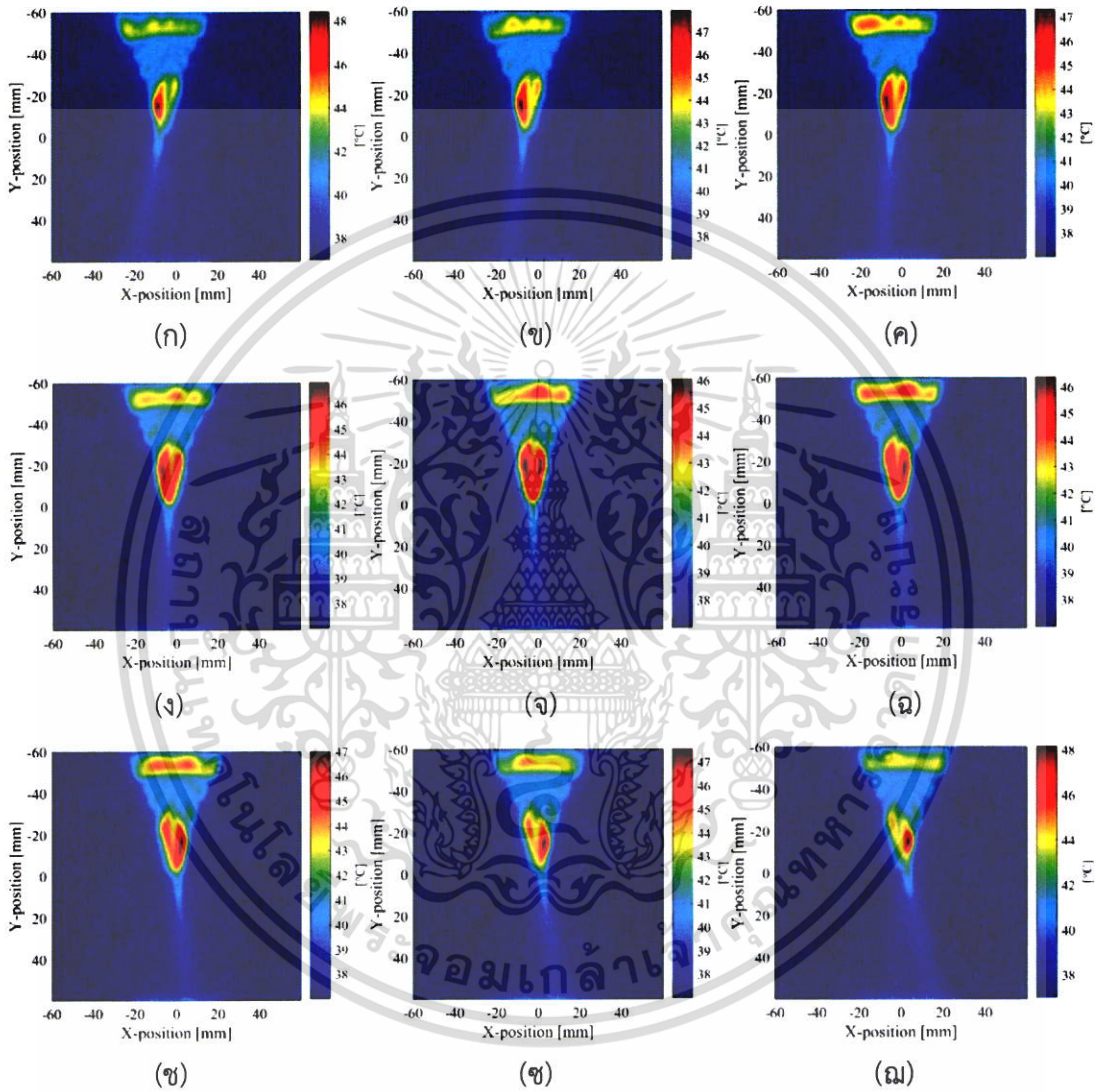
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.122 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการไฟกัสดำแหน่งที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา

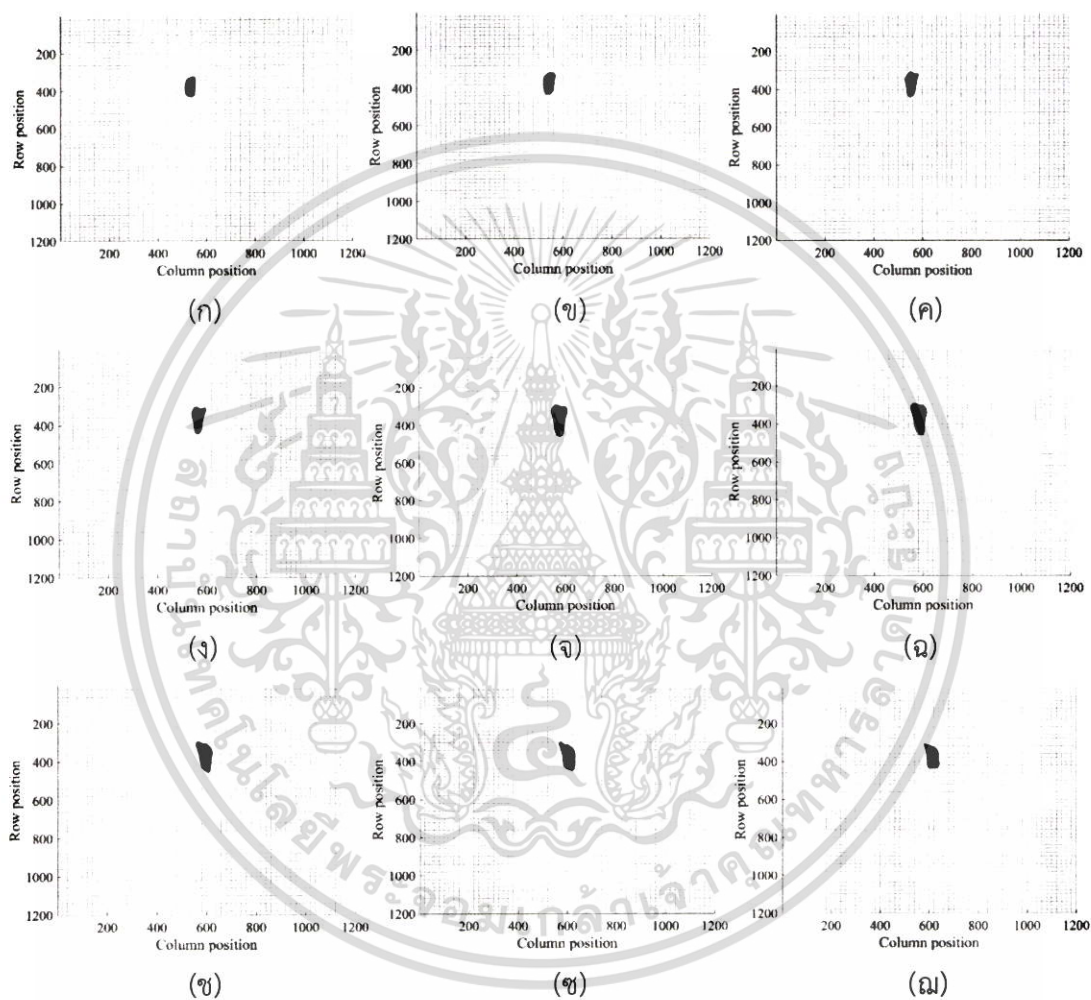
(ก-ฒ) ในแถวที่ 2 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



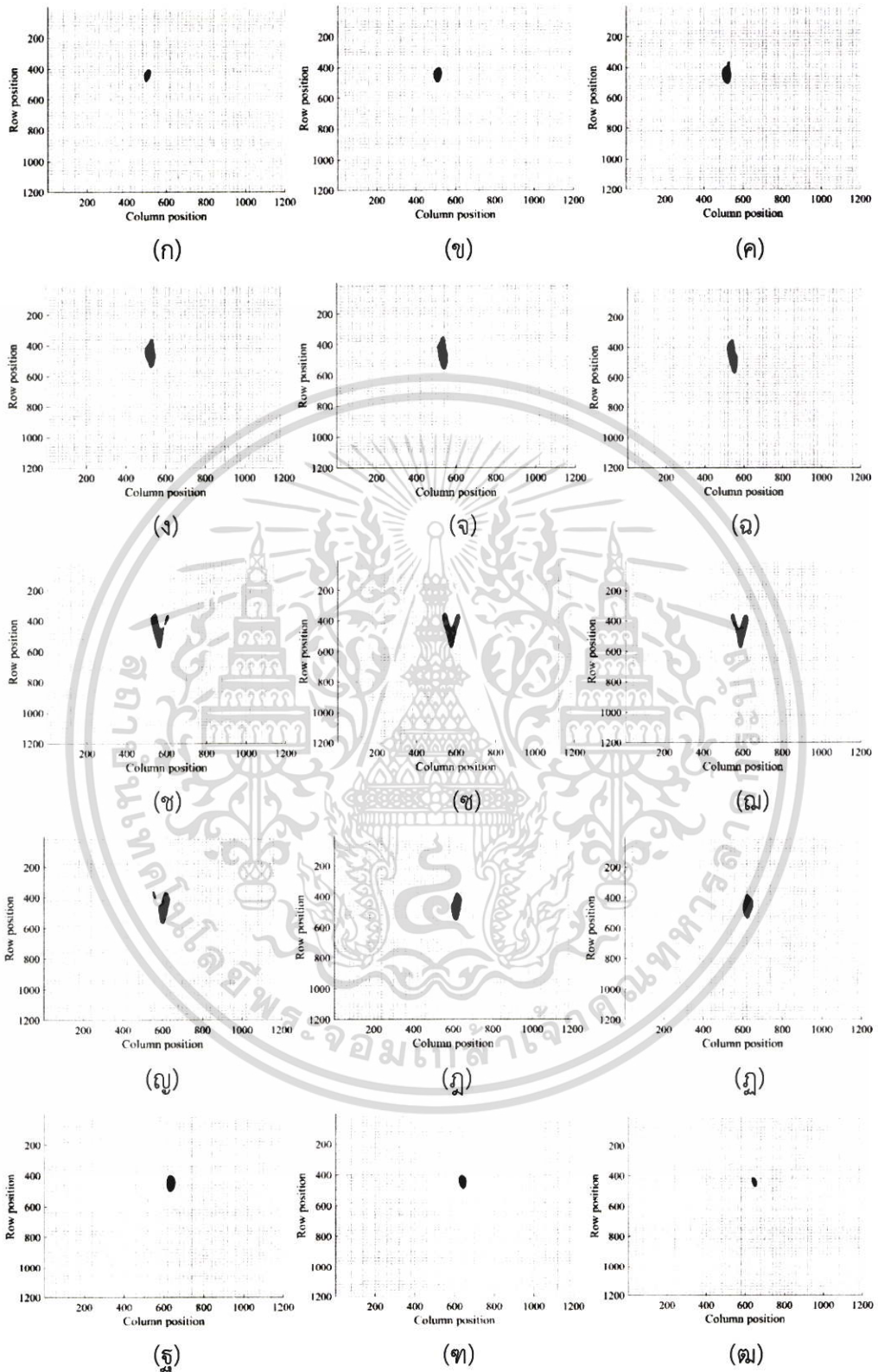
รูปที่ 4.123 อุณหภูมิบนโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสตำแหน่งที่ต่างกันจากซ้ายไปขวา (ก-ฅ) ในแถวที่ 3 บนเนื้อมะเร็งภายในแบบจำลอง 2 มิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



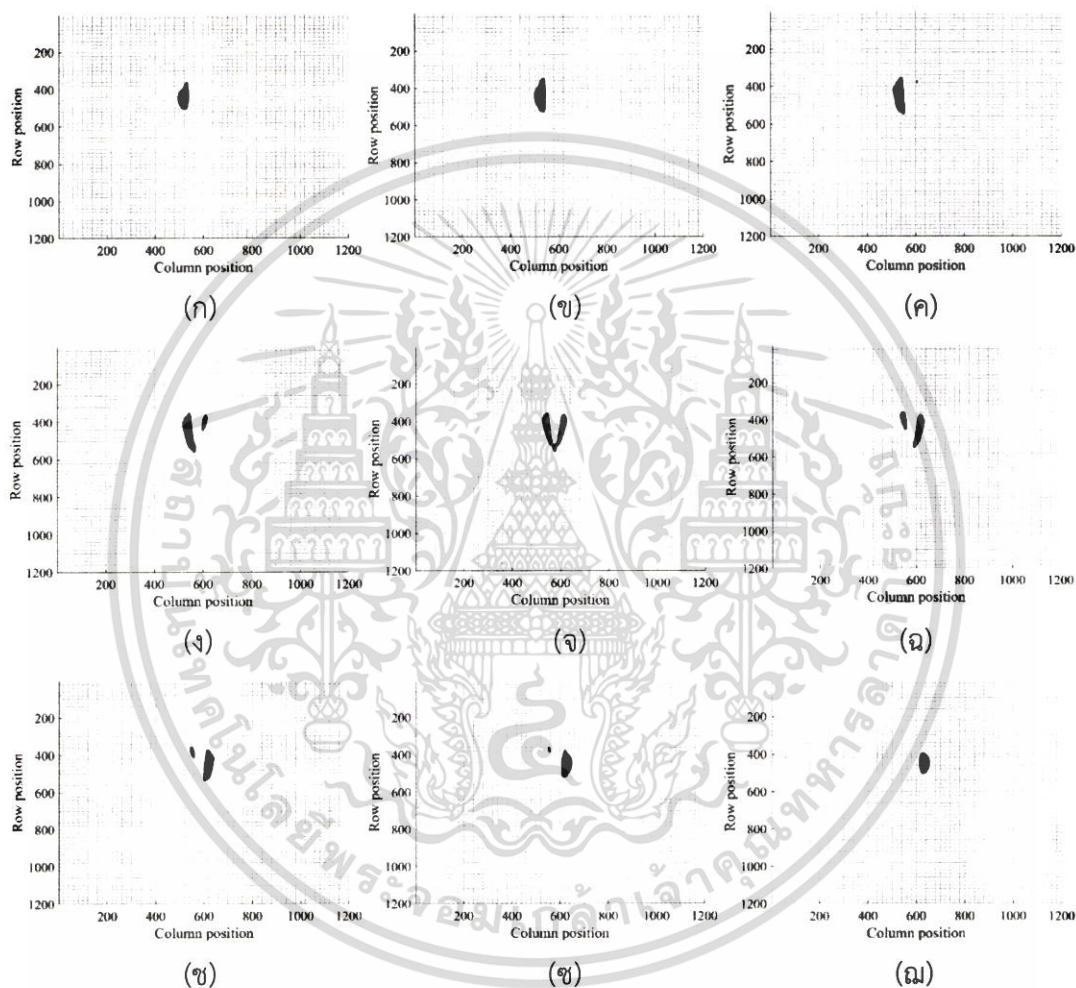
รูปที่ 4.124 การวิเคราะห์การตายของเนือมะเร็งในแถวที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



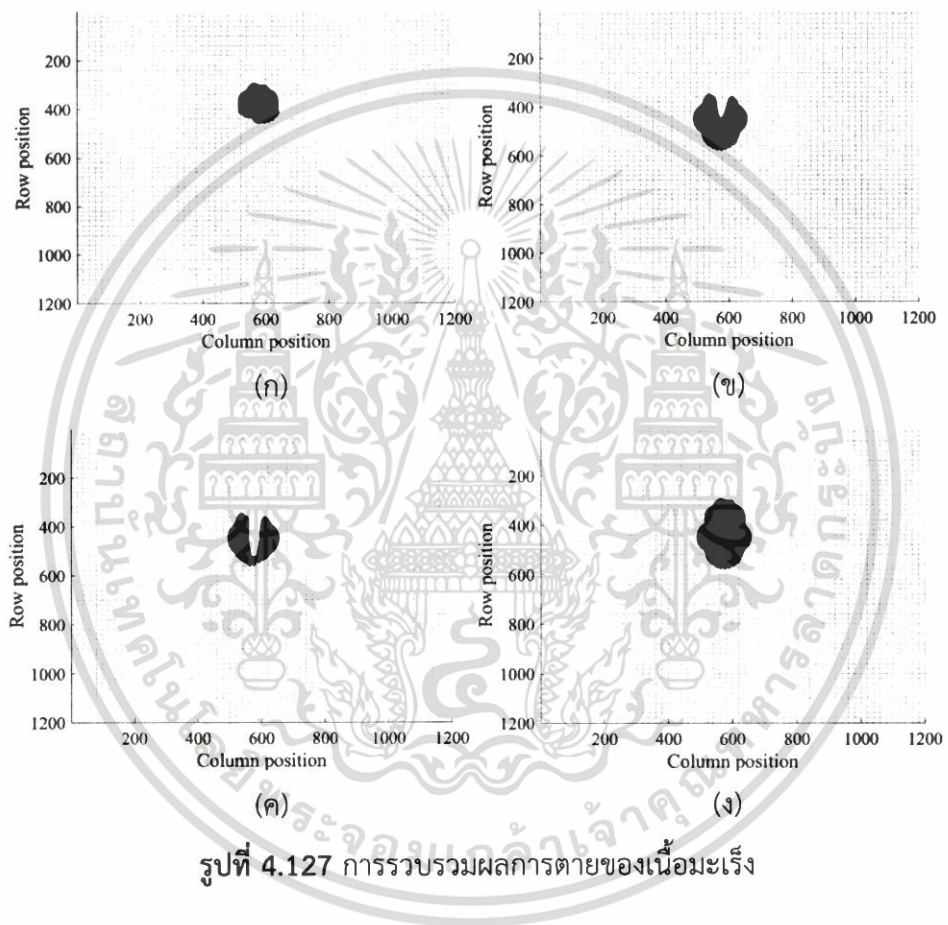
รูปที่ 4.125 การวิเคราะห์การตายของเนื้อมะเร็งในแถวที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.126 การวิเคราะห์การตายของเนือมะเร็งในแถวที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลไกทางด้านฟิสิกส์ของการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมด้วยการโฟกัสที่ตำแหน่งซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ในแนวความลึกที่ #1-#3 ด้วยลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High-intensity focused ultrasound: HIFU) ถูกแสดงดังตารางที่ 3-7 รายละเอียดกลไกทางด้านฟิสิกส์สำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งมีรายละเอียดดังนี้

ภาพการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ในแนวความลึกจุดโฟกัสที่ #1-#3 ภายในโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมแสดงดังตารางที่ 4.5 ลำอัลตราซาวด์ (สีน้ำตาลเข้ม) เคลื่อนที่จากต้นกำเนิดเลนส์เว้าไปยังโครงสร้างชั้นไขมันซึ่งประกอบด้วยท่อน้ำนม ต่อมน้ำนม เนื้อมะเร็ง ที่มีตำแหน่งการจัดวางที่ไม่เป็นแนวเดียวกัน จากนั้นลำอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ลู่เข้าสู่จุดโฟกัสบนเนื้อมะเร็งเนื่องจากต้นกำเนิดเป็นเลนส์เว้าที่มีลักษณะโค้ง สุดท้ายลำอัลตราซาวด์เริ่มเคลื่อนที่ออกจากเนื้อมะเร็งไปยังชั้นไขมันและชั้นกล้ามเนื้อตามลำดับผ่านรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ลำอัลตราซาวด์ที่ชั้นกล้ามเนื้อมีความเข้มต่ำ (สีน้ำตาลอ่อน) เนื่องจากการลดทอนลำอัลตราซาวด์โดยการกระเจิงกับการดูดกลืนของเนื้อเยื่อและการลดทอนลำอัลตราซาวด์โดยการหักเหกับการสะท้อนกลับที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน บริเวณที่ทำให้เกิดความแปรปรวนของลำอัลตราซาวด์ในโครงสร้างเต้านม คือ บริเวณโครงสร้างในชั้นไขมันที่ซับซ้อนและบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน บริเวณเหล่านี้ทำให้เกิดการกระจายตัวของลำอัลตราซาวด์ที่สะสมภายในโครงสร้างเต้านม

ภาพการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสซ้ายสุดและขวาสุดในแนวความลึกที่ #1-#3 ดังตารางที่ 3 แสดงให้เห็นว่าลำอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่จากจุดโฟกัสไปยังเนื้อมะเร็งและไปยังชั้นไขมันตามลำดับมีการหักเหอย่างชัดเจนที่ขอบด้านข้างของเนื้อมะเร็ง ดังนั้นความแปรปรวนของลำอัลตราซาวด์จากการหักเหของคลื่นสามารถสังเกตเห็นได้อย่างชัดเจนในแนวความลึกที่ #1 กับ #2 ที่รอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งกับชั้นไขมัน และในแนวความลึกที่ #3 ที่รอยต่อระหว่างชั้นไขมันกับชั้นกล้ามเนื้อ ภาพการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสกึ่งกลางในแนวความลึกที่ #1-#3 แสดงให้เห็นว่าลำอัลตราซาวด์ซึ่งเคลื่อนที่จากจุดโฟกัสลงมายังเนื้อมะเร็งไปยังชั้นไขมันและชั้นกล้ามเนื้อตามลำดับมีการหักเหของคลื่นที่ค่อนข้างสมมาตร นอกจากนี้ภาพการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ในแนวความลึกที่ #1 มีลักษณะจุดโฟกัสที่ยอมรับได้มากกว่าภาพการโฟกัสที่แนวความลึกที่ #2-#3 เนื่องจากรัศมีความโค้งเลนส์เว้าที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้จุดโฟกัสไม่คงรูปเดิมซึ่งสังเกตได้จากภาพได้อย่างชัดเจน

ภาพหน้าคลื่นลำอัลตราซาวด์ในตารางที่ 4.5 สัมพันธ์กันกับภาพแรงดันคลื่นลำอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสเดียวกันในแนวความลึกที่ #1-#3 ในตารางที่ 4.6 ความแปรปรวนของแรงดันคลื่นลำอัลตราซาวด์จากการหักเหของคลื่นที่ขอบด้านข้างของเนื้อมะเร็งสามารถสังเกตเห็นได้อย่างชัดเจนที่ภาพการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสซ้ายสุดและขวาสุดในแนวความลึกที่ #1-#2 ที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งกับชั้นไขมัน และในแถวที่ #3 ที่รอยต่อระหว่างชั้นไขมันกับชั้นกล้ามเนื้อ นอกจากนี้ภาพการโฟกัสอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสกึ่งกลางในแถวความลึกที่ #2 และ #3 ปรากฏบริเวณที่มีแรงดันคลื่นสูงอย่างชัดเจนด้านบนจุดโฟกัสในเนื้อมะเร็ง สิ่งนี้สามารถอธิบายและให้เหตุผลได้ว่าลำอัลตราซาวด์จากต้นกำเนิดเลนส์เว้าเคลื่อนที่เข้าและออกจากเนื้อมะเร็งผ่านรอยต่อระหว่างชั้นไขมันกับเนื้อมะเร็ง อันตรกิริยาของคลื่นที่บริเวณรอยต่อนี้มี 3 รูปแบบ ได้แก่ การส่งผ่านการหักเห และการสะท้อนกลับ อันตรกิริยาเหล่านี้ทำให้คลื่นกระจายตัวสะสมกันในเนื้อมะเร็ง จนกระทั่งเกิดบริเวณที่มีแรงดันคลื่นสูงใกล้เคียงแรงดันที่จุดโฟกัส

ลำอัลตราซาวด์มีการสูญเสียพลังงานในระหว่างการเคลื่อนที่จากต้นกำเนิดเลนส์เว้าผ่านโครงสร้างเต้านม การสูญเสียพลังงานของคลื่นในอันดับแรกเกิดขึ้นจากการลดทอนด้วยการกระเจิงกับเนื้อเยื่อ คลื่นที่มีการสูญเสียพลังงานจากการกระเจิงที่มากเพียงพอถูกดูดกลืนโดยเนื้อเยื่อ การสูญเสียพลังงานของคลื่นนั้นถูกแปรสภาพเป็นความร้อนบนเนื้อเยื่อในโครงสร้างเต้านม จากนั้นลำอัลตราซาวด์เคลื่อนที่เข้าสู่จุดโฟกัสซึ่งเป็นจุดรวมแรงดันคลื่นอัลตราซาวด์ จุดโฟกัสนี้มีความร้อนสูง ดังนั้นภาพแรงดันคลื่นอัลตราซาวด์ในตารางที่ 4.6 สัมพันธ์กันกับภาพความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ด้วยการโฟกัสที่ตำแหน่งจุดโฟกัสเดียวกันในแถวความลึกที่ #1-#3 ดังตารางที่ 4.7 ภาพความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ในตารางที่ 4.7 เป็นความร้อนเริ่มต้นสำหรับการทำลายเนื้อมะเร็งจากต้นกำเนิด HIFU ความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ถูกใช้สำหรับการรักษาในระยะเวลาที่ 30, 50, 60 วินาที ต่อ 1 จุดโฟกัสด้วยการโฟกัสในแถวความลึกที่ #1-#3 ตามลำดับ ความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ถ่ายเทจากบริเวณที่อุณหภูมิสูงไปยังบริเวณที่อุณหภูมิต่ำบนเนื้อมะเร็งและมีแนวโน้มอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นกับเวลาที่เปลี่ยนไป ดังนั้นขอบเขตการแพร่ทางความร้อนในเนื้อมะเร็งมีขนาดใหญ่ขึ้นตามการเปลี่ยนแปลงของเวลาจากภาพในตารางที่ 4.7 ไปเป็นภาพในตารางที่ 4.8 ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสเดียวกันในแถวความลึกที่ #1-#3

ภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากการทำลายด้วยอุปกรณ์ HIFU แสดงดังตารางที่ 4.9 พื้นที่สีดำในแต่ละภาพของตารางที่ 4.9 คือ บริเวณที่เนื้อมะเร็งตายด้วยเงื่อนไขความร้อนที่ 45 °C ภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากการโฟกัสอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งซ้ายสุดและขวาสุดในแถวความลึกที่ #1-#3 แสดงให้เห็นว่ามีการกักกันการถ่ายเทความร้อนที่บริเวณขอบของเนื้อมะเร็ง ความร้อนส่วนน้อยสามารถแพร่ผ่านรอยต่อจากเนื้อมะเร็งไปชั้นไขมัน ความร้อนส่วนใหญ่มีการแพร่กลับไปภายในเนื้อมะเร็งดังภาพในตารางที่ 4.8 ดังนั้นภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากการโฟกัสที่ตำแหน่งซ้ายสุดและขวาสุดในแถวความลึกที่ #1-#3 จึงมีรูปร่างของพื้นที่การตายอยู่ชิดที่ขอบของเนื้อมะเร็งดังตารางที่ 4.9 ภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากการโฟกัสอัลตราซาวด์ที่ตำแหน่งจุดโฟกัสกึ่งกลางในแถวความลึกที่ #1-#3 ดังตารางที่ 4.9 มีลักษณะคล้ายคลึงกับอักษร “V” ที่ระดับความลึกเพิ่มขึ้นเนื่องจากอันตรกิริยาของคลื่นกับเนื้อเยื่อที่บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อมะเร็งกับชั้นไขมันที่ได้กล่าวไปแล้วทำให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรากฏบริเวณที่มีแรงดันคลื่นสูงใกล้เคียงแรงดันที่จุดโฟกัสดังตารางที่ 4.7 บริเวณที่กล่าวนี้จะมีขอบเขตที่กว้างขึ้นจากการแพร่ของความร้อนกับเวลาที่เปลี่ยนไปดังตารางที่ 4.8

การรวบรวมภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากการโฟกัสลำอัลตราซาวด์ทุกตำแหน่งในแต่ละแถวความลึกแสดงดังภาพด้านขวาของตารางที่ 4.9 การรวบรวมภาพการตายในทุกแถวความลึกดังภาพด้านล่างของตารางที่ 4.9 แสดงให้เห็นว่าพื้นที่สีดำซึ่งเป็นบริเวณที่เนื้อมะเร็งตายจากเงื่อนไขความร้อนที่ 45 °C ปรากฏอย่างครอบคลุมและอย่างเฉพาะเจาะจงภายในขอบเขตของเนื้อมะเร็ง ผลการรวบรวมข้อมูลการตายของเนื้อมะเร็งนี้บ่งชี้ว่าโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมถูกทำลายด้วยความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสอย่างมีประสิทธิภาพ เนื้อเยื่อปกติที่อยู่ล้อมรอบเนื้อมะเร็งไม่ได้รับความเสียหาย โครงสร้างเต้านมที่ลำอัลตราซาวด์เคลื่อนที่ผ่านจากต้นกำเนิดก็ไม่ได้ได้รับความเสียหายจากความร้อนเช่นเดียวกัน ระยะเวลาที่ใช้ทำลายเนื้อมะเร็งจากการโฟกัสหมดทุกจุดโฟกัสคือ 26 นาที

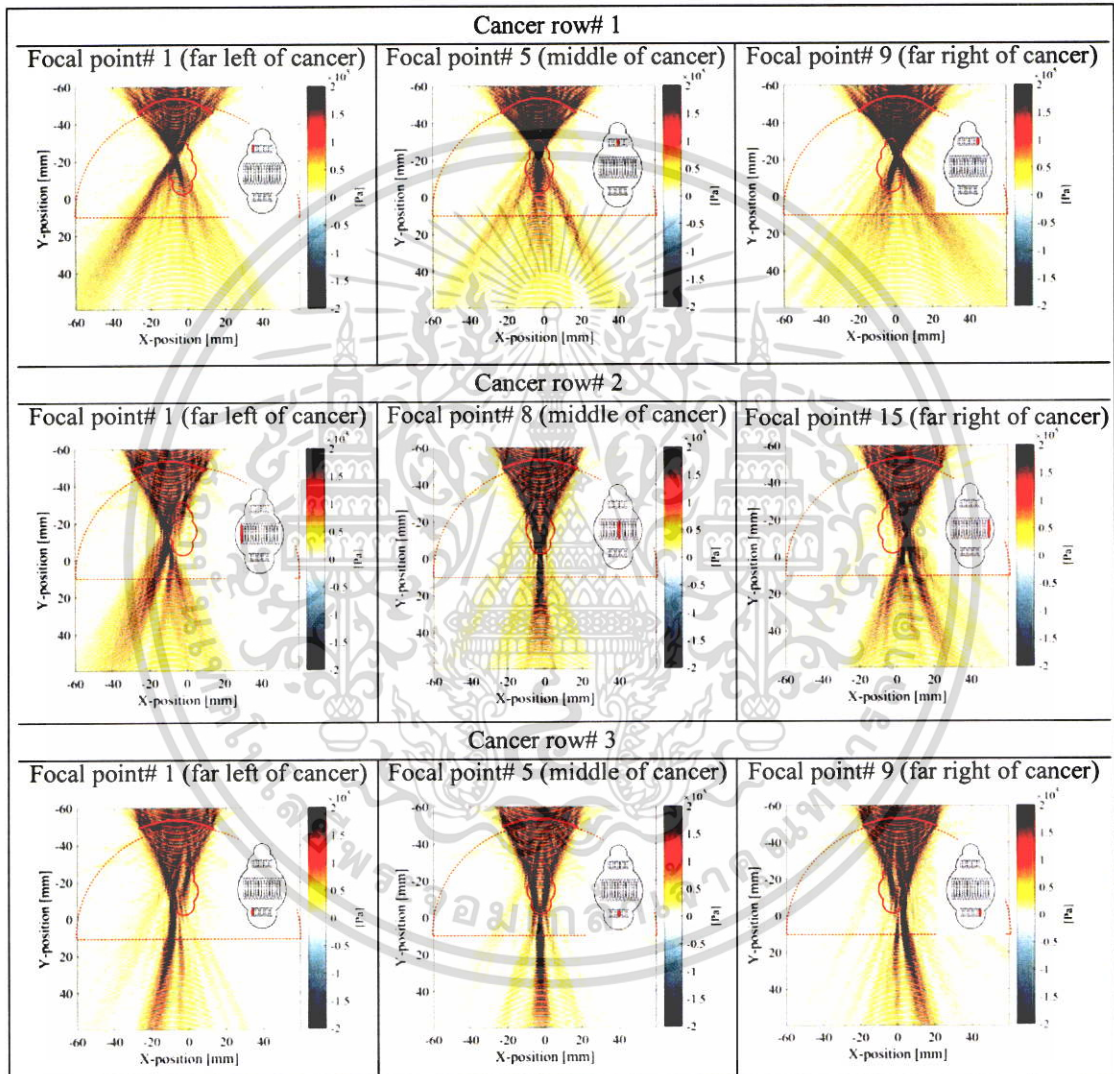
งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อต้องการทำลายมะเร็งด้วยการรักษารูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียอย่างมีประสิทธิภาพด้วยลำอัลตราซาวด์ที่ปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติ มะเร็งเต้านมในระยะแรกที่ขนาดประมาณ 2 cm เป็นที่น่าสนใจสำหรับงานวิจัยนี้เนื่องจากอัตราการเกิดโรคมะเร็งเต้านมและอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมมีแนวโน้มสูงมากเมื่อเปรียบเทียบกับโรคมะเร็งประเภทอื่นๆ มะเร็งที่ระยะแรกเริ่มรักษาง่ายที่สุดเนื่องจากอัตราการแพร่กระจายไปทั่วทั้งร่างกายที่ค่อนข้างต่ำ อุปกรณ์ที่ถูกต้องสมมุติฐานว่าสามารถทำลายเนื้อมะเร็งระยะแรกได้อย่างมีประสิทธิภาพและไม่ทำให้นเนื้อเยื่อปกติในโครงสร้างเต้านมได้รับความเสียหาย คือ อุปกรณ์ลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัส (High-intensity focused ultrasound: HIFU) งานวิจัยนี้จึงสร้างแบบจำลองการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านม 2 มิติ เพื่อประเมินและวางแผนการรักษาเนื้อมะเร็งเต้านมด้วยอุปกรณ์ HIFU ผลจากการคำนวณในแบบจำลองมะเร็งเปิดเผยว่าอุปกรณ์ HIFU ทำลายเนื้อมะเร็งในเต้านมที่ระยะแรกที่มีความลึกภายในโครงสร้างเต้านมได้อย่างมีประสิทธิภาพ อุปกรณ์นี้ยังไม่สร้างความเสียหายกับเนื้อเยื่อปกติในโครงสร้างเต้านมอีกด้วย ดังนั้นผลการทำลายโครงสร้างเนื้อมะเร็งในเต้านมในแบบจำลองจึงมีความสอดคล้องกับวัตถุประสงค์และสมมุติฐานของงานวิจัย

นอกจากนี้ระยะเวลาการรักษาเนื้อมะเร็งในระยะแรกด้วยการโฟกัสจากอุปกรณ์ HIFU จากแบบจำลองถูกนำไปใช้เพื่อวางแผนรักษาผู้ป่วยทางด้านคลินิก ขนาด ตำแหน่ง และ รูปร่างของโครงสร้างเนื้อมะเร็งรวมถึงโครงสร้างเต้านมในแบบจำลองถูกปรับเปลี่ยนได้ตามความต้องการ เพื่อให้สอดคล้องกับการวางแผนรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งเต้านมในระยะอื่นๆของผู้ป่วยได้อย่างสะดวก แบบจำลองการทำลายมะเร็งด้วยอุปกรณ์ HIFU ใน 2 มิติ สามารถนำไปประยุกต์เพื่อรักษาโรคมะเร็งหลายชนิด ยกตัวอย่างเช่น มะเร็งที่เนื้อสมอง หรือ มะเร็งที่จอประสาทตา เป็นต้น เนื่องจากกล่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

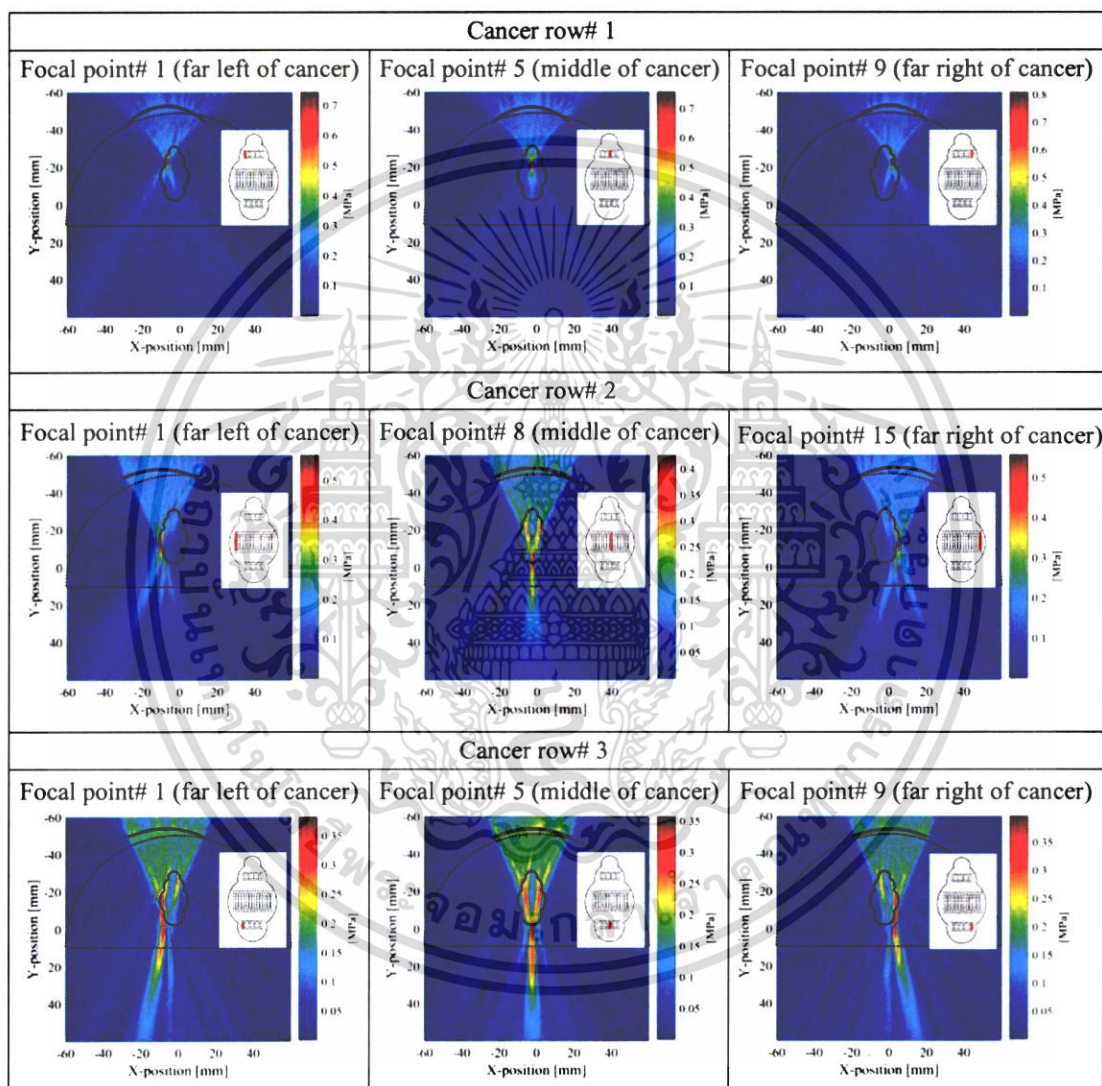
เครื่องมือ K-wave ในซอฟต์แวร์แมทแลบมีฟังก์ชันรูปทรงเรขาคณิตพื้นฐานสำหรับโครงสร้างภายในร่างกายมนุษย์ พารามิเตอร์ทางเสียงและทางความร้อนเชิงซีวะของเนื้อเยื่อเป็นสิ่งสำคัญเพื่อระบุประเภทของเนื้อเยื่อและโครงสร้างเนื้อเยื่อปกติที่ล้อมรอบเนื้อเยื่อที่สนใจภายในร่างกายผู้ป่วย

ตารางที่ 4.5 การกระจายตัวของหน้าคลื่นบนโครงสร้างมะเร็งในด้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส



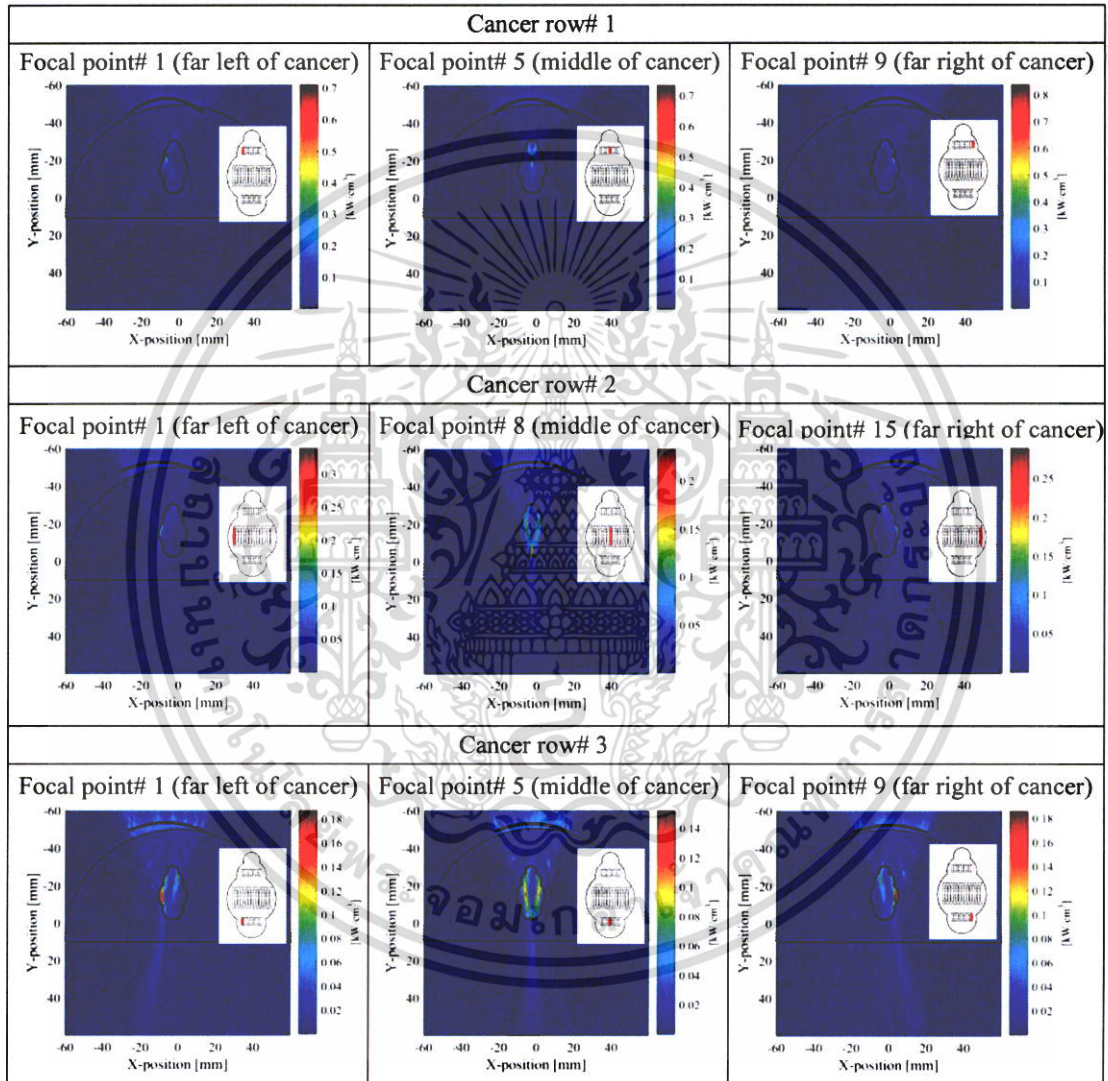
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.6 การกระจายตัวของแรงดันคลื่นบนโครงสร้างมะเร็งในด้านจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส



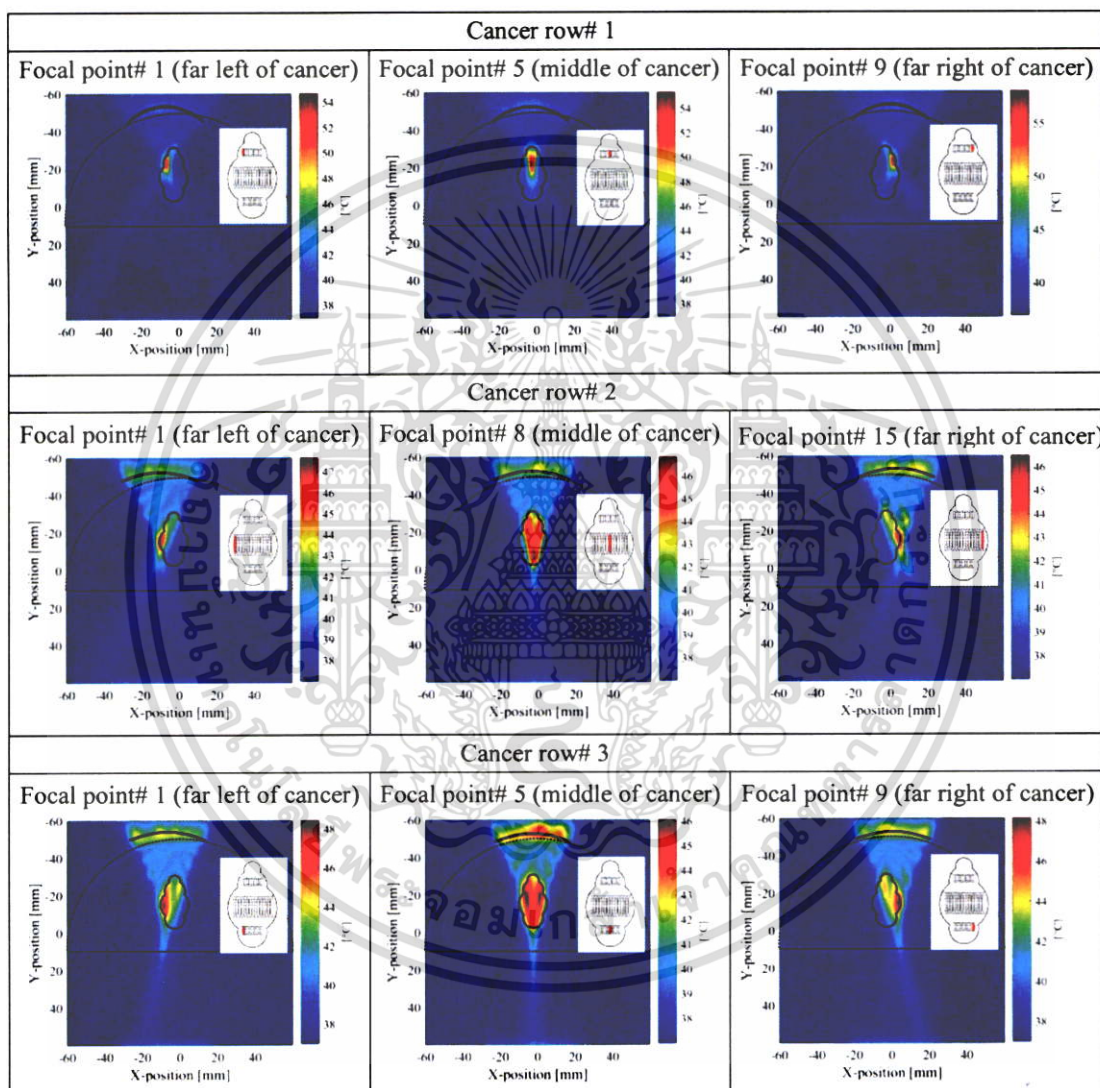
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 การสะสมความร้อนบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส



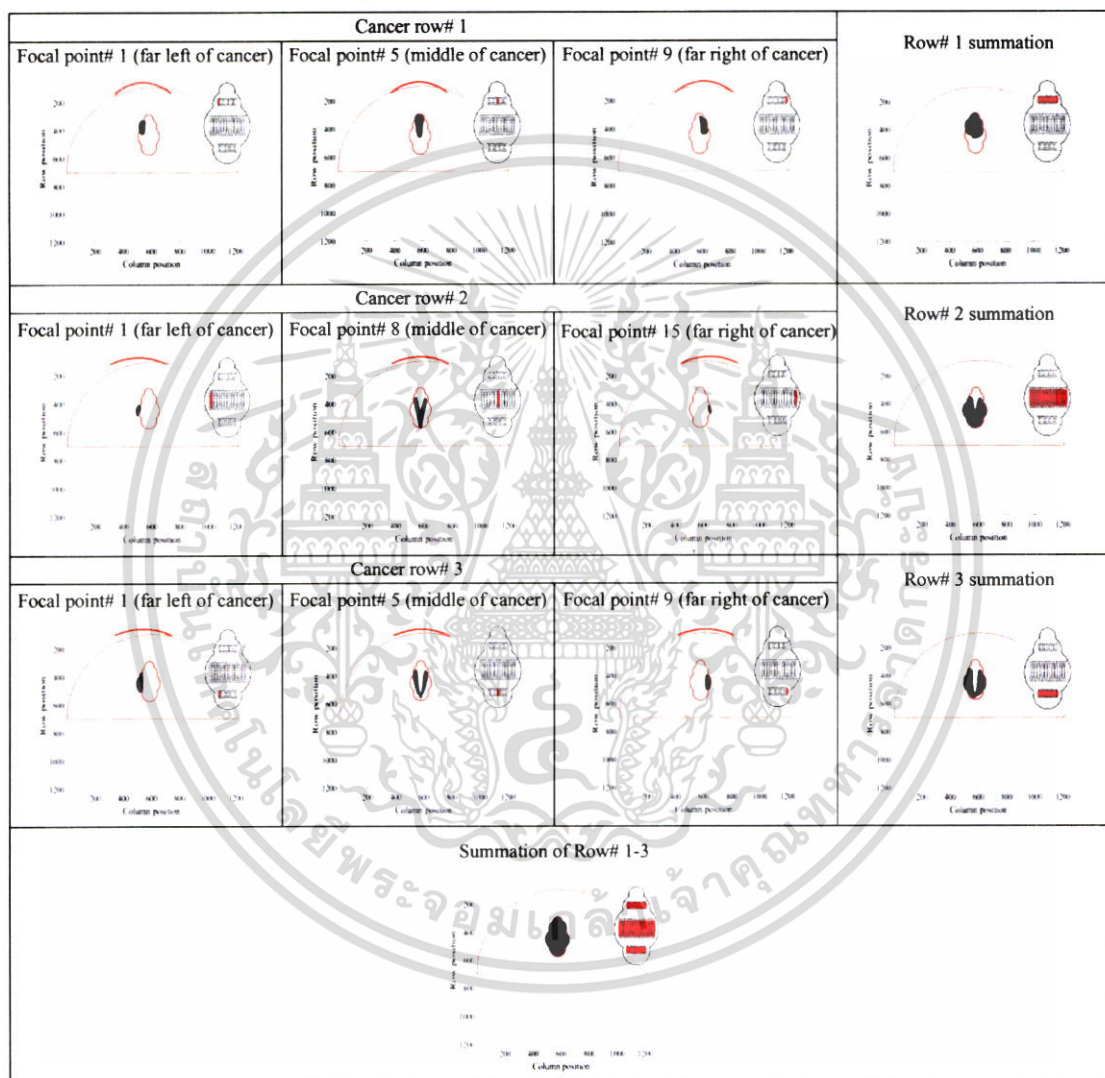
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.8 อุณหภูมิบนโครงสร้างมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9 ผลการตายของเนื้อมะเร็งในเต้านมจากการโฟกัสของอุปกรณ์ HIFU ที่ตำแหน่ง ซ้ายสุด กึ่งกลาง และ ขวาสุด ของแต่ละแถวความลึกโฟกัส



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำลายเนื้อมะเร็งเต้านมในรูปแบบการรักษาด้วยความร้อน หรือ ไฮเปอร์เทอร์เมีย ปราศจากการทำลายเนื้อเยื่อปกติที่ล้อมรอบเนื้อมะเร็งโดยการสร้างแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็ง รายละเอียดมีดังนี้

5.1.1 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ

การทำลายเนื้อมะเร็งในแบบจำลอง 1 มิติ ใช้ลำอัลตราซาวด์คู่เป็นต้นกำเนิดความร้อนเพื่อหาตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่เหมาะสมที่สุดที่ใช้ระยะเวลาสำหรับการรักษาที่น้อยที่สุด เนื้อมะเร็งทรงกลม ตามแนวรัศมีที่ 1 cm มีตำแหน่งที่ $x_1 - x_{11}$ เนื้อเยื่อปกติอยู่ใกล้กันเนื้อมะเร็งมีตำแหน่งที่ $x_{12} - x_{13}$ ความร้อนของลำอัลตราซาวด์คู่ คือ $BH = 50-75\text{ }^{\circ}\text{C}$ ลำอัลตราซาวด์ที่ 1 และลำที่ 2 ถูกวางถาวรบนเนื้อมะเร็งที่ตำแหน่ง x_1 และ ที่ตำแหน่ง $x_2 - x_{11}$ ในแบบจำลองตามลำดับ ผลจากแบบจำลองพบว่า ตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ที่เหมาะสมที่สุดบนเนื้อมะเร็งคือ $x_7 = 6\text{ mm}$ ระยะเวลาที่ใช้รักษากับต้นกำเนิดความร้อนที่ 50, 55, 60, 65, 70, 75 $^{\circ}\text{C}$ คือ 54, 37, 29, 25, 22, 20 นาที ตามลำดับ ต่อ 1 จุด ลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ดังนั้นสำหรับตำแหน่งลำอัลตราซาวด์ที่ 2 ทั้งหมด 10 จุด ระยะเวลารักษากับต้นกำเนิดความร้อนที่ 50-75 $^{\circ}\text{C}$ คือ 3-9 นาที

5.1.2 แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อมะเร็งใน 2 มิติ

การทำลายเนื้อมะเร็งในแบบจำลอง 2 มิติ ใช้ลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสเป็นต้นกำเนิดความร้อนเพื่อทำลายเนื้อมะเร็งระยะแรกเริ่มในโครงสร้างเต้านมผู้ป่วยโดยกลองเครื่องมือ K-wave เนื้อมะเร็งมีขนาด 1.50 cm ในแนวนอน และ 2.75 cm ในแนวตั้ง ความถี่และแอมพลิจูดของคลื่นอัลตราซาวด์ คือ 1.0 MHz และ 0.2 MPa ตามลำดับ ผลจากแบบจำลองพบว่าขนาดเลนส์ต้นกำเนิดคลื่นและระยะเวลาสำหรับการรักษาที่ถูกคัดเลือก คือ $AD = 4.0\text{ cm}$, $CR = 3.0, 4.5, 5.0\text{ cm}$ และที่ 30, 50, 60 วินาที ต่อ การโฟกัส 1 จุด ของแต่ละแถวบนเนื้อมะเร็ง ตามลำดับ ดังนั้นเมื่อจำนวนจุดโฟกัสในแถวที่ 1-3 บนเนื้อมะเร็ง คือ 9, 15, 9 จุด ตามลำดับ ระยะเวลาการรักษาเนื้อมะเร็งกับความร้อนจากต้นกำเนิดที่ 46-56 $^{\circ}\text{C}$ คือ 26 นาที ความแปรปรวนและความบิดเบือนของคลื่นอัลตราซาวด์ที่ผ่านโครงสร้างเต้านมกับเนื้อมะเร็งปรากฏอย่างชัดเจนเนื่องจากความเร็วของคลื่นอัลตราซาวด์ที่เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อหลายชนิดด้วยค่าที่ไม่เท่ากัน ดังนั้นคลื่นจึงมีการกระจายตัวที่สะสม

บริเวณชั้นไขมันซึ่งมีค่าความเร็วเสียงน้อยที่สุด คลื่นมีการหักเหเกิดขึ้นเมื่อเคลื่อนที่ผ่านชั้นกล้ามเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากความเร็วคลื่นมีการเปลี่ยนแปลง ความแปรปรวนและความบิดเบือนของคลื่นยังคงปรากฏ ร่องรอยบนผลการแสดงความดัน การสะสมความร้อน และอุณหภูมิตามลำดับ นอกจากนี้รัศมีความโค้งที่เพิ่มขึ้นทำให้จุดโฟกัสมีความเพี้ยนและไม่คงรูปเดิม จุดโฟกัสของแรงดันคลื่นในทุกจุดโฟกัสมีขนาดอยู่ในช่วง 6.8–45.4 mm ตามแนวแกน Y และ 1.1–2.5 mm ตามแนวแกน X ตามลำดับ การรวบรวมข้อมูลและการแสดงภาพการตายของเนื้อมะเร็งจากความร้อนพิสูจน์ว่าอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสสามารถทำลายเนื้อมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพและเนื้อเยื่อปกติรอบเนื้อมะเร็งปลอดภัยจากความร้อน ในอนาคตข้อมูลการทำลายมะเร็งนี้จะเป็นประโยชน์อย่างมากสำหรับการวางแผนการรักษาผู้ป่วยทางด้านคลินิก

5.2 ข้อเสนอแนะ

แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 1 มิติ ด้วยซอฟต์แวร์แม่เหล็กไฟฟ้าใช้วิธีแครงค์นิโคลสันและหลักการถ่ายเทความร้อนทั่วซึ่งพิจารณาเทอมของการแพร่เพียงอย่างเดียว (Q_T) สำหรับการคำนวณอุณหภูมิตั้งเนื้อมะเร็ง วิธีการนี้ไม่สามารถแบ่งแยกขอบเขตประเภทเนื้อเยื่อหมายถึงเนื้อเยื่อในแบบจำลองเป็นเนื้อมะเร็งเพียงอย่างเดียว แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งใน 2 มิติ ด้วยกล้องเครื่องมือ k-wave ถูกใช้เพื่อความถูกต้องที่มากยิ่งขึ้น โครงสร้างเต้านมกับเนื้อมะเร็งถูกสร้างโดยการแบ่งแยกขอบเขตประเภทเนื้อเยื่ออย่างชัดเจน หลักการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวของเพนเนสพิจารณาเทอมของการแพร่ทางความร้อน (Q_T) การสูญเสียความร้อนจากการไหลเวียนของเลือด (Q_p) และความร้อนจากการเผาผลาญ (Q_M) เพื่อความสมจริงมากยิ่งขึ้น ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขจากกล้อง K-wave สำหรับแบบจำลองใน 2 มิติ มีความแม่นยำในการประมาณค่าที่มีความถูกต้องสูงสำหรับการหาค่าตอบจากสมการคลื่นและสมการถ่ายเทความร้อนเชิงชีว

นอกจากนี้แบบจำลองการทำลายเนื้อมะเร็งด้วยอัลตราซาวด์ใน 2 มิติ สามารถนำไปประยุกต์เพื่อทำลายเนื้อมะเร็งในตำแหน่งอื่นภายในร่างกาย ยกตัวอย่างเช่น มะเร็งที่เนื้อสมอง หรือ มะเร็งที่จอประสาทตา เป็นต้น เนื่องจากกล้องเครื่องมือมีฟังก์ชันรูปทรงเรขาคณิตพื้นฐานสำหรับโครงสร้างภายในร่างกายมนุษย์ พารามิเตอร์การเคลื่อนที่ของคลื่นอัลตราซาวด์และการถ่ายเทความร้อนเชิงชีวบนตัวกลางเป็นสิ่งสำคัญเพื่อระบุประเภทของเนื้อมะเร็งและโครงสร้างเนื้อเยื่อปกติที่ล้อมรอบเนื้อมะเร็งที่สนใจภายในร่างกายผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

- [1] World Health Organization. 2019. **Cancer key facts.**
[Online]. Available : <http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>.
- [2] Lopez, J. and Tait, S.W.G. 2015. "Mitochondrial apoptosis: killing cancer using the enemy within." *British Journal of Cancer*. 112 : 957-962.
- [3] Pfeffer, C.M. and Singh, A.T.K. 2018. "Apoptosis: a target for anticancer therapy." *International journal of molecular sciences*. 19(2) : 10 pages.
- [4] Jabir, N.R. Tabrez, S. Ashraf, G.M. Shakil, S. Damanhour, G.A. and Kamal, M.A. 2012. "Nanotechnology-based approaches in anticancer research." *International Journal of Nano Medicine*. 7 : 4391-4408.
- [5] Soukup, K. and Wang, X. 2015. "Radiation meets immunotherapy - a perfect match in an era of combination therapy?." *International Journal of Radiation Biology*. 91(4) : 299-305.
- [6] Hurwitz, M.M.D. and Stauffer, P.R. 2014. "Hyperthermia, radiation and chemotherapy: the role of heat in multidisciplinary cancer care." *Department of Radiation Oncology Faculty Papers*. 12 : 69 pages.
- [7] Sutradhar, K.B. and Amin, M.L. 2014. "Nanotechnology in cancer drug delivery and selective targeting." *ISRN Nanotechnology*. Article ID: 939378. 12 pages.
- [8] Wust, P. Hildebrandt, B. Sreenivasa, G. Ray, B. Gellermann, J. Riess, H. Felix, R. and Schlag, P.M. 2002. "Hyperthermia in combined treatment of cancer." *The Lancet Oncology*. 3(8) : 487-497.
- [9] Ryu, J. Lee, K. Joe, C. Joo, J. Lee, N. and Yoo, H.S. 2018. "Patient with unresectable cholangiocarcinoma treated with radiofrequency hyperthermia in combination with chemotherapy: a case report." *Integrative Cancer Therapies*. 17(2) : 558-561.
- [10] Miller, D. Smith, N. Bailey, M. Czarnota, G. Hynynen, K. and Makin, I. 2012. "Overview of therapeutic ultrasound application and safety consideration." *Journal of ultrasound medical*. 31(4) : 623-634.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] Hannemann, R.J. and Robinson, J.E. 1979. "Thermal analysis and design considerations for a dual-beam microwave applicator for hyperthermia research." *Journal of Biomechanical Engineering*. 101 : 151-156.
- [12] Hariharan, P. Myers, M.R. and Banerjee, R.K. 2007. "HIFU procedures at moderate intensities: effect of large blood vessels." *Physical and Medical Biology*. 50 : 3493-3513.
- [13] Piotr, G.A.S. 2010. "Temperature inside tumor as time function in RF hyperthermia." *AGH University of Science and Technology*. R. 86 NR : 42-45.
- [14] Gupta, P.K. Singh, J. and Rai, K.N. 2013. "A numerical study on heat transfer in tissue during hyperthermia." *Mathematical and Computer Modelling*. 57 : 1018-1037.
- [15] Guo, M. Lu, M. Zhang, H. Liu, H. and Zhang, Y.T. 2014. "A rod-like acoustic radiation force in ultrasound-based elastography: a simulation study." *IFMBE Proceedings*. 42 : 148-151.
- [16] Olayebi, O.O. Agbobu, S.C. Wauton, I. and Olufemi, A.S. 2016. "Mathematical modelling of breast cancer thermo-therapy treatment: Ultrasound-based approach." *Journal of Multidisciplinary Engineering Science studies*. 2(12) : 1158-1164.
- [17] Hudson, T.J. Looi, T. Pichardo, S. Amaral, J. Temple, M. Drake, J.M. and Waspe, A.C. 2017. "Simulating thermal effect of MR-guided focused ultrasound in cortical bone and its surrounding tissue." *Medical Physics*. 42(2) : 506-519.
- [18] Gillies, D.J. Gardi, L. De Silva, T. Zhao, S.R. and Fenster, A. 2017. "Real-time registration of 3D to 2D ultrasound images for image-guided prostate biopsy." *Medical Physics*. 44(9) : 4708-4723.
- [19] Okita, K. Narumi, R. Azuma, T. Furusawa, H. Shidooka, J. Takagi, S. and Matsumoto, Y. 2018. "Effects of breast structure on high-intensity focused ultrasound focal error." *Journal of Therapeutic Ultrasound*. 6(4) : 1-12.
- [20] Sadeghi, V. Pasyar, P. Rezazadeh, H. Arabalibeik, H. Makkiabadi, B. and Alavian, S.M. 2018. "A simulation study on the investigation of thermal effects associated

- with acoustic radiation force shear wave interference patterns generation in the liver tissue.” *Biomedical Technologies*. 5(1-2) : 9-17.
- [21] Tabei, M. Mast, T. D. and Waag, R.C. 2002. “A k -space method for coupled first-order acoustic propagation equations.” *Journal of Acoustical Society of America*. 111(1) : 53-63.
- [22] Treeby, B.E. and Cox, B.T. 2010. “Modeling power law absorption and dispersion for acoustic propagation using the fractional Laplacian.” *Journal of Acoustical Society of America*. 127(5) : 2741-2748.
- [23] Treeby, B.E. Tumen, M. and Cox, B.T. 2011. “Time Domain Simulation of Harmonic Ultrasound Images and Beam Patterns in 3D Using the k -space Pseudospectral Method.” *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*. 6891(1) : 363-370.
- [24] Treeby, B.E. Jaros, J. Rendell, A.P. and Cox, B.T. 2012. “Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k -space pseudospectral method.” *Journal of Acoustical Society of America*. 131(6) : 4324-4336.
- [25] Guzman-Cabrera, R. Guzman-Sepulveda, J.R. Parada, A.G. and Garcia, J.R. 2016. “Digital processing of thermographic images for medical applications.” *Revista De Chimie*. 67(1) : 53-56.
- [26] Arshad, S. Baleanu, D. Haund, F. and Tang, Y. 2016. “Dynamical analysis of fractional order model of immunogenic tumors.” *Advances in Mechanical Engineering*. 8(7) : 1-13.
- [27] Gomez-Aguilar, J.F. Lopez-Lopez, M.G. and Alvarado-Martinez, V.M. 2017. “Chaos in a cancer model via fractional derivatives with exponential decay and Mittag-Leffler Law.” *Entropy*. 19(681) : 19 pages.
- [28] Yildiz, T.A. Arshad, S. and Baleanu, D. 2018. “Optimal chemotherapy and immunotherapy schedules for a cancer-obesity model with Caputo time fractional derivative.” *Mathematical Method Applied Science*. 41(18) : 9390-9407.
- [29] Yildiz, T.A. Arshad, S. and Baleanu, D. 2018. “New observations on optimal cancer treatments for a fractional tumor growth model with and without singular kernel.” *Chaos Solitons and Fractals*. 117 : 226-239.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [30] Arshad, S. Baleanu, D. Defterli, O. and Shumaila, A. 2019. “Numerical framework for the approximate solution of fractional tumor-obesity model.” *International Journal of Modeling Simulation Science and Computing*. 10(1) : 13 pages.
- [31] Attaway, S. 2009. **Matlab: a practical introduction to programming and problem solving**. New York : Elsevier.
- [32] Chapra, S.C. 2012. **Applied numerical method with matlab for engineering and scientists**. New York : McGraw-Hill.
- [33] Kutz, M. 2009. **Biomedical engineering and design handbook**. vol. 1. 2nd ed. New York : McGraw-Hill.
- [34] Treeby, B.E. Cox, B.T. and Jaros, J. 2017. **K-wave: a matlab toolbox for time-domain simulation of acoustic wave fields**. [Online]. Available : https://www.k-wave.org/documentation/k-wave_thermal_diffusion.php
- [35] Ritchie, H. *et al.* 2018. **Cause of death: statistical data**. [Online]. Available : <https://ourworldindata.org/causes-of-death>.
- [36] Zhou, Y. 2013. “Noninvasive treatment of breast cancer using high intensity focused ultrasound.” *Journal of medical Imaging and Health Informatics*. 3(2) : 141-156.
- [37] Breast Cancer Organization. 2019. **Types of breast cancer**. [Online]. Available : <https://www.breastcancer.org/symptoms/types>.
- [38] National Comprehensive Cancer Network. 2019. **NCCN clinical practice guidelines in oncology**. [Online]. Available : http://www.nccn.org/professionals/physician_gls/f_guidelines.asp.
- [39] American Cancer Society. 2019. **Breast cancer stages**. [Online]. Available : <https://www.cancer.org/cancer/breast-cancer/understanding-a-breast-cancer-diagnosis/stages-of-breast-cancer.html>.
- [40] Gogia, A. Nigade, J. Desai, C. Govind, B.K. Deshmukh, C. and Swarup, B. 2019. “Trastuzumab emtansine: antibody-drug conjugate in treatment of human epidermal growth factor receptor-2-positive metastatic breast cancer.” *Indian Journal of Medical and Paediatric Oncology*. 39(1) : 79-87.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [41] Peter, W. 2008. **Innovations in biological cancer therapy**. Hannover : Naturasanitas.
- [42] Baronzio, G.F. and Hager, E.D. 2006. **Hyperthermia in cancer treatment: a primer**. New York : Springer.
- [43] China Medical Technologies. 2019. **FEP-BY: high intensity focused ultrasound Therapy System**. [Online]. Available : http://www.2mworld.com/wp-content/uploads/2013/06/HIFU_brochure_mod.pdf
- [44] Celsius42 Corporation. 2019. **The gentle power of hyperthermia: TCS – tumor cell solution for regional hyperthermia therapy**. [Online]. Available : <http://www.htsystems.com.pl/en/products/loco-regional-hyperthermia-celsius-tcs>.
- [45] Sahinbas, H. Rosch, M. and Demiray, M. 2017. “Temperature measurement in a capacitive system of deep loco-regional hyperthermia.” *Electromagnetic Biology and Medicine*. 36(3) : 248-258.
- [46] Maluta, S. and Kolff, M.W. 2015. “Role of hyperthermia in breast cancer locoregional recurrence: A review.” *Breast Care*. 10(6) : 408-412.
- [47] Lynn, J.G. Zwemer, R.L. Chick, A.J. and Miller, A.E. 1942. “A new method for the generation and use of focused ultrasound in experimental biology.” *Journal of General Physiology*. 26(2) : 179–193.
- [48] Oka, M. 1958. “Clinical use of ultrasonics and related biological research in Japan.” *American Journal of Physical Medicine*. 37(4) : 210–218.
- [49] Fry, W.J. and Fry, F.J. 1960. “Fundamental neurological research and human neurosurgery using intense ultrasound.” *IRE Transactions on Medical Electronics*. ME-7(3) : 166–181.
- [50] Dubinsky, T.J. Cuevas, C. Dighe, M.K. Kolokythas, O. and Hwang, J.H. 2008. “High-intensity focused ultrasound: current potential and oncologic applications.” *American Roentgen Ray Society*. 190(1) : 191-199.
- [51] Haar, G.T. and Coussios, C. 2007. “High intensity focused ultrasound: physical principles and devices.” *International Journal of Hyperthermia*. 12(2) : 89-104.
- [52] Fry, F.J. 2004. “Precision high intensity focused ultrasonic machines for surgery.” *American Journal of Physical Medicine*. 37(3) : 152-156.

- [53] Hill, C.R. Bamber, J.C. and Ter Haar, G.R. 2004. **Physical principles of medical ultrasonics**. 2nd ed. West Sussex : John Wiley and Sons.
- [54] Hill, C.R. 1994. "Optimum acoustic frequency for focused ultrasound surgery." *Ultrasound in Medicine and Biology*. 20(3) : 271-277.
- [55] Clarke, R.L. Bush, N.L. and Ter Haar, G.R. 2003. "The changes in acoustic attenuation due to in vitro heating." *Ultrasound in Medicine and Biology*. 29(1) : 127-135.
- [56] Zderic, V. Keshavarzi, A. Andrew, M.A. Vaezy, S. and Martin, R.W. 2004. "Attenuation of porcine tissues in vivo after high-intensity ultrasound treatment." *Ultrasound Medicine Biology*. 30(1) : 61-66.
- [57] Grisey, A. Yon, S. Letort, V. and Lafitte, P. 2016. "Simulation of high intensity focused ultrasound lesion in presence of boiling." *Journal of Therapeutic Ultrasound*. 4(11) : 14 Pages.
- [58] Becker, S.M. 2015. **Heat transfer and fluid flow in biological processes**. San Diego : Elsevier.
- [59] Chapra, S.C. and Canale, R.P. 2015. **Numerical method for engineers**. New York : McGraw-Hill.
- [60] Pierce, A.D. 1998. **Handbook of acoustics**. New York : John Wiley and Sons.
- [62] Treeby, B.E. Jaros, J. Rendell, A.P. and Cox, B.T. 2012. "Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k-space pseudospectral method." *Journal of Acoustical Society of America*. 131(6) : 4324-4336.
- [63] Filippi, P. Habault, D. Lefebvre, J.P. and Bergassoli, A. 1999. **Acoustics: basic physics theory and methods**. London : Academic Press.
- [64] Verweij, M.D. Treeby, B.E. Dongen, K.W.A. and Demi, L. 2014. **Simulation of ultrasound fields**. Amsterdam : Elsevier.
- [65] Tabei, M. Mast, T.D. and Waag, R.C. 2002. "A k-space method for coupled first-order acoustic propagation equations." *Journal of Acoustical Society of America*. 111(1) : 53-63.

- [66] Shaw, A. and Haar, G. 2006. **Requirements for measurement standards in high intensity focused ultrasound (HIFU) fields.** [Online]. Available: <https://pdfs.semanticscholar.org/2487/3aa041966c1c4142d7646a8160777b4df556.pdf>
- [67] Tarnoczy, T. 1965. "Sound focussing lenses and waveguides." *Ultrasonics*. 3(3) : 115–127.
- [68] Hoskins, P. Martin, K. and Thrush, A. 2010. **Diagnostic ultrasound physics and equipment.** 2nd ed. Cambridge : Cambridge University Press.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

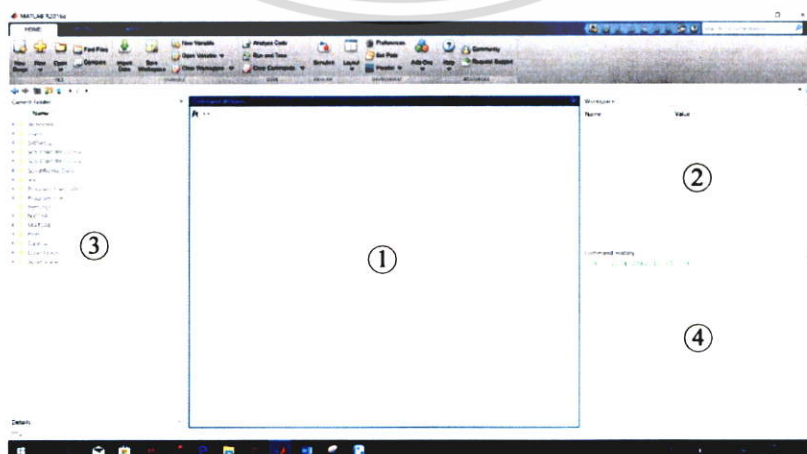
ภาคผนวก ก

ห้องปฏิบัติการวิจัยเมทริกซ์ (Matrix laboratory: MATLAB) หรือ แมทแลป คือ ซอฟต์แวร์ที่ถูกสร้างจากบริษัท MathWork ถูกใช้คำนวณและสร้างแบบจำลองเชิงวิศวกรรมและวิทยาศาสตร์โดยหลักการทางคณิตศาสตร์ ซอฟแวร์ใช้ภาษาที่ง่ายสำหรับการเขียนโปรแกรมเมื่อเปรียบเทียบกับภาษาเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C หรือ FORTRAN ซอฟแวร์ยังมีฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์พื้นฐานกับฟังก์ชันเฉพาะทางสำหรับการคำนวณงานเฉพาะทางหลายด้าน ฟังก์ชันเฉพาะทางเหล่านี้จะถูกจัดประเภทหมวดหมู่อย่างเป็นระเบียบซึ่งถูกเรียกว่ากล่องเครื่องมือ (Toolbox) ดังนั้นซอฟต์แวร์นี้จึงเป็นที่นิยมอย่างมากสำหรับผู้ใช้งานทั้งนักเรียน นักศึกษา อาจารย์ และ นักวิจัย เป็นต้น ลักษณะการทำงานของซอฟต์แวร์ คือ การประมวลผลจากการป้อนคำสั่งเข้าไปเป็นบรรทัดต่อบรรทัดอย่างต่อเนื่อง ผลที่ได้จากการประมวลจะถูกจัดเก็บในรูปแบบตัวแปรเดี่ยว (Single variable) แบบอาร์เรย์ (Array) และรูปแบบเมทริกซ์ (Matrix) เมื่อเปรียบเทียบกับ การจัดเก็บข้อมูลของโปรแกรมภาษา C หรือ FORTRAN ที่มีการสร้างมิติเพื่อจัดเก็บข้อมูลมีความซับซ้อนและเสียเวลาประมวลผลอย่างมาก รายละเอียดหลักการพื้นฐานและการทำงานของซอฟต์แวร์อธิบาย ดังนี้

1. พื้นฐานเบื้องต้นสำหรับการใช้งานซอฟต์แวร์แมทแลป

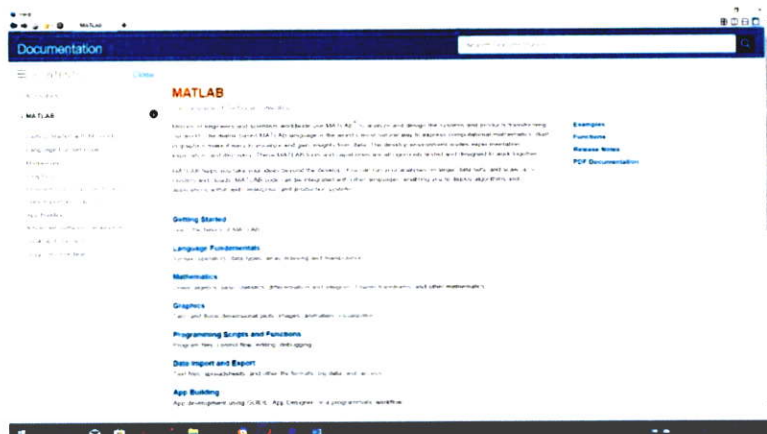
1.1 หน้าต่างพื้นฐานบนซอฟต์แวร์แมทแลป

หน้าต่างซอฟต์แวร์มีองค์ประกอบหลักด้วยกัน 4 ส่วน ดังรูปภาคผนวก ก ที่ 1 ได้แก่ หน้าต่างคำสั่ง (Command window) หน้าต่างจัดเก็บข้อมูล (Workspace window) หน้าต่างแสดงตำแหน่งที่อยู่ของไฟล์แมทแลป (Current folder window) และหน้าต่างประวัติการใช้คำสั่ง (History window) ตามลำดับ



รูปภาคผนวก ก ที่ 1 หน้าต่างการทำงานของซอฟต์แวร์แมทแลป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลระบบได้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาพผนวก ก ที่ 3 วิธีการเข้าถึงข้อมูลแบบละเอียด

2. การประมวลผลซอฟต์แวร์แมทแลป

2.1 การเรียกใช้ฟังก์ชันของซอฟต์แวร์แมทแลป

ซอฟต์แวร์แมทแลปประกอบด้วยฟังก์ชันการคำนวณ 2 ประเภท ได้แก่ ฟังก์ชันการแสดงผลภาพกราฟิก และ ฟังก์ชันการคำนวณทางคณิตศาสตร์ ซึ่งถูกพัฒนาโดยนักเขียนโปรแกรม หมวดหมู่ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ประกอบด้วยรายละเอียดดังตารางภาคผนวก ก ที่ 1 เป็นต้น

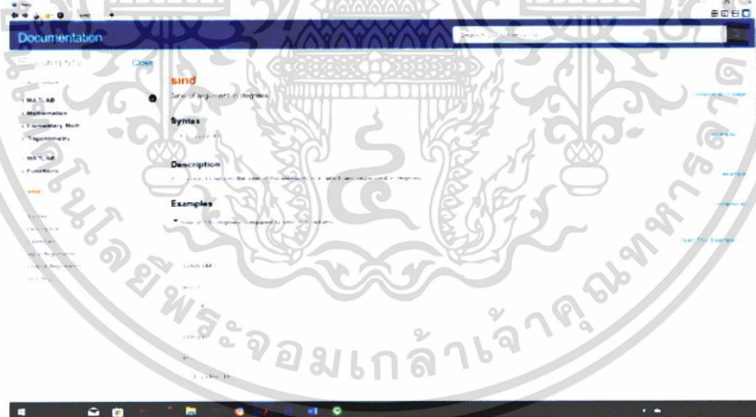
ตารางภาคผนวก ก ที่ 1 หมวดหมู่ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์

| หมวดหมู่ | รายละเอียด |
|--|--|
| คณิตศาสตร์เบื้องต้น (Elementary math) | -ตรีโกณมิติ (Trigonometry) -เอ็กซ์โพเนนเชียลและลอการิทึม (Exponentials and logarithms) -จำนวนเชิงซ้อน (Complex number) -สถิติเบื้องต้นเชิงบรรยาย (Descriptive statistics) |
| พีชคณิตเชิงเส้น (Linear algebra) | -การวิเคราะห์เมทริกซ์ (Matrix analysis) -สมการเชิงเส้น (Linear equation) -การแยกตัวประกอบจำนวนเต็ม (Factorization) |
| การประมาณค่าในช่วง (Interpolation) | -การประมาณค่าในช่วงข้อมูล (Data interpolation) -การประมาณค่าโพลิโนเมียล (Polynomial evaluation) |
| การหาค่าที่เหมาะสมที่สุด | -ปัญหาค่าสูงสุดและต่ำสุด (Maximum and minimum problem) |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | |
|--|---|
| (Optimization) | -ปัญหาขอบเขตข้อจำกัด (Constraint boundary problem) -ปัญหาฟังก์ชันหลายตัวแปร (Multivariable function problem) |
| สมการอนุพันธ์กับอินทิเกรต (differential equation with integration) | -สมการอนุพันธ์ทั่วไป (Ordinary differential equation) -สมการอนุพันธ์บางส่วน (Partial differential equation) -ปัญหาค่าขอบเขต (Boundary value problem) -การอินทิเกรตเชิงตัวเลข (Numerical integration) |
| การวิเคราะห์ฟูเรียร์ (Fourier analysis) | -การแปลงฟูเรียร์ (Fourier transform) |

ผู้ใช้งานสามารถใช้งานหมวดหมู่ฟังก์ชันและทราบรายละเอียดนี้ในซอฟต์แวร์โดยการเปิดหน้าต่างช่วยเหลือ (Help window) ซึ่งมีคำอธิบายการใช้ฟังก์ชัน ยกตัวอย่างเช่น รูปภาคผนวก ก ที่ 4 อธิบายการใช้ฟังก์ชันไซน์ (sin) หน่วยองศา (sind) ในหน้าต่างช่วยเหลือ หลังจากนั้นผู้ใช้งานพิมพ์ฟังก์ชันตามคำอธิบายดังกล่าวบนหน้าต่างคำสั่งและกดแป้น Enter คำตอบจะปรากฏด้านล่างของฟังก์ชัน



รูปภาคผนวก ก ที่ 4 คำอธิบายการใช้ฟังก์ชันไซน์

2.2 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์

ตัวดำเนินการภายในซอฟต์แวร์แมทแลปเป็นสิ่งที่สำคัญสำหรับการคำนวณ ได้แก่ การบวก การลบ การคูณ การหาร และการยกกำลัง เป็นต้น เครื่องหมายของตัวดำเนินการเหล่านี้ที่ถูกใช้ภายในซอฟต์แวร์อาจมีบางเครื่องหมายแตกต่างจากการคำนวณในเครื่องคิดเลขทั่วไป เครื่องหมายของตัวดำเนินการภายในซอฟต์แวร์แสดงดังตารางภาคผนวก ก ที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางภาคผนวก ก ที่ 2 ตัวดำเนินการทางคณิตศาสตร์

| ตัวดำเนินการ | ความหมาย |
|--------------|--|
| + | การบวก |
| - | การลบ |
| * | การคูณ |
| / | การหาร |
| ^ | การยกกำลัง |
| (...) | วงเล็บทำหน้าที่ลำดับ การคำนวณก่อนหรือหลัง |

2.3 ตัวแปรสำหรับการคำนวณ

ตัวแปรในซอฟต์แวร์เมทแลป คือ สิ่งที่ถูกกำหนดสำหรับกระบวนการคำนวณ ตัวแปรถูกกำหนดค่าได้ทั้งตัวเลขและตัวอักษร ยกตัวอย่างเช่น ค่าของตัวแปร A ถูกกำหนดเป็นค่า 5 ผู้ใช้งานพิมพ์ A = 5 บนหน้าต่างคำสั่ง ซอฟต์แวร์จะเข้าใจว่าตัวแปร A มีค่าเท่ากับ 5 หลังจากการประมวลผลกรณีการกำหนดค่าตัวแปรเป็นตัวอักษร ค่าของตัวแปร B ถูกกำหนดเป็นตัวอักษร Hello ผู้ใช้งานพิมพ์ B = Hello และใช้เครื่องหมายวรรคตอนเพื่อปิดหัวและท้ายของตัวอักษรนั้น B = 'Hello' ซอฟต์แวร์จะเข้าใจว่าตัวแปร B มีค่าเท่ากับ Hello

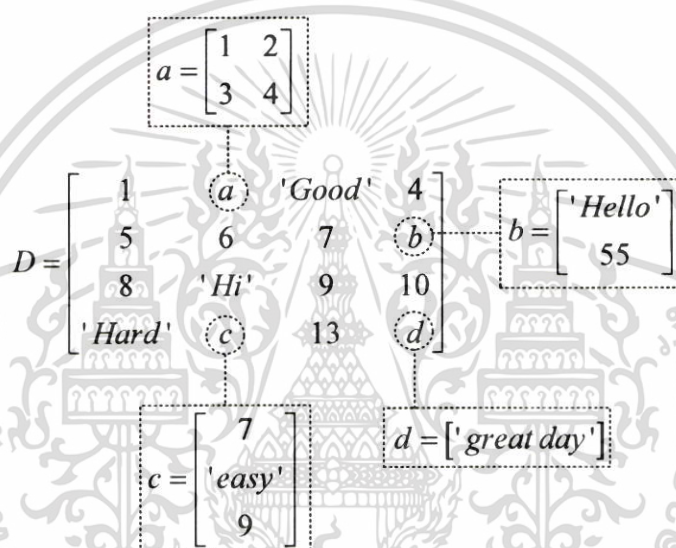
ตัวแปร มี 3 ประเภทจากการพิจารณารูปแบบการจัดเก็บค่าของตัวแปร ได้แก่ ตัวแปรเดี่ยว ตัวแปรอาร์เรย์ และ ตัวแปรเมทริกซ์ เป็นต้น ตัวแปรเดี่ยว คือ ตัวแปรที่มีค่าตัวเลขเพียงตัวเดียว ตัวแปรอาร์เรย์ คือ ตัวแปรที่มีค่าตัวเลขมากกว่า 1 ตัวซึ่งถูกจัดเก็บในแนวแถวหรือแนวคอลัมน์เพียงอย่างเดียวอย่างหนึ่ง ตัวแปรเมทริกซ์ คือ ตัวแปรที่มีค่าตัวเลขมากกว่า 1 ตัวซึ่งถูกจัดเก็บในแนวแถวและคอลัมน์ รูปภาคผนวก ก ที่ 5 แสดงประเภทของตัวแปรภายในซอฟต์แวร์เมทแลป

$$A = [1] \quad B = \begin{bmatrix} 1 \\ 2 \\ 3 \end{bmatrix} \quad C = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 3 & 4 \\ 5 & 6 & 7 & 8 \\ 9 & 10 & 11 & 12 \\ 13 & 14 & 15 & 16 \end{bmatrix}$$

Single variable Array variable Matrix variable

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปภาคผนวก ก ที่ 5 ประเภทของตัวแปร เมื่อผู้ญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อจำกัดการกำหนดค่าของตัวแปรอาร์เรย์และเมทริกซ์มี 2 ประการ ประการแรก คือ ตัวแปรอาร์เรย์และตัวแปรเมทริกซ์ต้องเป็นค่าตัวเลขเท่านั้น ประการที่สอง คือ ตัวแปรย่อยไม่สามารถถูกกำหนดในตัวแปรอาร์เรย์และตัวแปรเมทริกซ์ ดังนั้นตัวแปรอีกประเภทหนึ่งที่สำคัญสำหรับการแก้ปัญหาดังกล่าวคือตัวแปรประเภทเซลล์อาร์เรย์ (Cell array) การกำหนดตัวแปรเซลล์อาร์เรย์แสดงดังรูปภาคผนวก ก ที่ 6 ผู้ใช้งานสามารถกำหนดตัวแปรนี้ด้วยค่าตัวเลขและตัวอักษร นอกจากนี้ตัวแปรย่อยได้แก่ a b c และ d ซึ่งมีขนาดเมทริกซ์ที่แตกต่างกันสามารถถูกกำหนดค่าลงในตัวแปรเซลล์อาร์เรย์ (D) ได้อีกด้วย



รูปภาคผนวก ก ที่ 6 การกำหนดตัวแปรเซลล์อาร์เรย์

ค่าตัวเลขที่อยู่ในตัวแปรเมทริกซ์สามารถระบุโดยการพิมพ์ชื่อตัวแปรกับวงเล็บตำแหน่งแถวและคอลัมน์ของเมทริกซ์นั้น ยกตัวอย่างเช่น $C(2,3)$ จากรูปที่ 5 ถูกพิมพ์บนหน้าต่างคำสั่งและกดแป้น Enter ซอฟต์แวร์จะแสดงค่า $C(2,3) = 7$ วิธีการเดียวกันนี้ถูกใช้เพื่อระบุค่าตัวเลขหรือตัวอักษรในตัวแปรเซลล์อาร์เรย์ วงเล็บปีกกา {...} สำหรับการระบุตำแหน่งเซลล์ของตัวแปรเซลล์อาร์เรย์ถูกใช้แทนที่วงเล็บนขลิขิต (...) ยกตัวอย่างเช่น $D(3,3) = 9$ เป็นต้น

3. การเขียนโปรแกรมภายในซอฟต์แวร์แมทแลป

3.1 รูปแบบการเขียนโปรแกรม

การเขียนโปรแกรมจำแนกเป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ การเขียนสคริปต์ไฟล์และฟังก์ชันไฟล์ สคริปต์

ไฟล์ คือ ไฟล์หลักที่ใช้สำหรับการประมวลผลทางาคำนวณ ฟังก์ชันไฟล์ คือ ไฟล์ที่ถูกเรียกใช้เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเนื้อหาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับกระบวนการคำนวณภายในสคริปต์ไฟล์ ความแตกต่างระหว่างสคริปต์ไฟล์และฟังก์ชันไฟล์ คือ โค้ดบรรทัดแรกและบรรทัดสุดท้าย ฟังก์ชันไฟล์มีการกำหนดชื่อฟังก์ชัน ตัวแปรอินพุต ตัวแปรเอาต์พุต อยู่ที่บรรทัดแรกตามหลังคำว่า “function” ฟังก์ชันไฟล์มีคำปิดบรรทัดสุดท้ายด้วยคำว่า “end” สคริปต์ไฟล์ไม่มีรายละเอียดการเขียนคำเปิดและคำปิด เครื่องหมายสำหรับการเขียนโปรแกรมของไฟล์แต่ละรูปแบบมีความจำเป็นอย่างมากเพื่ออำนวยความสะดวกแก่ผู้ใช้งาน ยกตัวอย่างเช่น การเขียนคำอธิบายและความหมายของโค้ด และการเชื่อมโค้ดระหว่างบรรทัดเข้าด้วยกันเพื่อกลายเป็นโค้ดต่อเนื่องบรรทัดเดียวกัน เป็นต้น เครื่องหมายสำหรับการเขียนไฟล์นี้แสดงดังตารางภาคผนวก ก ที่ 3

ตารางภาคผนวก ก ที่ 3 เครื่องหมายสำหรับการเขียนไฟล์

| เครื่องหมาย (Punctuation) | คุณสมบัติ (Characters) |
|------------------------------|---|
| % | ทำหน้าที่สร้างคำอธิบาย ข้อมูลตัวเลขและตัวอักษรอยู่ หลังเครื่องหมายนี้จะกลายเป็นคำอธิบายทั้งหมด |
| ; | ทำหน้าที่ไม่แสดงผลลัพธ์บนหน้าต่างคำสั่งโดยการใส่ เครื่องหมายนี้ไว้ท้ายสุดของบรรทัดโค้ดหลังจาก ประมวลผล แต่ข้อมูลยังคงอยู่ที่หน้าต่างจัดเก็บข้อมูล |
| , | ทำหน้าที่กำหนดคำสั่งต่างๆ หรือ ฟังก์ชัน อยู่ในบรรทัด เดียวกันโดยการใช้เครื่องหมาย Comma ชั้นกลาง ระหว่างคำสั่ง |
| ... | ทำหน้าที่สร้างความต่อเนื่องของคำสั่งบรรทัดแรกกับ บรรทัดถัดไป |

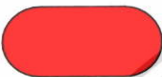





3.2 การใช้คำสั่งสำหรับการประมวลผลที่ซับซ้อน

ซอฟต์แวร์แมทแลปมีคำสั่งที่ช่วยลดความซับซ้อนในการเขียนโปรแกรมสำหรับกระบวนการประมวลผล คำสั่งเหล่านี้ คือ คำสั่งการตัดสินใจ (Conditional statement หรือ if-cause) มีการตัดสินใจ 2 รูปแบบ จริง (True) หรือ เท็จ (False) จากเงื่อนไขที่กำหนดไว้ ถ้าผลลัพธ์จากการประมวลผลเป็นจริงตามเงื่อนไข ซอฟต์แวร์จะประมวลผลกระบวนการภายใต้เงื่อนไขนั้น แต่ถ้าหาก

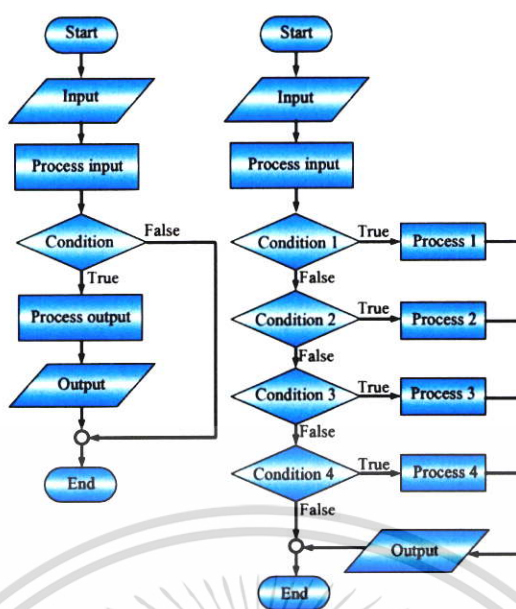
ผลลัพธ์เป็นเท็จ ซอฟต์แวร์จะข้ามไปประมวลผลกระบวนการอื่น คำสั่งการวนซ้ำ (Loop control) คำสั่งการวนซ้ำมี 3 ประเภท คือ for loop, while loop และ do-while loop คำสั่งการวนซ้ำเหล่านี้ใช้สำหรับทำซ้ำการทำงานซ้ำๆ กัน ซึ่งถ้าหากต้องการให้ทำงานซ้ำๆ กันหลายๆ ครั้ง การใช้คำสั่งการวนซ้ำจะช่วยให้การทำงานซ้ำๆ กันเหล่านั้นง่ายขึ้น และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

statement หรือ for-loop) ถูกประมวลผลโดยการกำหนดเลขจำนวนวนซ้ำด้วยค่าเริ่มต้นและค่าสุดท้ายของการวนซ้ำ คำสั่งการวนซ้ำจะหยุดทำงานเมื่อจำนวนเลขวนซ้ำมีค่าเกินค่าสุดท้ายของการวนซ้ำ แผนภาพการทำงานของคำสั่งการตัดสินใจและคำสั่งการวนซ้ำซึ่งมีองค์ประกอบแผนภาพดังตารางภาคผนวก ก ที่ 4 แสดงดังรูปภาคผนวก ก ที่ 7 และ ที่ 8 ตามลำดับ

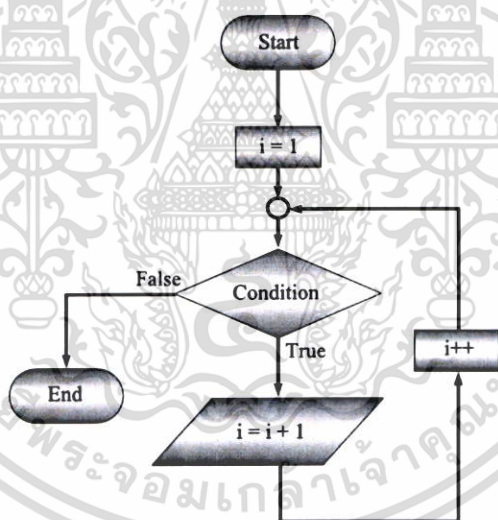
ตารางภาคผนวก ก ที่ 4 องค์ประกอบของแผนภาพการทำงาน

| สัญลักษณ์ | ชื่อ | คำอธิบาย |
|---|------------------------------------|--|
|  | เทอร์มินัล (Terminal) | จุดเริ่มต้นและจุดจบของการทำงาน |
|  | การนำเข้า/แสดงผล (Input/Output) | แสดงผลลัพธ์จากการประมวลผล |
|  | กระบวนการ (Process) | กำหนดข้อมูลให้กับตัวแปรและประมวลผลคำสั่ง |
|  | การตัดสินใจ (Decision) | ตรวจสอบเงื่อนไขเพื่อตัดสินใจว่าเป็นจริงหรือเท็จ |
|  | จุดเชื่อมต่อ (Connector) | จุดเชื่อมต่อที่เกิดจากทิศทางการทำงานของโปรแกรมหลายทิศทางมาบรรจบกัน |
|  | ลูกศร (Flow line) | ทิศทางการทำงานของโปรแกรม |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปภาคผนวก ก ที่ 7 แผนภาพการทำงานคำสั่งการตัดสินใจแบบเงื่อนไขเดียว (ซ้าย)
แผนภาพการทำงานคำสั่งการตัดสินใจแบบหลายเงื่อนไข (ขวา)



รูปภาคผนวก ก ที่ 8 แผนภาพการทำงานคำสั่งการวนซ้ำ

การเขียนโปรแกรมด้วยคำสั่งการตัดสินใจแบบเงื่อนไขเดียวและหลายเงื่อนไขแสดงดังรูปภาคผนวก ก ที่ 9 และ ที่ 10 ตามลำดับ เครื่องหมายทางตรรกศาสตร์ถูกใช้สำหรับการกำหนดเงื่อนไขในคำสั่งการตัดสินใจแสดงดังตารางภาคผนวก ก ที่ 5 การเขียนโปรแกรมด้วยคำสั่งวนซ้ำแสดงดังรูปภาคผนวก ก ที่ 11

```

if      เงื่อนไขที่ใช้ตัดสินใจ
        คำสั่งจะดำเนินการเมื่อเงื่อนไขที่พิจารณาเป็นจริง
end

```

รูปภาคผนวก ก ที่ 9 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการตัดสินใจแบบเงื่อนไขเดียว

```

if      เงื่อนไขที่ใช้ตัดสินใจ 1
        คำสั่งจะดำเนินการเมื่อเงื่อนไข 1 ที่พิจารณาเป็นจริง
elseif  เงื่อนไขที่ใช้ตัดสินใจ 2
        คำสั่งจะดำเนินการเมื่อเงื่อนไข 2 ที่พิจารณาเป็นจริง
elseif  เงื่อนไขที่ใช้ตัดสินใจ 3
        คำสั่งจะดำเนินการเมื่อเงื่อนไข 3 ที่พิจารณาเป็นจริง
else    เงื่อนไขที่ใช้ตัดสินใจ
        คำสั่งจะดำเนินการเมื่อเงื่อนไขที่พิจารณาเป็นจริง
end

```

รูปภาคผนวก ก ที่ 10 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการตัดสินใจแบบหลายเงื่อนไข

ตารางภาคผนวก ก ที่ 5 เครื่องหมายตรรกศาสตร์สำหรับคำสั่งการตัดสินใจ

| ตัวดำเนินการทางตรรกศาสตร์ | ความหมาย |
|---------------------------|---------------------|
| < | น้อยกว่า |
| > | มากกว่า |
| <= | น้อยกว่าหรือเท่ากับ |
| >= | มากกว่าหรือเท่ากับ |
| == | เท่ากับ |
| & | และ |
| | หรือ |
| ~= | ไม่เท่ากับ |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for      ดรชนี = ค่าเริ่มต้น : ค่าเปลี่ยนแปลง : ค่าสิ้นสุด
        คำสั่งที่ดำเนินการวนซ้ำ
end

```

รูปภาคผนวก ก ที่ 11 รูปแบบการเขียนโปรแกรมคำสั่งการวนซ้ำ

4. ภาพกราฟิก

ซอฟต์แวร์แมทแลบมีจุดเด่นอีกประการที่สามารถสร้างภาพกราฟิกด้วยการพล็อตกราฟ 2 มิติ และ 3 มิติ ได้แก่ ภาพกราฟเส้น (Line plots) ภาพแผนภูมิแท่ง (Pie charts) ภาพแผนภูมิวงกลม (Bar plots) ภาพฮิสโตแกรม (Histograms) ภาพคอนทัวร์ (Contour plots) และ ภาพพื้นผิว (Surface and mesh plots) เป็นต้น การพล็อตกราฟแต่ละประเภทมีการป้อนข้อมูลเริ่มต้นการพล็อตและการเรียกใช้ฟังก์ชันที่แตกต่างกัน ผู้ใช้สามารถอ่านวิธีการสร้างภาพกราฟิกโดยการเปิดหน้าต่างช่วยเหลือ (Help window)

นอกจากนี้องค์ประกอบที่สำคัญสำหรับการแสดงภาพกราฟิก ได้แก่ ชื่อกราฟ ชื่อตามแนวตั้ง และแกนนอน ช่วงพล็อตกราฟตามแนวแกน ขนาดตัวอักษร รูปแบบตัวอักษร รูปแบบและสีของเส้นกราฟ เป็นต้น สามารถถูกกำหนดตามความพึงพอใจของผู้ใช้งานโดยการใช้คำสั่งจัดรูปแบบ

สุดท้ายนี้คำสั่งที่ใช้บันทึกภาพกราฟิกหลังจากการพล็อตกราฟและการเพิ่มองค์ประกอบกราฟ คือ คำสั่ง “savefig” หรือ “print” สำหรับการบันทึกภาพเป็นไฟล์แมทแลบและการบันทึกภาพเป็นไฟล์อื่น ได้แก่ ไฟล์ .jpg, .png, .tiff, .bmp ตามลำดับ

ภาคผนวก ข

K-wave toolbox สำหรับซอฟต์แวร์แมทแลป คือ กล่องเครื่องมือที่สร้างแบบจำลองการเคลื่อนที่ของคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อเชิงชีวและสร้างแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อเชิงชีวะ ผู้ใช้งานสามารถดาวน์โหลดกล่องเครื่องมือนี้ได้โดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่าย กล่องเครื่องมือนี้ประกอบด้วยฟังก์ชันจำนวนมากสำหรับการคำนวณสำหรับแบบจำลอง ยกตัวอย่างเช่น ฟังก์ชันคำนวณความดันคลื่นเสียง ฟังก์ชันการแปลงหน่วยคลื่นเสียง ฟังก์ชันการสร้างรูปทรงเรขาคณิต และฟังก์ชันอื่นอีกมากมาย เป็นต้น

นอกจากนี้กล่องเครื่องมือให้ตัวอย่างโค้ดจำนวนมากสำหรับการสร้างแบบจำลองในสถานการณ์ต่างๆเพื่อมีความเข้าใจหลักการการทำงานของฟังก์ชันและการประยุกต์ใช้งานมากยิ่งขึ้น ตัวอย่างโค้ดสำหรับแบบจำลองถูกจำแนกเป็น 6 ประเภท ดังนี้

- ปัญหาค่าเริ่มต้น (Initial value problem)
- ปัญหาต้นกำเนิดคลื่นเสียงที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (Time varying source problem)
- การถ่ายภาพด้วยอัลตราซาวด์ (Photoacoustic image reconstruction)
- การจัดวางตำแหน่งของเซนเซอร์ (Sensor directivity)
- แบบจำลองอัลตราซาวด์สำหรับการวินิจฉัยโรค (Diagnostic ultrasound simulation)
- การวิเคราะห์เชิงตัวเลข (Numerical analysis)
- การกระจายตัวของคลื่นแบบยืดหยุ่น (Elastic wave propagation)
- การถ่ายเทความร้อน (Thermal diffusion)

เนื่องจากในงานวิจัยนี้ใช้กล่องเครื่องมือเพื่อสร้างแบบจำลองที่ทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมของผู้ป่วย ดังนั้นประเภทตัวอย่างโค้ดที่ถูกเลือกเพื่อศึกษา คือ ปัญหาต้นกำเนิดคลื่นเสียงที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา สำหรับลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส และ การถ่ายเทความร้อนเชิงชีวจากลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส รายละเอียดตัวอย่างโค้ดมี ดังนี้

1. ปัญหาต้นกำเนิดคลื่นเสียงที่มีการเปลี่ยนแปลงกับเวลาด้วยลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส

ตัวอย่างโค้ดนี้สร้างคลื่นเสียงจากลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัสเพื่อคำนวณความดันคลื่นบนเนื้อเยื่อเชิงชีวภายในแบบจำลอง 2 มิติ องค์ประกอบตัวอย่างโค้ดมีรายละเอียด ดังนี้

1.1 การกำหนดคุณสมบัติจุดกริดบนแบบจำลอง

แบบจำลอง 2 มิตินี้มีขนาดด้านกว้างเท่ากับด้านยาวที่ 50 mm. ขนาดแบบจำลองถูกคำนวณโดยฟังก์ชัน `kWaveGrid` กับ ตัวแปรอินพุตจำนวนกริดแกนตั้งและแกนนอน (N_x , N_y) ระยะห่างระหว่างกริด (dx , dy) การกำหนดตัวแปรอินพุตและการใช้ฟังก์ชัน `kWavegrid` ภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% create the computational grid
Nx = 216;           % number of grid points in the x (row) direction
Ny = 216;           % number of grid points in the y (column) direction
dx = 50e-3/Nx;     % grid point spacing in the x direction [m]
dy = dx;           % grid point spacing in the y direction [m]
kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy);
```

ตัวแปรเอาต์พุตของฟังก์ชัน `kWaveGrid` ซึ่งอธิบายคุณสมบัติจุดกริดบนแบบจำลองแสดงดังตารางภาคผนวก ข ที่ 1

ตารางภาคผนวก ข ที่ 1 คุณสมบัติของฟังก์ชัน `kWaveGrid`

| คำสั่ง | ข้อมูลอินพุต | ข้อมูลเอาต์พุต | ความหมายข้อมูลเอาต์พุต |
|-----------|--------------|-------------------------|--------------------------------------|
| kWaveGrid | Nx | kgrid.k | เลขคลื่นสเกลาร์บนจุดกริด |
| | dx | kgrid.k_max | ค่าเลขคลื่นบนจุดกริดที่มากที่สุด |
| | Ny | kgrid.t_array | ข้อมูลอาร์เรย์เวลาของแบบจำลอง |
| | dy | kgrid.Nt | จำนวนการก้าวของเวลา |
| | | kgrid.dt | การก้าวของเวลา |
| | | Kgrid.dim | จำนวนมิติของแบบจำลอง |
| | | Kgrid.total_grid_points | จำนวนจุดกริดทั้งหมด |
| | | Kgrid.Nx | จำนวนจุดกริดบนแนวแกน x |
| | | Kgrid.dx | ระยะห่างระหว่างจุดกริดบนแนวแกน x |
| | | Kgrid.x | จุดกริดตามแนวแกน x |
| | | Kgrid.x_vec | เวกเตอร์ตามแนวแกน x |
| | | Kgrid.x_size | ขนาดความยาวจุดกริดบนแนว x |
| | | Kgrid.kx | เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน x |
| | | Kgrid.kx_vec | เวกเตอร์เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน x |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

| | | |
|--|--------------|---|
| | Kgrid.kx_max | ความถี่เชิงพื้นที่ที่มีค่ามากที่สุดบนแนวแกน x |
| | Kgrid.Ny | จำนวนจุดกริดบนแนวแกน y |
| | Kgrid.dy | ระยะห่างระหว่างจุดกริดบนแนวแกน y |
| | Kgrid.y | จุดกริดตามแนวแกน y |
| | Kgrid.y_vec | เวกเตอร์ตามแนวแกน y |
| | Kgrid.y_size | ขนาดความยาวจุดกริดบนแนว y |
| | Kgrid.ky | เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน y |
| | Kgrid.ky_vec | เวกเตอร์เลขคลื่นของจุดกริดบนแนวแกน y |
| | Kgrid.ky_max | ความถี่เชิงพื้นที่ที่มีค่ามากที่สุดบนแนวแกน y |

1.2 การกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อเชิงชีวะ

เนื้อเยื่อเชิงชีวะซึ่งเป็นตัวกลางที่คลื่นเสียงเคลื่อนที่ผ่านในแบบจำลองมีขนาดตามที่ถูกระบุจากการกำหนดคุณสมบัติจุดกริด เนื้อเยื่อบนแบบจำลองมีลักษณะเป็นเมทริกซ์ เซลล์หรือเอลิเมนต์ซึ่งเป็นส่วนประกอบของเมทริกซ์ถูกระบุค่าเพื่อกำหนดเป็นเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ ตัวอย่างโค้ดนี้ใช้ตัวแปร 4 ตัวสำหรับการกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อ ได้แก่ ตัวแปรความเร็วเสียงบนเนื้อเยื่อ (`medium.sound_speed`) ตัวแปรความหนาแน่นตัวกลาง (`medium.density`) ตัวแปรสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (`medium.alpha_coeff`) และ ตัวแปรการยกกำลังสำหรับการลดทอนคลื่นเสียง (`medium.alpha_power`) ตัวแปรเหล่านี้เป็นเมทริกซ์ เอลิเมนต์ของเมทริกซ์ใน แต่ละตัวแปรมีค่าเท่ากันเนื่องจากเนื้อเยื่อมีความเป็นเนื้อเดียวกัน การกำหนดตัวแปรคุณสมบัติคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define the properties of the propagation medium
medium.sound_speed = 1500*ones(Nx, Ny); % [m/s]
medium.density = 1000*ones(Nx, Ny); % [kg/m^3]
medium.alpha_coeff = 0.75; % [dB/(MHz^y cm)]
medium.alpha_power = 1.5;
```

1.3 การกำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์แบบโฟกัส

ต้นกำเนิดคลื่นเสียงในแบบจำลองมีลักษณะเป็นส่วนโค้งเหมือนเลนส์เว้าเพื่อสร้างลำอัลตราซาวด์

แบบโฟกัส ความกว้าง (Aperture diameter) และรัศมีความโค้ง (Radius of curvature) ของต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์เพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำเนิดมีขนาด 18 mm. และ 13 mm. ตามลำดับ ความถี่และความดันของคลื่นอัลตราซาวด์จากต้นกำเนิด คือ 0.25 MHz และ 0.5 Pa ตามลำดับ ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นมี 2 ตัวแปร ตัวแปรแรก คือ `source.p_mask` เกี่ยวกับการจัดวางต้นกำเนิดบนแบบจำลอง ตัวแปรแรกนี้ใช้ฟังก์ชัน `makeArc` สำหรับการสร้างส่วนโค้ง ฟังก์ชัน `makeArc` นี้มีตัวแปรอินพุต 4 ตัวแปร ได้แก่ ตัวแปรรัศมีความโค้ง (`radius`) ตัวแปรความกว้างส่วนโค้ง (`diameter`) ตัวแปรตำแหน่งของส่วนโค้ง (`arc_pos`) และ ตัวแปรตำแหน่งจุดโฟกัส (`focus_pos`) การกำหนดตัวแปรแรกภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define a curved transducer element
radius = 13; % [mm]
diameter = 18; % [mm]
arc_pos = [20,20]; % [source position on matrix element]
focus_pos = [Nx/2,Nx/2]; % [focal point of source on matrix element]
source.p_mask = makeArc([Nx,Ny], arc_pos, (radius/dx), (diameter/dx),...
focus_pos);
```

ตัวแปรที่สอง คือ `source.p` เกี่ยวกับการกำหนดสัญญาณของคลื่นที่เวลาเปลี่ยนไป ตัวแปรที่สองนี้ใช้ฟังก์ชัน `filterTimeSeries` เพื่อกรองความถี่จากต้นกำเนิดเสียง กำหนดตัวแปรที่สองภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define a time varying sinusoidal source
source_freq = 0.25e6; % [Hz]
source_mag = 0.5; % [Pa]
source.p = source_mag * sin(2 * pi * source_freq * kgrid.t_array);
% filter the source to remove high frequencies not supported by the grid
source.p = filterTimeSeries(kgrid, medium, source.p);
```

1.4 การกำหนดคุณสมบัติเซนเซอร์บันทึกความดันคลื่นอัลตราซาวด์

ซอฟต์แวร์ตามปกติคำนวณและแสดงผลความดันคลื่นอัลตราซาวด์ที่เวลาสุดท้ายของแบบจำลองเพียงเท่านั้น อย่างไรก็ตามเซนเซอร์สามารถถูกใช้บันทึกความดันคลื่นที่เวลาเริ่มต้นจนถึงเวลาสุดท้ายของแบบจำลองได้ ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติของเซนเซอร์มี 2 ตัวแปร ตัวแปรแรก คือ `sensor.mask` เกี่ยวกับการกำหนดตำแหน่งเซนเซอร์บนแบบจำลอง เซนเซอร์ถูกกำหนดได้ทั้งรูปแบบจุดเอเลเมนต์ รูปแบบพื้นที่ หรือ รูปแบบปริมาตร เป็นต้น

ตัวแปรที่สอง คือ `sensor.record` เกี่ยวกับการบันทึกประเภทความดันคลื่น ตัวอย่างโค้ดนี้กำหนดเซนเซอร์ในรูปแบบพื้นที่เพื่อวิเคราะห์ความดันคลื่นทุกจุดบนแบบจำลอง การบันทึกความดันคลื่นของเซนเซอร์ 3 รูปแบบ ความดันที่เวลาสุดท้ายของแบบจำลอง (`'p_final'`) ความดันที่มากที่สุดภายในแบบจำลอง (`'p_max'`) และ ความดันเฉลี่ย RMS (`'p_rms'`) การกำหนดคุณสมบัติ

เอกสารเซนเซอร์ภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% create a sensor mask covering the entire computational domain using the
% opposing corners of a rectangle
sensor.mask = [1, 1, Nx, Ny].';
% set the record mode capture the final wave-field and the statistics at
% each sensor point
sensor.record = {'p_final', 'p_max', 'p_rms'};

```

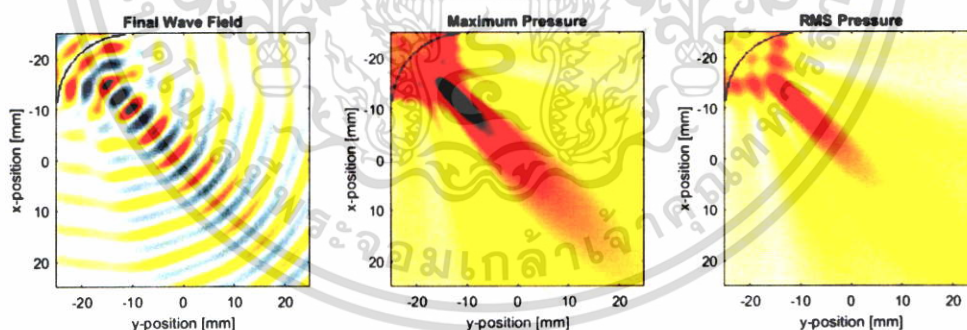
1.5 ผลลัพธ์จากการประมวลผลบนแบบจำลอง

ฟังก์ชัน `kspaceFirstOrder2D` ถูกใช้สำหรับการคำนวณความดันคลื่นอัลตราซาวด์ใน 2 มิติ บนเนื้อเยื่อหลังจากการกำหนด Optional input ได้แก่ 'DisplayMask' ซึ่งทำหน้าที่แสดงรูปร่าง ต้นกำเนิดเสียงบนแบบจำลอง 'PlotPML' และ 'PMLInside' ซึ่งทำหน้าที่กำหนดชั้นดูดกลืนคลื่นสูง (PML) ที่ขอบเขตด้านนอกของแบบจำลอง การใช้ฟังก์ชัน `kspaceFirstOrder2D` ภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้ ผลลัพธ์จากการประมวลผลจากแบบจำลองแสดงเป็นหน้าต่างภาพกราฟิกดังรูป ภาควงก ข ที่ 1

```

% create a display mask to display the transducer
display_mask = source.p_mask;
% assign the input options
input_args = {'DisplayMask', display_mask, 'PMLInside', false, 'PlotPML',
false};
input_args = {'DisplayMask', display_mask, 'PMLInside', false};
% run the simulation
sensor_data = kspaceFirstOrder2D(kgrid, medium, source, sensor,
input_args{:});

```



รูปภาควงก ข ที่ 1 ผลลัพธ์ความดันคลื่นเสียงบนแบบจำลอง

2. การถ่ายเทความร้อนเชิงชีวจากลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส

ตัวอย่างโค้ดนี้ใช้คลื่นอัลตราซาวด์แบบโฟกัสเพื่อสร้างความร้อนและเพื่อศึกษาการถ่ายเท ความร้อนบนเนื้อเยื่อเชิงชีวภายในแบบจำลอง 2 มิติ กระบวนการประมวลผลจะเริ่มต้นคำนวณ ความดันคลื่นอัลตราซาวด์ก่อนกระบวนการแปลงความดันคลื่นเป็นความร้อนถูกประมวลผลก่อนการ คำนวณการถ่ายเทความร้อนบนเนื้อเยื่อถูกประมวลผลอันดับสุดท้าย องค์ประกอบตัวอย่างโค้ดมี รายละเอียด ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1 การกำหนดคุณสมบัติจุดกริดบนแบบจำลอง

แบบจำลอง 2 มิตินี้ถูกกำหนดเพื่อมีขนาดด้านกว้างเท่ากับด้านยาวที่ 64 mm. ขนาดแบบจำลอง ถูกคำนวณโดยฟังก์ชัน `kWaveGrid` กับ ตัวแปรอินพุตจำนวนกริดแกนตั้งและแนวนอน (N_x, N_y) ระยะห่างระหว่างกริด (dx, dy) รายละเอียดการกำหนดตัวแปรอินพุตและการใช้ฟังก์ชัน `kWavegrid` ภายในซอฟต์แวร์แมทแลปแสดง ดังนี้

```
% define the PML size
pml_size = 20;           % [grid points]

% define the grid parameters
Nx = 256 - 2 * pml_size; % [grid points]
Ny = 256 - 2 * pml_size; % [grid points]
dx = 0.25e-3;           % [m]
dy = 0.25e-3;           % [m]

% create the computational grid
kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy);
```

2.2 การกำหนดคุณสมบัติเนื้อเยื่อเชิงชีว

2.2.1 คุณสมบัติทางคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อ

ตัวอย่างโค้ดนี้ใช้ตัวแปร 4 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อ ได้แก่ ตัวแปรความเร็วเสียงบนเนื้อเยื่อ (`medium.sound_speed`) ตัวแปรความหนาแน่นตัวกลาง (`medium.density`) ตัวแปรสัมประสิทธิ์การลดทอนคลื่นเสียง (`medium.alpha_coeff`) และ ตัวแปรการยกกำลังสำหรับการลดทอนคลื่นเสียง (`medium.alpha_power`) ตัวแปรเหล่านี้เป็นเมทริกซ์ เอเลเมนต์ของเมทริกซ์ในแต่ละตัวแปรมีความเท่ากันเนื่องจากเนื้อเยื่อมีความเป็นเนื้อเดียวกัน การกำหนดตัวแปรคุณสมบัติคลื่นเสียงบนเนื้อเยื่อภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define the properties of the propagation medium
medium.sound_speed = 1510*ones(Nx, Ny); % [m/s]
medium.density      = 1020*ones(Nx, Ny); % [kg/m^3]
medium.alpha_coeff  = 0.75;              % [dB/(MHz^y cm)]
medium.alpha_power  = 1.5;
```

2.2.2 คุณสมบัติทางความร้อนบนเนื้อเยื่อ

ตัวอย่างโค้ดนี้ใช้ตัวแปร 3 ตัวแปรสำหรับการกำหนดคุณสมบัติทางความร้อนบนเนื้อเยื่อ ได้แก่ ตัวแปรความหนาแน่นเนื้อเยื่อ (`medium.density`) ตัวแปรการนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (`medium.thermal_conductivity`) และ ตัวแปรความร้อนจำเพาะ (`medium.specific_heat`) ตัวแปรเหล่านี้เป็นเมทริกซ์ เอเลเมนต์ของเมทริกซ์ในแต่ละตัวแปรมี

ค่าเท่ากันเนื่องจากเนื้อเยื่อมีความเป็นเนื้อเดียวกัน การกำหนดตัวแปรคุณสมบัติทางความร้อนบนเนื้อเยื่อภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define medium properties related to diffusion
medium.density      = 1020;      % [kg/m^3]
medium.thermal_conductivity = 0.5; % [W/(m.K)]
medium.specific_heat = 3600;    % [J/(kg.K)]
```

2.3 การกำหนดคุณสมบัติต้นกำเนิดพลังงาน

2.3.1 คุณสมบัติต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์

ความกว้างและรัศมีความโค้งของต้นกำเนิดคลื่นอัลตราซาวด์มีขนาด 45 mm. และ 35 mm. ตามลำดับ ความถี่และความดันของคลื่นจากต้นกำเนิด คือ 1 MHz และ 0.5 MPa ตามลำดับ ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติของต้นกำเนิดคลื่นเสียงมี 2 ตัวแปร ตัวแปรแรก คือ source.p_mask ซึ่งใช้ฟังก์ชัน makeArc สำหรับการกำหนดรูปร่างส่วนโค้งและตำแหน่งต้นกำเนิด รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define the source parameters
diameter = 45e-3; % [m]
radius   = 35e-3; % [m]

% define a focused ultrasound transducer
source.p_mask = makeArc([Nx, Ny], [1, Ny/2], round(radius / dx), ...
round(diameter / dx) + 1, [Nx/2, Ny/2]);
```

ตัวแปรที่สอง คือ source.p เกี่ยวกับการกำหนดสัญญาณคลื่นที่เวลาเปลี่ยนไป ตัวแปรที่สองนี้ใช้ฟังก์ชัน createCWSignals เพื่อกำหนดลักษณะของสัญญาณ ฟังก์ชันนี้มีตัวแปร 4 ตัวแปร อินพุต ได้แก่ เวลา ความถี่ แอมพลิจูด และ เฟสของคลื่นเสียง เป็นต้น ตัวแปรอินพุตเวลาซึ่งเป็นประเภทอาร์เรย์ถูกกำหนดด้วยฟังก์ชัน kgrid.setTime ซึ่งมีตัวแปรอินพุต 2 ตัวแปร ได้แก่ การก้าวของเวลา (dt) และ จำนวนจุดกริดของเวลา (Nt) ตามลำดับ ค่า dt คำนวณจากอัตราส่วนของคาบเวลาของคลื่น (T) กับจุดกริดของแบบจำลองต่อคาบ (point per period, ppp) ค่า Nt คำนวณจากอัตราส่วนของระยะทางกับความเร็วคลื่น รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% define the frequency and amplitude of ultrasound wave
freq      = 1e6; % [Hz]
amp       = 0.5e6; % [Pa]
phase     = 0 % [degree]

% calculate the time step using an integer number of points per period
ppw = medium.sound_speed / (freq * dx); % points per wavelength
cfl = 0.3; % cfl number
ppp = ceil(ppw / cfl); % points per period
T = 1 / freq; % period [s]
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

dt = T / ppp; % time step [s]

% calculate the number of time steps to reach steady state
t_end = sqrt( kgrid.x_size.^2 + kgrid.y_size.^2 )/medium.sound_speed;
Nt = round(t_end / dt);

% create the time array
kgrid.setTime(Nt, dt);

% define the input signal
source.p = createCWSignals(kgrid.t_array, freq, amp, degree);

```

2.3.2 คุณสมบัติต้นกำเนิดความร้อน

ตัวอย่างโค้ดนี้ใช้ตัวแปร 2 ตัว สำหรับการกำหนดต้นกำเนิดความร้อนบนแบบจำลอง ตัวแปรแรกคือ ตัวแปรต้นกำเนิดความร้อน (source.Q) ซึ่งเป็นต้นกำเนิดความร้อนจากลำอัลตราซาวด์ ตัวแปรนี้ถูกกำหนดจากข้อมูลเมทริกซ์ประวัติความดันคลื่นซึ่งถูกแปลงเป็นความร้อนด้วยสมการสะสมพลังงานความร้อน (Heat deposition equation) ตัวแปรที่สอง คือ ตัวแปรอุณหภูมิร่างกายเริ่มต้น (source.T0) ที่ถูกกำหนดที่ 37 °C รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```

% convert the absorption coefficient to nepers/m
alpha_np = db2neper(medium.alpha_coeff, medium.alpha_power) * ...
(2 * pi * freq).^medium.alpha_power;

% extract the pressure amplitude at each position
p = extractAmpPhase(sensor_data.p, 1/kgrid.dt, freq);

% reshape the data, and calculate the volume rate of heat deposition
p = reshape(p, Nx, Ny);
Q = alpha_np .* p.^2 ./ (medium.density .* medium.sound_speed);

% set the background temperature and heating term
source.Q = Q;
source.T0 = 37;

```

2.4 การกำหนดคุณสมบัติเซนเซอร์

2.4.1 เซนเซอร์บันทึกความดันคลื่นอัลตราซาวด์

ตัวแปรที่ใช้กำหนดคุณสมบัติของเซนเซอร์มี 3 ตัวแปร ตัวแปรแรก คือ sensor.mask เกี่ยวกับการระบุตำแหน่งเซนเซอร์บนแบบจำลอง ตัวแปรที่สอง คือ sensor.record เกี่ยวกับการบันทึกประเภทความดันคลื่นเสียง ตัวแปรที่สาม คือ sensor.record_start_index เกี่ยวกับการตั้งค่าเวลาสำหรับการบันทึกข้อมูลของเซนเซอร์ ตัวอย่างโค้ดนี้กำหนดเซนเซอร์ทุกจุดเอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ความดันคลื่นอัลตราซาวด์บนแบบจำลอง การบันทึกความดันคลื่นของเซนเซอร์มี 3 รูปแบบ ได้แก่ ความดันที่เวลาเริ่มเริ่มต้นถึงเวลาสุดท้าย ('p') ความดันที่เวลาสุดท้ายของแบบจำลอง ('p_final') ความดันที่มากที่สุดทุกจุดกริดในแบบจำลอง ('p_max_all') และ ความดันที่เวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สุดท้ายของแบบจำลอง ('p_fianl') เซนเซอร์ถูกตั้งเวลาสำหรับการบันทึกความดันคลื่นที่สภาวะความดันบนแบบจำลองคงที่ (Steady state) รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% set the sensor mask to cover the entire grid
sensor.mask = ones(Nx, Ny);
sensor.record = {'p', 'p_max_all', 'p_final'};

% record the last 3 cycles in steady state
num_periods = 3;
T_points = round(num_periods * T / kgrid.dt);
sensor.record_start_index = Nt - T_points + 1;
```

2.4.2 เซนเซอร์บันทึกความร้อน

ตัวอย่างโค้ดนี้ไม่ได้คำนึงถึงเซนเซอร์วัดอุณหภูมิบนแบบจำลอง ความร้อนที่เวลาสุดท้ายของแบบจำลองถูกพิจารณาเพียงอย่างเดียว ดังนั้นตัวแปรคุณสมบัติเซนเซอร์บันทึกความร้อนที่เวลาต่างๆจึงไม่ถูกกำหนดบนแบบจำลอง

2.5 ผลลัพธ์จากการประมวลผลบนแบบจำลอง

2.5.1 ผลการคำนวณความดันคลื่นอัลตราซาวด์

ฟังก์ชัน `kSpaceFirstOrder2D` ถูกใช้สำหรับการคำนวณความดันคลื่นอัลตราซาวด์ใน 2 มิติบนเนื้อเยื่อหลังจากการกำหนด Optional input ได้แก่ 'PMLInside' และ 'PlotPML' ทำหน้าที่กำหนดชั้นดูดกลืนคลื่นสูง (PML) ที่ขอบเขตด้านนอกของแบบจำลอง 'DisplayMask' ทำหน้าที่แสดงรูปร่างต้นกำเนิดเสียงบนแบบจำลอง 'PlotScale' ทำหน้าที่กำหนดสเกลตัวเลขกับเฉดสีบนภาพกราฟิก รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดง ดังนี้

```
% set the input arguments
input_args = {'PMLInside', false, 'PlotPML', false, 'DisplayMask', ...
    'off', 'PlotScale', [-1, 1] * amp};

% run the acoustic simulation
sensor_data = kSpaceFirstOrder2D(kgrid, medium, source, sensor,
input_args{:});
```

2.5.2 ผลการคำนวณความร้อน

ฟังก์ชัน `kWaveDiffusion` ถูกใช้สำหรับการคำนวณความร้อนบนเนื้อเยื่อบนแบบจำลองใน 2 มิติ ต้นกำเนิดความร้อนตั้งเวลาเปิดนานเป็นเวลา 10 วินาที ก่อนแบบจำลองถูกปล่อยเย็นตัวลงเป็นเวลา 20 วินาที เพื่อวิเคราะห์การกระจายตัวและการยุบตัวของความร้อนบนแบบจำลอง รายละเอียดโค้ดภายในซอฟต์แวร์แสดงดังนี้ ผลลัพธ์จากการประมวลผลถูกแสดงเป็นหน้าต่างภาพกราฟิกดังรูป

เอกสารฉบับนี้จัดทำขึ้นไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% create kWaveDiffusion object
kdiff = kWaveDiffusion(kgrid, medium, source, []);

% set source on time and off time
on_time = 10; % [s]
off_time = 20; % [s]
% set time step size
dt = 0.1;

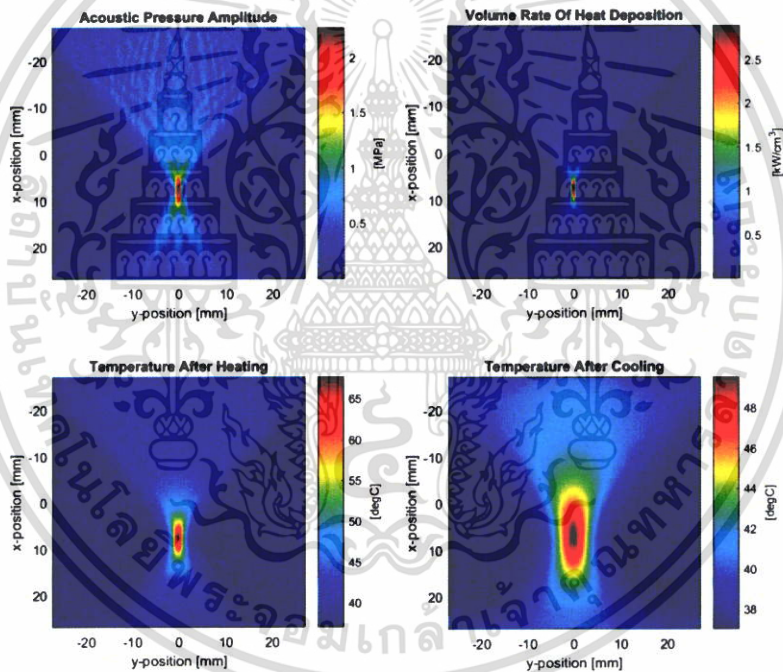
% take time steps
kdiff.takeTimeStep(round(on_time / dt), dt);

% store the current temperature field
T1 = kdiff.T;

% turn off heat source and take time steps
kdiff.Q = 0;
kdiff.takeTimeStep(round(off_time / dt), dt);

% store the current temperature field
T2 = kdiff.T;

```



รูปภาคผนวก ข ที่ 2 ผลความดันคลื่นและความร้อนบนแบบจำลองลำอัลตราซาวด์แบบโฟกัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ค

แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน 1 มิติ บนเนื้อมะเร็งด้วยลำอัลตราซาวด์ถูกสร้างขึ้นโดยการเขียนโปรแกรมภายในซอฟต์แวร์แมทแล็บ ไฟล์ที่ถูกใช้สำหรับการประมวลผลถูกจำแนกเป็น 2 ประเภท สคริปต์ไฟล์เป็นไฟล์หลักสำหรับการประมวลผลมีจำนวน 1 ไฟล์ ฟังก์ชันไฟล์เป็นไฟล์เสริมสำหรับการคำนวณประวัติอุณหภูมิบนเนื้อมะเร็งและกระบวนการออปติไมเซชันมีจำนวน 3 ไฟล์ การเขียนโปรแกรมในไฟล์ในแต่ละประเภทมีรายละเอียด ดังนี้

1. Script file of calculating both optimal B2P position and treatment time for cancer destruction in 1-D simulation

```
% Finite Different parameter %
dx = 0.001; endx = 0.012; % meter
Nx = round(endx/dx);
dt = 0.01; endt = 500; % second (1000 second = 16 mins)
Nt = round(endt/dt);
column_grid_point = round(Nx+1);
row_grid_point = round(Nt+1);

% Time graph %
x = 0:1:round(endx/dx);
time_initial = 1;
time_5s = round(5/dt);
time_10s = round(10/dt);
time_20s = round(20/dt);
time_40s = round(40/dt);
time_60s = round(60/dt);
time_100s = round(100/dt);
time_200s = round(200/dt);

TT = zeros();
tt = zeros();
optimiz = zeros();
optimization = zeros();
i=0;

for Beam12_TEMP = 50:5:75
    i = i+1;
    for Beam2_position = 2:11
        mm_position = Beam2_position-1;
        T = Temp_profile_Ver1(Beam12_TEMP,Beam2_position,...
            column_grid_point,row_grid_point,dx,dt);

        figure(1)
        plot(x,T(time_initial,:), '-ok', x,T(time_5s,:), '-*k', x,T(time_10s,:), '-sk', ...
            x,T(time_20s,:), '-xk', x,T(time_40s,:), '-dk', x,T(time_60s,:), '-hk', ...
            x,T(time_100s,:), '-pk', x,T(time_200s,:), '-^k', 'LineWidth',1.5, ...
            'MarkerSize',6)
        xlabel('Tissue radius [mm]', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman')
        ylabel('Temperature [\circ C]', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman')
        legend('1 sec', '5', '10', '20', '40', '60', '100', '200', 'Location', 'eastoutside')
        set(gca, 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman', ...
            'XLim', [0, 11], 'YLim', [30, Beam12_TEMP])
        print('-fl', sprintf('BeamHeat=%dC_Beam2Pos=%dmm', Beam12_TEMP, mm_position), '-
            djpeg', '-r300')
        close
        save(sprintf('(tempfile)_Heat=%d_Beam2Pos=%d', Beam12_TEMP, Beam2_position), ...
            'T', '-v7.3')
        pause(2)
        [heat,time] = optimization1(T,dt,column_grid_point,Beam12_TEMP);
        for j = 1:column_grid_point
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารต้นฉบับที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        TT(mm_position,j) = heat(1,j);
        tt(mm_position) = time;
    end
    pause(2)
    end
    save(sprintf('(optimization1_results)_BeamHeat=%dC',Beam12_TEMP),'TT',...
        'tt','-v7.3')
    [selected_Beam2_position,selected_time,new_time,B2P] =
    optimization2(TT,tt,column_grid_point);
    save(sprintf('(optimization2_results)_BeamHeat=%dC',Beam12_TEMP),...
        'selected_Beam2_position','selected_time','new_time','B2P','-v7.3')
    optimization(i,1) = Beam12_TEMP;
    optimization(i,2) = selected_Beam2_position;
    optimization(i,3) = selected_time;
end
save('optimization_results','optimization','-v7.3')

```

2. Function file of temperature profile

```

function T =
Temp_profile_Ver1(Beam12_TEMP,Beam2_position,column_grid_point,row_grid_point,dx,dt)

p = 920;                % kg/m^3
Cp = 850.29;           % Cal/(kg*degree C)
Kref = 0.515;          % Thermal conductivity from reference
Tref = 21;             % Temperature from reference
initial_temp = 37;
T = initial_temp*ones(1,column_grid_point);

for row = 1:row_grid_point
    T(row,1) = Beam12_TEMP;
    T(row,Beam2_position) = Beam12_TEMP;
    T(row,column_grid_point) = 37;
end

switch Beam2_position
    case 2
        % matrix method with AX = B
        X_first_scope = Beam2_position + 1 ;
        X_last_scope = column_grid_point - 1 ;

        a = zeros(X_last_scope - X_first_scope + 1);
        B = zeros();

        for l = 1 : row_grid_point-1
            for i = X_first_scope : X_last_scope
                K = (Kref + (0.0013*(T(l,i)-Tref)))*0.238846;
                % {1 W/m.K = 0.238846 Cal/s.m.C}
                lamda = ((K/(p*Cp))*dt)/(dx^2);

                % A matrix %
                a(i-2,i-2) = (1+lamda)*2;
                a(i-2,i-1) = -lamda;
                a(i-1,i-2) = -lamda;
                A = a(1:X_last_scope - X_first_scope + 1,1:X_last_scope - ...
                    X_first_scope + 1);

                % B matrix %
                if i == X_first_scope
                    b = ((T(l,i-1)+T(l+1,i-1))*lamda) + ((1-lamda)*2*T(l,i)) + ...
                        (lamda*T(l,i+1));
                elseif i > X_first_scope && i < X_last_scope
                    b = (lamda*T(l,i-1)) + ((1-lamda)*2*T(l,i)) + (lamda*T(l,i+1));
                elseif i == X_last_scope
                    b = ((T(l,i+1)+T(l+1,i+1))*lamda) + ((1-lamda)*2*T(l,i-1)) ...
                        + (lamda*T(l,i));
                end
                B(i-2,1) = b;
            end
        end

        % X
        X = A\B ;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

for z_first_scope = X_first_scope : X_last_scope
    T(l+1,z_first_scope) = X(z_first_scope-2);
end

end

case {3,4,5,6,7,8,9,10,11}
% matrix method with A1*X1 = B1
X_first_scope_1 = 2;
X_last_scope_1 = Beam2_position - 1 ;
a1 = zeros(X_last_scope_1 - X_first_scope_1 + 1);
B1 = zeros();
% matrix method with A2*X2 = B2
X_first_scope_2 = Beam2_position + 1;
X_last_scope_2 = column_grid_point - 1 ;
a2 = zeros(X_last_scope_2 - X_first_scope_2 + 1);
B2 = zeros();

for l = 1 : row_grid_point-1
    for i = X_first_scope_1 : X_last_scope_1
        K1 = (Kref + (0.0013*(T(l,i)-Tref)))*0.238846;
        % {1 W/m.K = 0.238846 Cal/s.m.C}
        lamda1 = ((K1/(p*Cp))*dt)/(dx^2);

        % A1 matrix %
        a1(i-1,i-1) = (1+lamda1)*2;
        a1(i-1,i) = -lamda1;
        a1(i,i-1) = -lamda1;
        A1 = a1(1:(X_last_scope_1 - X_first_scope_1 + 1), ...
            1:(X_last_scope_1 - X_first_scope_1 + 1));

        % B1 matrix %
        if i == X_first_scope_1
            b1 = ((T(l,i-1)+T(l+1,i-1))*lamda1) + ((1-lamda1)*2*T(l,i)) + ...
                (lamda1*T(l,i+1));
        elseif i > X_first_scope_1 && i < X_last_scope_1
            b1 = (lamda1*T(l,i-1)) + ((1-lamda1)*2*T(l,i)) + ...
                (lamda1*T(l,i+1));
        elseif i == X_last_scope_1
            b1 = ((T(l,i+1)+T(l+1,i+1))*lamda1) + ...
                ((1-lamda1)*2*T(l,i-1)) + (lamda1*T(l,i));
        end
        B1(i-1,1) = b1;
    end

end

% X
X1 = A1\B1 ;
for z_first_scope_1 = X_first_scope_1 : X_last_scope_1
    T(l+1,z_first_scope_1) = X1(z_first_scope_1-1);
end

for i = X_first_scope_2 : X_last_scope_2
    K2 = (Kref + (0.0013*(T(l,i)-Tref)))*0.238846;
    % {1 W/m.K = 0.238846 Cal/s.m.C}
    lamda2 = ((K2/(p*Cp))*dt)/(dx^2);

    % A matrix %
    a2(i-Beam2_position,i-Beam2_position) = (1+lamda2)*2;
    a2(i-Beam2_position,i-(Beam2_position-1)) = -lamda2;
    a2(i-(Beam2_position-1),i-Beam2_position) = -lamda2;
    A2 = a2(1:X_last_scope_2 - X_first_scope_2 + 1, ...
        1:X_last_scope_2 - X_first_scope_2 + 1);

    % B matrix %
    if i == X_first_scope_2
        b2 = ((T(l,i-1)+T(l+1,i-1))*lamda2) + ((1-lamda2)*2*T(l,i)) ...
            + (lamda2*T(l,i+1));
    elseif i > X_first_scope_2 && i < X_last_scope_2
        b2 = (lamda2*T(l,i-1)) + ((1-lamda2)*2*T(l,i)) + ...
            (lamda2*T(l,i+1));
    elseif i == X_last_scope_2
        b2 = ((T(l,i+1)+T(l+1,i+1))*lamda2) + ...
            ((1-lamda2)*2*T(l,i-1)) + (lamda2*T(l,i));
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        B2(i-Beam2_position,1) = b2;
    end

    % X
    X2 = A2\B2 ;
    for z_first_scope_2 = X_first_scope_2 : X_last_scope_2
        T(1+1,z_first_scope_2) = X2(z_first_scope_2-Beam2_position);
    end

end
end
end

```

3. Function file of optimization#1

```

function [heat,time] = optimization1(T,dt,column_grid_point,Beam12_TEMP)
heat = zeros();
[Row] = size(T);
RR = Row;
for i = 2:(RR-1)
    search = (T >= 45);
    row_down = search(i-1,:);
    row_middle = search(i,:);
    row_up = search(i+1,:);

    if row_down(1,12) == 0 && row_middle(1,12) == 1 && row_up(1,12) == 1
        % healthy tissue is all safe %
        n = i;
        time = n*dt;
        for column_op1 = 1:column_grid_point
            heat(1,column_op1) = T(i,column_op1);
        end
    elseif T(1,11) == Beam12_TEMP && (T(i,12)-T(i-1,12)) ~= 0 &&
        (T(i+1,12)-T(i,12)) == 0
        % in this case, Beam2_position = 11 are defined
        n = i;
        time = n*dt;
        for column_op1 = 1:column_grid_point
            heat(1,column_op1) = T(i,column_op1);
        end
    end
end
end
end

```

4. Function file of optimization#2

```

function [selected_Beam2_position,selected_time,new_time,B2P] =
    optimization2(TT,tt,column_grid_point)

new_temp = zeros();
new_time = zeros();
B2P = zeros();
factor = 0;
transpose_t = tt';
all_beam2_pos = 10;

for row_op2 = 1:all_beam2_pos
    t = transpose_t(row_op2);
    temp_profile = TT(row_op2,:);
    logical_profile = (temp_profile >= 45);
    logical_profile_sum = sum(logical_profile);

    if logical_profile_sum <= 9
        factor = factor + 1;
    end

    if TT(row_op2,11) >= 50
        factor = factor + 1;
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

if logical_profile_sum >= 11 && TT(row_op2,11) < 50
    subtract_results = row_op2-factor;

    for column_op = 1:column_grid_point
        new_temp(subtract_results,column_op) = temp_profile(1,column_op);
        new_time(subtract_results,1) = t(1);
        B2P(subtract_results,1) = row_op2+1;
    end
end
end

[Time_value,Time_position] = min(new_time);
selected_Beam2_position = B2P(Time_position);
selected_time = Time_value;

end

```



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ง

แบบจำลองการถ่ายเทความร้อน 2 มิติ บนโครงสร้างเต้านมผู้ป่วยหญิงด้วยลำอัลตราซาวด์ ความเข้มสูงแบบโฟกัส (HIFU) ถูกสร้างโดยการเขียนโปรแกรมภายในซอฟต์แวร์เมทแลป ไฟล์ที่ถูกใช้ สำหรับการประมวลผลถูกจำแนกเป็น 2 ประเภท สคริปต์ไฟล์เป็นไฟล์หลักสำหรับการประมวลผลมี จำนวน 1 ไฟล์ ฟังก์ชันไฟล์เป็นไฟล์เสริมสำหรับการคำนวณทางความดันคลื่นเสียงและความร้อนกับ โครงสร้างเต้านมมีจำนวน 8 ไฟล์ การเขียนโปรแกรมในแต่ละประเภทไฟล์มีรายละเอียด ดังนี้

1. Script file of cancer destruction in breast structure with HIFU in 2-D simulation

```
% step size of dx,dy
dx = 1e-4; % [meter]
dy = dx; % [meter]

% define the grid parameters
fat_radius = 6e-2; % [m] or 6 cm
fat_thickness = 2e-2; % [m] or 2 cm
skin_thickness = 3e-3; % [m] or 3 mm
Nx = 2*round(fat_radius/dx); % [grid points]
Ny = Nx; % [grid points]
kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy);

ROW_number = 3; % a number of row on tumor [unit]
for ROW = 1:ROW_number

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Acoustic simulation %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% fixed source parameters %
freq = 1e6; % frequency [Hz]
amp = 2e5; % pressure amplitude [Pa]
diameter = 4e-2; % diameter of focusing lens [meter]

% varied source parameter %
if ROW==1
% source parameter#1 %
radius = 3e-2; % radius of focusing lens [meter]
time = 30; % time for opening the HIFU transducer [second]
SFP_num = 9; % a number of focusing point [unit]
s_value = 10; % step of focusing point [grid point]: {10 grid point = 1 mm}
initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value; % initial focusing point
final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value; % final focusing point
elseif ROW==2
% source parameter#2 %
radius = 4.5e-2; % radius of focusing lens [meter]
time = 50; % time for opening the HIFU transducer [second]
SFP_num = 15; % a number of focusing point [unit]
s_value = 10; % step of focusing point [grid point]
initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value; % initial focusing point
final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value; % final focusing point
elseif ROW==3
% source parameter#3 %
radius = 5e-2; % radius of focusing lens [meter]
time = 60; % time for opening the HIFU transducer [second]
SFP_num = 9; % a number of focusing point [unit]
s_value = 10; % step of focusing point [grid point]: {10 grid point = 1 mm}
initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value; % initial focusing point
final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value; % final focusing point
end
for SFP = initial_FP:s_value:final_FP
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% acoustic parameters#1 : [1,2] ----> 1 = sound speed [m/s]
%                               ----> 2 = medium density [kg/m^3]
muscle_SD = [1585,1090];
gland_SD  = [1510,1041];
fat_SD    = [1478,911];
tumor_SD  = [1548,920];
skin_SD   = [1624,1109];

[v,p,transducer_pos,structure_boundary]=Soundspeed_Density_on_medium(Nx,Ny,dx,
fat_thickness,skin_thickness,gland_SD,fat_SD,skin_SD,muscle_SD,tumor_SD);
medium.sound_speed = v;   % sound speed matrix (Nx,Ny)
medium.density = p;      % density matrix (Nx,Ny)

% acoustic parameters#2 : [1,2] ----> 1 = absorption coefficient: alpha0
%                               [dB/(MHz^y cm)]
%                               ----> 2 = non-linearity parameter
muscle_AB = [0.63,7.17];
gland_AB  = [0.88,9.63];
fat_AB    = [0.39,10.07];
tumor_AB  = [1.2,7.17];
skin_AB   = [1.84,0];
[alpha0,BonA]=Alpha0_BonA_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,gland_AB,fat_AB,
skin_AB,muscle_AB,tumor_AB);
medium.alpha_coeff = alpha0; % absorption coefficient matrix (Nx,Ny)
medium.alpha_power = 1;
medium.alpha_mode = 'no_dispersion'; % medium.alpha_power = 1
medium.BonA = BonA; % non-linearity matrix (Nx,Ny)

% position of HIFU transducer on matrix(Nx,Ny)
transd_pointx = transducer_pos(1,1); % row position
transd_pointy = SFP; % column position
source.p_mask = makeArc([Nx, Ny], [transd_pointx,transd_pointy], round(radius
/ dx), round(diameter / dx) + 1, [500,transd_pointy]);
DisplayMask = structure_boundary + source.p_mask;

% the time step using an integer number of points per period
n = 1;
average_sound_speed = ( muscle_SD(n) + gland_SD(n) +...
fat_SD(n) + tumor_SD(n) + skin_SD(n) )/5;
ppw = average_sound_speed / (freq * dx); % points per wavelength
cfl = 0.3; % cfl number
ppp = ceil(ppw / cfl); % points per period
T = 1 / freq; % period [s]
dt = T / ppp; % time step [s]

% the number of time steps to reach steady state
t_end = sqrt( kgrid.x_size.^2 + kgrid.y_size.^2 )/average_sound_speed;
Nt = round(t_end / dt);

% the time array
kgrid.setTime(Nt, dt);

% the input signal
source.p = createCWSignals(kgrid.t_array, freq, amp, 0);

% the sensor for detection of pressure amplitude
sensor.mask = ones(Nx, Ny);
sensor.record = {'p', 'p_max_all','p_final'};

% force sensor to record the pressure at the last 3 cycles in steady state
num_periods = 3;
T_points = round(num_periods * T / kgrid.dt);
sensor.record_start_index = Nt - T_points + 1;

% set the optional input parameter
input_args = {'PMLInside', false, 'PlotPML', false, 'DisplayMask', ...
DisplayMask,'PlotScale', [-1, 1] * amp,'PlotPML',true,'DataCast','single'};

% run the acoustic simulation
sensor_data = kspaceFirstOrder2D(kgrid, medium, source, sensor,
input_args{:});

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
                    %%% Data conversion %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% convert the absorption coefficient to nepers/m
alpha_np = db2neper(medium.alpha_coeff, medium.alpha_power) * ...
(2 * pi * freq).^medium.alpha_power;

% extract the pressure amplitude at each position
Pressure = extractAmpPhase(sensor_data.p, 1/kgrid.dt, freq);

% reshape the data, and calculate the volume rate of heat deposition
Pressure = reshape(Pressure, Nx, Ny);
Q = alpha_np .* Pressure.^2 ./ (medium.density .* medium.sound_speed);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
                    %%% Heat transfer simulation %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

clear medium source sensor;

% thermal parameter#1
% heat diffusion parameter : [1,2,3] ----> 1 = medium density [kg/m^3]
%                               ----> 2 = specific heat capacitor
%                               [J/(kg.K)]
%                               ----> 3 = thermal conductivity [W/(m.K)]
%
gland_D = [1041,2960,0.33];
fat_D = [911,2348,0.21];
skin_D = [1109,3391,0.37];
muscle_D = [1090,3421,0.49];
tumor_D = [920,3000,0.42];
[p,Cp,K,XY] = Heat_diffusion_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,gland_D,fat_D,
skin_D,muscle_D,tumor_D);
medium.density = p; % density matrix (Nx,Ny)
medium.specific_heat = Cp; % specific heat capacity matrix (Nx,Ny)
medium.thermal_conductivity = K; % thermal conductivity matrix (Nx,Ny)

% thermal parameter#2
% heat perfusion parameter : [1,2,3] ----> 1 = blood density [kg/m^3]
%                               ----> 2 = blood specific heat capacitor
%                               [J/(kg.K)]
%                               ----> 3 = heat perfusion rate [W/(m.K)]
%
gland_P = [1043,3825,0.00018];
fat_P = [0,0,0];
skin_P = [0,0,0];
muscle_P = [1043,3825,0.00018];
tumor_P = [1060,3167,0.009];
[pb,Cpb,W] = Heat_perfusion_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,gland_P,fat_P,
skin_P,muscle_P,tumor_P);
medium.blood_density = pb; % blood density matrix
medium.blood_specific_heat = Cpb; % blood specific heat capacity matrix
medium.blood_perfusion_rate = W; % blood perfusion rate matrix
medium.blood_ambient_temperature = 37; % ambient blood temperature within
perfused tissue regions [degC]

% thermal parameter#3
% metabolic heat parameter [W/m^3]
gland_M = 450;
fat_M = 0;
skin_M = 0;
muscle_M = 450;
tumor_M = 29000;
qm = Metabolic_heat_generation_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,gland_M,
fat_M,skin_M,muscle_M,tumor_M);
source.Q = Q+qm;
source.T0 = 37; % initial temperature of all tissue

% the sensor for heat detection at tumor area and area surrounding tumor
x1_point = XY(1,1); x2_point = XY(1,2);
y1_point = XY(2,1); y2_point = XY(2,2);
sensor.mask = zeros(Nx,Ny);
sensor.mask(x1_point:x2_point,y1_point:y2_point) = 1;

% run the heat transfer simulation
kdiff = kWaveDiffusion(kgrid, medium, source, sensor);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% time that heat deposition works
on_time = time; % [s]

% time step for heat deposition of simulation
dt = 0.1;

% take time steps
kdiff.takeTimeStep(round(on_time / dt), dt);

% temperature profile at final time of simulation
T1 = kdiff.T;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% Data storage %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

% temperature profile data %
save(sprintf('TempProfile_row=%d_SFP=%d.mat',ROW,SFP),'kdiff',...
'Q','Pressure','-v7.3')

% acoustic plane wave and breast structure figure %
figure(1);
imagesc(kgrid.y_vec*1e3 , kgrid.x_vec*1e3 , ...
DisplayMark, [-1, 1]);
colormap(getColorMap);
ylabel('Y-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
xlabel('X-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
set(gca,'FontSize',15,'FontName','Times New Roman')
axis image;
Name1 = sprintf('structure_row=%d_SFP=%d',ROW,SFP);
print('-f1',Name1,'-djpeg','-r400')

% acoustic plane wave figure %
figure(2)
imagesc(kgrid.y_vec*1e3 , kgrid.x_vec*1e3 , ...
sensor_data.p_final, [-1, 1]*amp);
h = colorbar;
xlabel(h, '[Pa]');
ylabel('Y-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
xlabel('X-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
axis image;
colormap(getColorMap);
set(gca,'FontSize',15,'FontName','Times New Roman')
Name2 = sprintf('PlaneWave_row=%d_SFP=%d',ROW,SFP);
print('-f2',Name2,'-djpeg','-r400')

% acoustic pressure amplitude figure %
figure(3)
imagesc(kgrid.y_vec * 1e3, kgrid.x_vec * 1e3, Pressure*1e-6 );
h = colorbar;
xlabel(h, '[MPa]');
ylabel('Y-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
xlabel('X-position [mm]','FontSize',15,'FontName','Times New Roman');
axis image;
colormap(jet(256));
scaleFig(1.5, 1);
set(gca,'FontSize',15,'FontName','Times New Roman')
Name3 = sprintf('AcousticPressureAmp_row=%d_SFP=%d',ROW,SFP);
print('-f3',Name3,'-djpeg','-r400')

% heat deposition figure %
figure(4)
imagesc(kgrid.y_vec * 1e3, kgrid.x_vec * 1e3, Q * 1e-7);
h = colorbar;
xlabel(h, '[kW/cm^3]');
ylabel('Y-position [mm]');
xlabel('X-position [mm]');
axis image;
colormap(jet(256));
scaleFig(1.5, 1);
set(gca,'FontSize',15,'FontName','Times New Roman')
Name4 = sprintf('HeatDeposition_row=%d_SFP=%d',ROW,SFP);
print('-f4',Name4,'-djpeg','-r400')

% temperature profile figure %
figure(5);
imagesc(kgrid.y_vec * 1e3, kgrid.x_vec * 1e3, T1);

```

เอกสารนี้เป็นfigure(5);สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

h = colorbar;
xlabel(h, '[degC]');
ylabel('Y-position [mm]', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman');
xlabel('X-position [mm]', 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman');
axis image;
colormap(jet(256));
scaleFig(1.5, 1);
set(gca, 'FontSize',15, 'FontName', 'Times New Roman')
Name5 = sprintf('Temperature_profile_row=%d_SFP=%d', ROW, SFP);
print('-f5', Name5, '-djpeg', '-r400')

close all
pause(30)
clear medium source sensor
end

end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% Consideration of healthy and dead tissue %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

n = 0;
row_T = cell(3,15);
for ROW = 1:3

    if ROW == 1
        % source parameter#1 %
        SFP_num = 9;
        s_value = 10;
        initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value;
        final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value;
    elseif ROW==2
        % source parameter#2 %
        SFP_num = 15;
        s_value = 10;
        initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value;
        final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value;
    elseif ROW==3
        % source parameter#3 %
        SFP_num = 9;
        s_value = 10;
        initial_FP = 575 - (floor(SFP_num/2))*s_value;
        final_FP = 575 + (floor(SFP_num/2))*s_value;
    end

    if ROW == 2 || ROW == 3
        n = 0;
    end

    for SFP = initial_FP:s_value:final_FP
        n = n+1;
        % download the temperature profile %
        load (sprintf('TempProfile_row=%d_SFP=%d.mat', ROW, SFP))
        % boundary condition of healthy and dead tissue at 45 degree Celsius %
        Binary_Temp = (kdiff.T>=45);
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Ny
                a = Binary_Temp(i,j);
                if a >= 1
                    Binary_Temp(i,j) = 1;
                end
            end
        end
        row_T{ROW,n} = Binary_Temp;
        figure(1)
        surf(1:Nx,1:Ny,double(row_T{ROW,n}))
        axis([1 1200 1 1200 0.5 1])
        ax = gca;
        ax.XTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
        ax.YTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
        grid minor
        view(0,-90)
        Name1 = sprintf('Dead tumor_position__row=%d_SFP=%d', ROW, SFP);
        print('-f1', Name1, '-djpeg', '-r300')
        close;
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

row1 = double(sum(cat(3,row_T{1,1:9}),3));
row2 = double(sum(cat(3,row_T{2,1:15}),3));
row3 = double(sum(cat(3,row_T{3,1:9}),3));

% summation of row#1, row#2 and row#3 %
row123 = row1 + row2 + row3;

for i = 1:Nx
    for j = 1:Ny
        B1 = row1(i,j);
        B2 = row2(i,j);
        B3 = row3(i,j);
        B = row123(i,j);
        if B1 >= 1
            row1(i,j) = 1;
        end

        if B2 >= 1
            row2(i,j) = 1;
        end

        if B3 >= 1
            row3(i,j) = 1;
        end

        if B >= 1
            row123(i,j) = 1;
        end
    end
end

% display of healthy and dead tissue in row#1 %
figure(1)
surf(1:Nx,1:Ny,row1)
axis([1 1200 1 1200 0.5 1])
ax = gca;
ax.XTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
ax.YTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
grid minor
view(0,-90)
print('-f1','row1_dead_tumor','-djpeg','-r300')

% display of healthy and dead tissue in row#2 %
figure(2)
surf(1:Nx,1:Ny,row2)
axis([1 1200 1 1200 0.5 1])
ax = gca;
ax.XTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
ax.YTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
grid minor
view(0,-90)
print('-f2','row2_dead_tumor','-djpeg','-r300')

% display of healthy and dead tissue in row#3 %
figure(3)
surf(1:Nx,1:Ny,row3)
axis([1 1200 1 1200 0.5 1])
ax = gca;
ax.XTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
ax.YTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
grid minor
view(0,-90)
print('-f3','row3_dead_tumor','-djpeg','-r300')

% display of healthy and dead tissue in row#1, row#2 and row#3 %
figure(4)
surf(1:Nx,1:Ny,row123)
axis([1 1200 1 1200 0.5 1])
ax = gca;
ax.XTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
ax.YTick = [0 200 400 600 800 1000 1200];
grid minor
view(0,-90)
print('-f4','row123_dead_tumor','-djpeg','-r300')

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. Function file of sound speed and density parameter

```

function [v,p,transducer_pos,structure_boundary] =
Soundspeed_Density_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,skin_thickness,gland_SD,fat_SD,ski
n_SD,muscle_SD,tumor_SD)

fat_radius_grid_point = round(Nx/2);           % fat radius [grid point]
thickness = Nx - 2.5*round(fat_thickness/dx); % muscle thickness [grid point]
skin_grid_point = round(skin_thickness/dx);    % skin thickness [grid point]

% reference point for medium construction
cx = thickness-1; % row position
cy = Nx/2;       % column position

for num = 1:length(fat_SD)
    if num == 1 % different parameters of sound speed on medium
        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_SD(num);
        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_SD(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_SD(num)*TUMOR) + (gland_SD(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;
        % fat %
        fat = fat_SD(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat(1:98,:) = 0;
        fat(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_SD(num)*Final;
        fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;
        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;
        % skin %
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Nx
                value = MGTF_structure(i,j);
                if value == 0
                    MGTF_structure(i,j) = skin_SD(num);
                end
            end
        end
        v = MGTF_structure; % sound speed matrix (Nx,Ny)

    elseif num == 2 % different parameters of density on medium
        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_SD(num);
        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_SD(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_SD(num)*TUMOR) + (gland_SD(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;
        % fat %
        fat = fat_SD(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat(1:98,:) = 0;
        fat(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_SD(num)*Final;
        fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;
        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;
        % skin %
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Nx
                value = MGTF_structure(i,j);
                if value == 0
                    MGTF_structure(i,j) = skin_SD(num);
                end
            end
        end
        p = MGTF_structure; % density matrix (Nx,Ny)
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

end
% structure boundary of medium %
% muscle boundary %
startpoint = [thickness,1];
endpoint = [thickness,Nx];
muscle_boundary = makeLine(Nx,Nx,startpoint,endpoint);
% tumor and gland boundary %
tumor_gland_boundary = Final;
% fat boundary %
fat_boundary = makeCircle(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
fat_boundary(thickness:Nx,:) = 0;
fat_boundary(1:98,:) = 0;
structure_boundary = muscle_boundary + fat_boundary + tumor_gland_boundary;
% transducer position %
x_ax = cx - fat_radius_grid_point - skin_grid_point; % row position
y_ax = cy; % column position
transducer_pos = [x_ax,y_ax];

end

```

3. Function file of absorption coefficient and nonlinearity parameter

```

function [alpha0,BonA] = Alpha0_BonA_on_medium(Nx,Ny,dx,
fat_thickness,gland_AB,fat_AB,skin_AB,muscle_AB,tumor_AB)

fat_radius_grid_point = round(Nx/2); % fat radius [grid point]
thickness = Nx - 2.5*round(fat_thickness/dx); % muscle thickness [grid point]

% reference point for medium construction
cx = thickness-1; % row position
cy = Nx/2; % column position

% calculate the matrix structure
for num = 1:length(fat_AB)
    if num == 1 % different parameters of absorption coefficient on medium
        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_AB(num);

        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_AB(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_AB(num)*TUMOR) + (gland_AB(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

        % fat %
        fat_AB = fat_AB(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat_AB(1:98,:) = 0;
        fat_AB(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_AB(num)*Final;
        fat_layer = fat_AB - tumor_and_gland_position;

        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;
        % skin %
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Nx
                value = MGTF_structure(i,j);
                if value == 0
                    MGTF_structure(i,j) = skin_AB(num);
                end
            end
        end
        alpha0 = MGTF_structure; % absorption coefficient matrix (Nx,Ny)
    elseif num == 2 % different parameters of non-linearity on medium
        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_AB(num);

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% gland and tumor %
[Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
gland_parameter_value = gland_AB(num)*(Final - tumor_binary_value);
tumor_parameter_value = (tumor_AB(num)*TUMOR) + (gland_AB(num)*tumor_duct);
GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

% fat %
fat_AB = fat_AB(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
fat_AB(1:98,:) = 0;
fat_AB(thickness:Nx,:) = 0;
tumor_and_gland_position = fat_AB(num)*Final;
fat_layer = fat_AB - tumor_and_gland_position;

% combine muscle, gland, tumor and fat %
MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

% skin %
for i = 1:Nx
    for j = 1:Nx
        value = MGTF_structure(i,j);
        if value == 0
            MGTF_structure(i,j) = skin_AB(num);
        end
    end
end

BonA = MGTF_structure; % non-linearity parameter matrix (Nx,Ny)

end
end
end

```

4. Function file of heat diffusion parameter

```

function [p,Cp,K,XY] = Heat_diffusion_on_medium(Nx,Ny,dx,fat_thickness,
gland_D,fat_D,skin_D,muscle_D,tumor_D)

fat_radius_grid_point = round(Nx/2); % fat radius [grid point]
thickness = Nx - 2.5*round(fat_thickness/dx); % muscle thickness [grid point]

% reference point for medium construction
cx = thickness-1; % row position
cy = Nx/2; % column position

for num = 1:length(fat_D)
    if num == 1 % different parameters of density on medium

        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_D(num);

        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct,XY] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_D(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_D(num)*TUMOR) + (gland_D(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

        % fat %
        fat = fat_D(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat(1:98,:) = 0;
        fat(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_D(num)*Final;
        fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

        % skin %
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Nx
                value = MGTF_structure(i,j);
            end
        end
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

        if value == 0
            MGTf_structure(i,j) = skin_D(num);
        end
    end
end

p = MGTf_structure;    % density matrix (Nx,Ny)

elseif num == 2    % different parameters of specific heat on medium

    % muscle %
    muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
    muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_D(num);

    % gland and tumor %
    [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
    tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
    gland_parameter_value = gland_D(num)*(Final - tumor_binary_value);
    tumor_parameter_value = (tumor_D(num)*TUMOR) + (gland_D(num)*tumor_duct);
    GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

    % fat %
    fat = fat_D(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
    fat(1:98,:) = 0;
    fat(thickness:Nx,:) = 0;
    tumor_and_gland_position = fat_D(num)*Final;
    fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

    % combine muscle, gland, tumor and fat %
    MGTf_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

    % skin %
    for i = 1:Nx
        for j = 1:Nx
            value = MGTf_structure(i,j);
            if value == 0
                MGTf_structure(i,j) = skin_D(num);
            end
        end
    end

    Cp = MGTf_structure;    % specific heat matrix (Nx,Ny)

elseif num == 3    % different parameters of thermal conductivity on medium

    % muscle %
    muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
    muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_D(num);

    % gland and tumor %
    [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
    tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
    gland_parameter_value = gland_D(num)*(Final - tumor_binary_value);
    tumor_parameter_value = (tumor_D(num)*TUMOR) + (gland_D(num)*tumor_duct);
    GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

    % fat %
    fat = fat_D(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
    fat(1:98,:) = 0;
    fat(thickness:Nx,:) = 0;
    tumor_and_gland_position = fat_D(num)*Final;
    fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

    % combine muscle, gland, tumor and fat %
    MGTf_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

    % skin %
    for i = 1:Nx
        for j = 1:Nx
            value = MGTf_structure(i,j);
            if value == 0
                MGTf_structure(i,j) = skin_D(num);
            end
        end
    end

    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 K = MGTf_structure; % thermal conductivity matrix (Nx,Ny)
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

end
end
end

```

5. Function file of heat perfusion parameter

```

function [pb,Cpb,W] = Heat_perfusion_on_medium(Nx,Ny,dx, fat_thickness,
gland_P, fat_P, skin_P, muscle_P, tumor_P)

fat_radius_grid_point = round(Nx/2);           % fat radius [grid point]
thickness = Nx - 2.5*round(fat_thickness/dx); % muscle thickness [grid point]

% reference point for medium construction
cx = thickness-1; % row position
cy = Nx/2;       % column position

for num = 1:length(fat_P)
    if num == 1 % different parameters of blood density on medium

        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_P(num);

        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_P(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_P(num)*TUMOR) + (gland_P(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

        % fat %
        fat = fat_P(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat(1:98,:) = 0;
        fat(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_P(num)*Final;
        fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

        % skin %
        for i = 1:Nx
            for j = 1:Nx
                value = MGTF_structure(i,j);
                if value == 0
                    MGTF_structure(i,j) = skin_P(num);
                end
            end
        end

        pb = MGTF_structure; % blood density matrix (Nx,Ny)

    elseif num == 2 % different parameters of blood specific heat on medium

        % muscle %
        muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
        muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_P(num);

        % gland and tumor %
        [Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
        tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
        gland_parameter_value = gland_P(num)*(Final - tumor_binary_value);
        tumor_parameter_value = (tumor_P(num)*TUMOR) + (gland_P(num)*tumor_duct);
        GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

        % fat %
        fat = fat_P(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
        fat(1:98,:) = 0;
        fat(thickness:Nx,:) = 0;
        tumor_and_gland_position = fat_P(num)*Final;
        fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

        % combine muscle, gland, tumor and fat %
        MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;
    end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% skin %
for i = 1:Nx
    for j = 1:Nx
        value = MGTf_structure(i,j);
        if value == 0
            MGTf_structure(i,j) = skin_P(num);
        end
    end
end

Cpb = MGTf_structure; % blood specific heat matrix (Nx,Ny)

elseif num == 3 % different parameters of perfusion rate on medium

% muscle %
muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_P(num);

% gland and tumor %
[Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
gland_parameter_value = gland_P(num)*(Final - tumor_binary_value);
tumor_parameter_value = (tumor_P(num)*TUMOR) + (gland_P(num)*tumor_duct);
GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

% fat %
fat = fat_P(num)*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
fat(1:98,:) = 0;
fat(thickness:Nx,:) = 0;
tumor_and_gland_position = fat_P(num)*Final;
fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

% combine muscle, gland, tumor and fat %
MGTf_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

% skin %
for i = 1:Nx
    for j = 1:Nx
        value = MGTf_structure(i,j);
        if value == 0
            MGTf_structure(i,j) = skin_P(num);
        end
    end
end

W = MGTf_structure; % perfusion rate matrix (Nx,Ny)

end
end
end

```

6. Function file of metabolic heat generation parameter

```

function qm = Metabolic_heat_generation_on_medium(Nx,Ny,dx,
fat_thickness,gland_M,fat_M,skin_M,muscle_M,tumor_M)

fat_radius_grid_point = round(Nx/2); % fat radius [grid point]
thickness = Nx - 2.5*round(fat_thickness/dx); % muscle thickness [grid point]

% reference point for medium construction
cx = thickness-1; % row position
cy = Nx/2; % column position

% muscle %
muscle_layer = zeros(Nx,Nx);
muscle_layer(thickness:Nx,:) = muscle_M;
% gland and tumor %
[Final,TUMOR,tumor_duct] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx);
tumor_binary_value = TUMOR + tumor_duct;
gland_parameter_value = gland_M*(Final - tumor_binary_value);
tumor_parameter_value = (tumor_M*TUMOR) + (gland_M*tumor_duct);
GT_layer = gland_parameter_value + tumor_parameter_value;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ควรนำข้อมูลไปใช้ในการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% fat %
fat = fat_M*makeDisc(Nx,Nx,cx,cy,fat_radius_grid_point);
fat(1:98,:) = 0;
fat(thickness:Nx,:) = 0;
tumor_and_gland_position = fat_M*Final;
fat_layer = fat - tumor_and_gland_position;

% combine muscle, gland, tumor and fat %
MGTF_structure = muscle_layer + GT_layer + fat_layer;

% skin %
for i = 1:Nx
    for j = 1:Nx
        value = MGTF_structure(i,j);
        if value == 0
            MGTF_structure(i,j) = skin_M;
        end
    end
end

qm = MGTF_structure; % metabolic heat matrix (Nx,Ny)

end

```

7. Function file of gland and tumor medium

```

function [Final,TUMOR,tumor_duct,XY] = Gland_Tumor(Nx,Ny,dx)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% the tumor and five glands on medium %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

gland_tumor_number = 6;
% 1 % gland1 --> diameter = 2 cm
cx1 = 400; cy1 = 250; % center point of gland#1
[G1,rad1] = Gland(Nx,Ny,dx,cx1,cy1);
% 2 % gland2 -> diameter = 2 cm
cx2 = 425; cy2 = 975; % center point of gland#2
[G2,rad2] = Gland(Nx,Ny,dx,cx2,cy2);
% 3 % tumor#1 --> diameter = 3 cm
cx3 = 450; cy3 = 575; % center point of tumor#1
tumor_stage = 1;
[P3,rad3,hor3] = Tumor(Nx,Ny,dx,cx3,cy3,tumor_stage);
% 4 % gland4 -> diameter = 2 cm % center point of gland#3
cx4 = 550; cy4 = 725; % center point of gland#4
[G4,rad4] = Gland(Nx,Ny,dx,cx4,cy4);
% 5 % gland5 -> diameter = 2 cm %
cx5 = 435; cy5 = 400; % center point of gland#5
[G5,rad5] = Gland(Nx,Ny,dx,cx5,cy5);
% 6 % gland6 -> diameter = 2 cm
cx6 = 395; cy6 = 825; % center point of gland#6
[G6,rad6] = Gland(Nx,Ny,dx,cx6,cy6);

total_GT = G1+G2+P3+G4+G5+G6; % five gland on matrix (Nx,Ny)
TUMOR = P3; % a tumor on matrix (Nx,Ny)

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% six ducts on medium %
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

Top_point(1) = cx1-rad1 ; % top point of gland#1
Top_point(2) = cx2-rad2 ; % top point of gland#2
Top_point(3) = cx3-rad3 ; % top point of tumor#1
Top_point(4) = cx4-rad4 ; % top point of gland#3
Top_point(5) = cx5-rad5 ; % top point of gland#4
Top_point(6) = cx6-rad6 ; % top point of gland#5

% two points of width at each gland and tumor for duct width %
w_point(1,1) = cy1 - 25; w_point(1,2) = cy1 + 25; % duct#1
w_point(2,1) = cy2 - 25; w_point(2,2) = cy2 + 25; % duct#2
w_point(3,1) = cy3 - 15; w_point(3,2) = cy3 + 15; % duct#3
w_point(4,1) = cy4 - 15; w_point(4,2) = cy4 + 15; % duct#4
w_point(5,1) = cy5 - 20; w_point(5,2) = cy5 + 20; % duct#5

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับวงวิชาการเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

w_point(6,1) = cy6 - 20; w_point(6,2) = cy6 + 20; % duct#6
width(1) = w_point(1,2) - w_point(1,1) + 1; % width of duct#1 close to gland#1
width(2) = w_point(2,2) - w_point(2,1) + 1; % width of duct#2 close to gland#2
width(3) = w_point(3,2) - w_point(3,1) + 1; % width of duct#3 close to tumor#1
width(4) = w_point(4,2) - w_point(4,1) + 1; % width of duct#4 close to gland#3
width(5) = w_point(5,2) - w_point(5,1) + 1; % width of duct#5 close to gland#4
width(6) = w_point(6,2) - w_point(6,1) + 1; % width of duct#6 close to gland#5

% construct six ducts from gland and tumor to top of fat %
total = zeros(Nx,Ny,gland_tumor_number);
L = cell(1,gland_tumor_number);
c = zeros();
for order = 1:gland_tumor_number

    if order == 1 || order == 2 || order == 3 ||...
        order == 4 || order == 5 || order == 6
        m = 0;
    end

    for j = w_point(order,1):w_point(order,2)

        m = m+1;
        b = Top_point(order)+1;
        value1 = total_GT(Top_point(order),j);
        value2 = total_GT(b,j);

        while value2 == 0
            b = b+1;
            value2 = total_GT(b,j);
        end

        % collect each line of a duct in cell array L %
        c(m) = b-1;
        L(1,m) = makeLine(Nx, Ny, [c(m),j], [100,600]);
    end

    % sum each line of a duct (element of cell array L) to get %
    % the duct from top of tumor and gland to top of fat %
    total(:, :, order) = sum(cat(width(order),L{:}),width(order));
end

% five ducts join to five glands on matrix (Nx,Ny) %
gland_duct = total(:, :, 1) + total(:, :, 2) + total(:, :, 3) + ...
    total(:, :, 4) + total(:, :, 5) + total(:, :, 6);
% a duct adjoin to tumor on matrix (Nx,Ny) %
tumor_duct = total(:, :, 3);

% assembly the gland, tumor and duct together %
Final = total_GT + gland_duct;
for x = 1:Nx
    for y = 1:Ny
        data1 = Final(x,y);
        data2 = tumor_duct(x,y);
        if data1 >= 1
            Final(x,y) = 1;
        else
            Final(x,y) = 0;
        end

        if data2 >= 1
            tumor_duct(x,y) = 1;
        else
            tumor_duct(x,y) = 0;
        end
    end
end

% This part is to solve the hole on six ducts by making them dense %
type = 2;
for M = 1:type

    if M==1
        x1 = 2; x2 = 350;
        y1 = 2; y2 = Ny+1;
    elseif M==2

```

```

x1 = 370; x2 = 450;
y1 = 660; y2 = 775;
end

for X = x1:x2
    for Y = y1:y2
        GG = Final(X,Y);

        % case 1 %
        clu = Final(X-1,Y); cld = Final(X+1,Y);
        if GG==0 && clu==1 && cld==1
            Final(X,Y) = 1;
        end

        % case 2 %
        c2u = Final(X-1,Y);
        c2d = Final(X+1,Y);
        c2dd = Final(X+2,Y);
        if GG==0 && c2u==1 && c2d==0 && c2dd==1
            Final(X,Y) = 1;
        end

        % case 3 %
        c3u = Final(X-1,Y);
        c3l = Final(X,Y-1); c3r = Final(X,Y+1);
        c3d = Final(X+1,Y);
        if GG==0 && c3l==1 && c3r==1 && c3u==1 && c3d==1
            Final(X,Y) = 1;
        end
    end
end

% rectangle region on tumor for thermal sensor %

% tumor center point on row position
x1_point = cx3 - rad3 - 50; % left side at 50 grid point (50 grid point = 5 mm)
x2_point = cx3 + rad3 + 50; % left side at 50 grid point
X = [x1_point,x2_point];

% tumor center point on column position
y1_point = cy3 - hor3 - 50; % above side at 50 grid point
y2_point = cy3 + hor3 + 50; % below side at 50 grid point
Y = [y1_point,y2_point];
XY = [X;Y];

```

8. Function file of gland medium

```

function [Gland,vertical_dis]=Gland(Nx,Ny,dx,cx,cy)

comp_rad1 = 0.5e-2; % radius of component#1 of tumor [meter]
comp_rad2 = 0.35e-2; % radius of component#2 of tumor [meter]
comp_rad3 = 0.2e-2; % radius of component#3 of tumor [meter]
comp_rad4 = 0.35e-2; % radius of component#4 of tumor [meter]
comp_rad5 = 0.2e-2; % radius of component#5 of tumor [meter]

rad_GP1 = round(comp_rad1/dx); % radius grid point of component#1
rad_GP2 = round(comp_rad2/dx); % radius grid point of component#2
rad_GP3 = round(comp_rad3/dx); % radius grid point of component#3
rad_GP4 = round(comp_rad4/dx); % radius grid point of component#4
rad_GP5 = round(comp_rad5/dx); % radius grid point of component#5

% vertical radius of gland
vertical_dis = round(rad_GP1+rad_GP2+rad_GP3);

% generate five components of gland
cx1 = cx; cy1 = cy;
cx2 = cx-rad_GP1; cy2 = cy;
cx3 = cx2-rad_GP2; cy3 = cy;
cx4 = cx+rad_GP1; cy4 = cy;
cx5 = cx4+rad_GP4; cy5 = cy;
gland_comp1 = makeDisc(Nx,Ny,cx1,cy1,rad_GP1);

```

เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

gland_comp2 = makeDisc(Nx,Ny,cx2,cy2,rad_GP2);
gland_comp3 = makeDisc(Nx,Ny,cx3,cy3,rad_GP3);
gland_comp4 = makeDisc(Nx,Ny,cx4,cy4,rad_GP4);
gland_comp5 = makeDisc(Nx,Ny,cx5,cy5,rad_GP5);
gland = gland_comp1 + gland_comp2 + gland_comp3 + gland_comp4 + gland_comp5;

% component#1 of circumference %
% line11
R_pos11 = cx - ceil(rad_GP1/2);
C_pos11 = cy - rad_GP1 + 1;
line11 = makeLine(Nx,Ny,[cx,C_pos11],[R_pos11,C_pos11]);
% line12
R_pos12 = R_pos11 - ceil(rad_GP1/2);
C_pos12 = C_pos11 + 8;
line12 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos11,C_pos11],[R_pos12,C_pos12]);
% line13
R_pos13 = R_pos12 - ceil(rad_GP2/2);
C_pos13 = C_pos11 + 16;
line13 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos12,C_pos12],[R_pos13,C_pos13]);
% line14
R_pos14 = R_pos13 - ceil(rad_GP2/2);
C_pos14 = C_pos11 + 24;
line14 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos13,C_pos13],[R_pos14,C_pos14]);
% line15
R_pos15 = R_pos14 - ceil(rad_GP3/2);
C_pos15 = C_pos11 + 32;
line15 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos14,C_pos14],[R_pos15,C_pos15]);

line1 = line11 + line12 + line13 + line14 + line15;

% component#2 of circumference %
% line21
R_pos21 = cx - ceil(rad_GP1/2);
C_pos21 = cy + rad_GP1 - 1;
line21 = makeLine(Nx,Ny,[cx,C_pos21],[R_pos21,C_pos21]);
% line22
R_pos22 = R_pos21 - ceil(rad_GP1/2);
C_pos22 = C_pos21 - 8;
line22 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos21,C_pos21],[R_pos22,C_pos22]);
% line23
R_pos23 = R_pos22 - ceil(rad_GP2/2);
C_pos23 = C_pos21 - 16;
line23 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos22,C_pos22],[R_pos23,C_pos23]);
% line24
R_pos24 = R_pos23 - ceil(rad_GP2/2);
C_pos24 = C_pos21 - 24;
line24 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos23,C_pos23],[R_pos24,C_pos24]);
% line25
R_pos25 = R_pos24 - ceil(rad_GP3/2);
C_pos25 = C_pos21 - 32;
line25 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos24,C_pos24],[R_pos25,C_pos25]);

line2 = line21 + line22 + line23 + line24 + line25;

% component#3 of circumference %
% line31
R_pos31 = cx + ceil(rad_GP1/2);
C_pos31 = cy - rad_GP1 + 1;
line31 = makeLine(Nx,Ny,[cx,C_pos31],[R_pos31,C_pos31]);
% line32
R_pos32 = R_pos31 + ceil(rad_GP1/2);
C_pos32 = C_pos31 + 8;
line32 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos31,C_pos31],[R_pos32,C_pos32]);
% line33
R_pos33 = R_pos32 + ceil(rad_GP2/2);
C_pos33 = C_pos31 + 16;
line33 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos32,C_pos32],[R_pos33,C_pos33]);
% line34
R_pos34 = R_pos33 + ceil(rad_GP2/2);
C_pos34 = C_pos31 + 24;
line34 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos33,C_pos33],[R_pos34,C_pos34]);
% line35
R_pos35 = R_pos34 + ceil(rad_GP3/2);
C_pos35 = C_pos31 + 32;
line35 = makeLine(Nx,Ny,[R_pos34,C_pos34],[R_pos35,C_pos35]);

line3 = line31 + line32 + line33 + line34 + line35;

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

% component#4 of circumference %
% line41
R_pos41 = cx + ceil(rad_GP1/2);
C_pos41 = cy + rad_GP1 - 1;
line41 = makeLine(Nx,Ny, [cx,C_pos41], [R_pos41,C_pos41]);
% line42
R_pos42 = R_pos41 + ceil(rad_GP1/2);
C_pos42 = C_pos41 - 8;
line42 = makeLine(Nx,Ny, [R_pos41,C_pos41], [R_pos42,C_pos42]);
% line43
R_pos43 = R_pos42 + ceil(rad_GP2/2);
C_pos43 = C_pos41 - 16;
line43 = makeLine(Nx,Ny, [R_pos42,C_pos42], [R_pos43,C_pos43]);
% line44
R_pos44 = R_pos43 + ceil(rad_GP2/2);
C_pos44 = C_pos41 - 24;
line44 = makeLine(Nx,Ny, [R_pos43,C_pos43], [R_pos44,C_pos44]);
% line45
R_pos45 = R_pos44 + ceil(rad_GP3/2);
C_pos45 = C_pos41 - 32;
line45 = makeLine(Nx,Ny, [R_pos44,C_pos44], [R_pos45,C_pos45]);

line4 = line41 + line42 + line43 + line44 + line45;

line = line1 + line2 + line3 + line4;

Gland = line + gland;

for i = 1:Nx
    for j = 1:Ny
        value = Gland(i,j);
        if value > 1
            Gland(i,j) = 1;
        end
    end
end
end

% This part is to solve the hole on gland by making them dense %
vertical_radius = rad_GP1+rad_GP2+rad_GP3+rad_GP4+rad_GP5;
horizontal_rad = rad_GP1;

% region1 and region2
initial_row12 = abs(cx-vertical_radius); final_row12 = cx;
initial_column12 = abs(cy-horizontal_rad); final_column12 = cy+horizontal_rad;
for I = initial_row12:final_row12
    for J = initial_column12:final_column12
        a = Gland(I-1,J-1); b = Gland(I-1,J); c = Gland(I-1,J+1);
        d = Gland(I,J-1); e = Gland(I,J+1);
        f = Gland(I+1,J-1); g = Gland(I+1,J); h = Gland(I+1,J+1);
        if b == 1
            Gland(I,J) = 1;
        end
    end
end
end

% region3 and region4
initial_row34 = cx+vertical_radius; final_row34 = cx;
initial_column34 = cy+horizontal_rad; final_column34 = abs(cy-horizontal_rad);
for I = initial_row34:-1:final_row34
    for J = initial_column34:-1:final_column34
        a = Gland(I-1,J-1); b = Gland(I-1,J); c = Gland(I-1,J+1);
        d = Gland(I,J-1); e = Gland(I,J+1);
        f = Gland(I+1,J-1); g = Gland(I+1,J); h = Gland(I+1,J+1);
        if g == 1
            Gland(I,J) = 1;
        end
    end
end
end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

9. Function file of tumor medium

```

function [TuMor,vertical_dis,horizontal_dis] = Tumor(Nx,Ny,dx,cx,cy,tumor_stage)

if tumor_stage == 1      % diameter = 3 cm
    comp_rad1 = 0.3e-2;    % radius of component#1 of tumor [meter]
    comp_rad2 = 0.525e-2; % radius of component#2 [meter]
    comp_rad3 = 0.75e-2;  % radius of component#3 [meter]
    comp_rad4 = 0.525e-2; % radius of component#4 [meter]
elseif tumor_stage == 2 % diameter = 4 cm
    comp_rad1 = 0.4e-2;    % radius of component#1 of tumor [meter]
    comp_rad2 = 0.7e-2;   % radius of component#2 [meter]
    comp_rad3 = 1e-2;     % radius of component#3 [meter]
    comp_rad4 = 0.7e-2;   % radius of component#4 [meter]
end

rad_GP1 = round(comp_rad1/dx); % radius grid point of component#1
rad_GP2 = round(comp_rad2/dx); % radius grid point of component#2
rad_GP3 = round(comp_rad3/dx); % radius grid point of component#3
rad_GP4 = round(comp_rad4/dx); % radius grid point of component#4

% distance from center point of component#3 to top of tumor
vertical_dis = rad_GP1 + rad_GP2 + rad_GP3;

% distance from center point of component#3 to beside tumor
horizontal_dis = rad_GP1; %

% generate four components of tumor
cx1 = cx - rad_GP3 - rad_GP2; cy1 = cy;
cx2 = cx - rad_GP3;           cy2 = cy;
cx3 = cx;                     cy3 = cy;
cx4 = cx + rad_GP3;           cy4 = cy;
tumor_comp1 = makeDisc(Nx,Ny,cx1,cy1,rad_GP1);
tumor_comp2 = makeDisc(Nx,Ny,cx2,cy2,rad_GP2);
tumor_comp3 = makeDisc(Nx,Ny,cx3,cy3,rad_GP3);
tumor_comp4 = makeDisc(Nx,Ny,cx4,cy4,rad_GP4);

% Tumor %
TuMor = tumor_comp1 + tumor_comp2 + tumor_comp3 + tumor_comp4;

for i = 1:Nx
    for j = 1:Ny
        value = TuMor(i,j);
        if value > 1
            TuMor(i,j) = 1;
        end
    end
end
end
end
end

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

| | |
|----------------------|---|
| ชื่อ | นายกิตติพิศ ส่งเกียรติวงศ์ |
| วัน เดือน ปีเกิด | 23 สิงหาคม 2534 |
| ที่อยู่ปัจจุบัน | 310/137 หมู่บ้านปิติวรรณ ถ.สวรรค่วิถี ต.ปากน้ำโพ อ.เมือง จ.นครสวรรค์ |
| ประวัติการศึกษา | (2556) วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย 2.99 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (2559) วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย 3.38 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง (2562) ปรัชญาดุสิตบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ เกรดเฉลี่ย - สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง |
| ทุนการศึกษาที่ได้รับ | บิดาและมารดาของข้าพเจ้า (นายมงคลและนางยุภาพรรณ ส่งเกียรติวงศ์) ตั้งแต่ระดับการศึกษาปริญญาตรี - ปริญญาเอก |
| ผลงานทางวิชาการ | 1. การประมวลผลสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวลและเอ็กซ์โพเซอร์บิวต์ อแฟกเตอร์โดยรูปแบบการคำนวณใหม่ในซอฟต์แวร์แมทแลปสำหรับการ ป้องกันรังสี 2. อัลกอริทึมการคำนวณลำอัลตราซาวด์ขนาน 2 ลำ ในแบบจำลองเนื้อ มะเร็ง 1 มิติ สำหรับการรักษารูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมียที่มีประสิทธิผลและ ความปลอดภัย 3. อัลกอริทึมการคำนวณลำอัลตราซาวด์ความเข้มสูงแบบโฟกัสใน แบบจำลองเนื้อมะเร็งสำหรับการบำบัดรักษารูปแบบไฮเปอร์เทอร์เมีย |

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้