



การพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการกำเนิดคลื่น
แมกนีโตอะคูสติกเพื่อการสร้างภาพตัดขวางแบบไม่ทำลาย

Development of Finite Element Modeling for Magnetoacoustic
Wave Generation for Non-Destructive Tomography

พลกฤษณ์ จริยตันติเวชย์
ฉัตรแก้ว จริยตันติเวชย์

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากงบประมาณเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. 2561

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร

บทคัดย่อ

รายงานวิจัยฉบับนี้อธิบายการศึกษาการพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการเกิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกเพื่อการสร้างภาพตัดขวางแบบไม่ทำลาย ในการศึกษาได้ใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสองมิติจำลองผลของการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกในตัวกลางจำลอง พัลส์แม่เหล็กแบบเกาส์เซียนได้ถูกใช้สำหรับกระตุ้นให้เกิดพัลส์แม่เหล็กและคลื่นเสียงในตัวกลาง ผลของคลื่นเสียงบริเวณขอบของแบบจำลองได้ถูกนำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับ ซึ่งภาพตัดขวางของการกระจายสภาพนำไฟฟ้าในบริเวณตัวกลางนั้นสอดคล้องกับการกระจายสภาพนำไฟฟ้าต้นฉบับที่กำหนด

Abstract

This research report describes the study of the development of finite element modeling for magnetoacoustic wave generation for non-destructive tomography. In the study, the two-dimensional finite element model is used for the generation of magnetoacoustic wave in the mimic biological tissue model. The Gaussian pulse is applied as the excitation pulse in this research. The result of signal capturing at the boundary of mimic tissue model is used for the reconstruction cross-section image which is agreed to the original conductivity distribution.

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากเงินงบประมาณรายได้ ปี พ.ศ. 2561 คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร



สารบัญ

บทคัดย่อ.....	ข
Abstract	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญภาพประกอบ	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 หลักการและความสำคัญ	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	3
2.2 แบบจำลองการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก.....	5
2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโดเมนเวลา	6
2.4 ระเบียบวิธี Newmark.....	7
2.5 เงื่อนไขขอบการแพร่กระจายแบบ Bayliss-Turkel.....	8
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	9
3.1 พารามิเตอร์สำหรับการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก.....	9
3.2 การกระจายสภาพนำไฟฟ้า	11
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	13
4.1 ผลการจำลองการเหนี่ยวนำคลื่นแมกนีโตอะคูสติก.....	13
4.2 การสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับ	14
บทที่ 5 สรุปผล ข้อเสนอแนะ.....	16
5.1 สรุป.....	16

5.2 ข้อเสนอแนะและงานต่อไปในอนาคต	17
บรรณานุกรม	18
ประวัติผู้วิจัย	20



สารบัญตาราง

ตารางที่ 1 ค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของตัวกลางทั้งในบริเวณเป้าหมายและบริเวณพื้นหลัง 9



สารบัญภาพประกอบ

รูปที่ 1 โครงสร้างรูปวงกลมโดยมีเมฆแบบสามเหลี่ยมสำหรับการจำลองอยู่ที่จุดกำเนิดรัศมี 40 มิลลิเมตร 546 โหนด 1074 เอลิเมนต์	10
รูปที่ 2 การกระจายสภาพนำไฟฟ้าในตัวกลางรูปวงกลมที่มีเป้าหมายรูปวงกลม พื้นหลังเป็น 0.1 S/m และ เป้าหมาย 0.4 S/m	11
รูปที่ 3 ความหนาแน่นการสูญเสียกำลังงานเมื่อตัวกลางถูกป้อนด้วยพัลส์แม่เหล็ก	12
รูปที่ 4 คลื่นแมกนีโตอะคูสติกดักจับที่ขอบของโดเมนที่มุม 45 องศา และ 90 องศา.....	13
รูปที่ 5 ภาพตัดขวางย้อนกลับที่สร้างขึ้นจากคลื่นแมกนีโตอะคูสติกบริเวณขอบของโครงสร้าง	14
รูปที่ 6 การเปรียบเทียบระดับของค่าสภาพนำไฟฟ้าปกติภายในตัวกลางผ่านเส้นตัด $y = 0$	15



บทที่ 1

บทนำ

1.1 หลักการและความสำคัญ

เทคโนโลยีในการสร้างภาพตัดขวางแบบไม่ทำลายแบบ Magnetoacoustic Tomography (MAT) สำหรับการสร้างภาพตัดขวางของการกระจายของคุณสมบัติทางไฟฟ้า (electrical properties distribution) ในวัสดุต่าง ๆ รวมถึงเนื้อเยื่อ (biological tissue) เป็นเทคโนโลยีที่ช่วยให้แพทย์มองเห็นภาพตัดขวางภายในโดยไม่ต้องมีการผ่าตัด เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค ซึ่งยังมีข้อดีที่ภาพตัดขวางที่ถูกรสร้างขึ้นมานั้นมีทั้งความละเอียดสูง (high resolution) และสามารถเห็นความแตกต่างของการกระจายคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อได้สูง (high contrast) ซึ่งสามารถบ่งบอกโอกาสของการเกิดภาวะเนื้อร้ายหรือมะเร็ง ในระยะเริ่มต้นได้อีกด้วย

การออกแบบระบบ MAT นั้นยังอยู่ในขั้นตอนการวิจัยและพัฒนา ซึ่งมีความละเอียดอ่อนทั้งในเรื่องของแหล่งกำเนิดคลื่นแม่เหล็ก โครงสร้างของแถวลำดับของตัวตรวจวัดคลื่นเสียงอัลตราโซนิก (ultrasonic array) ที่กำเนิดขึ้น รวมถึงความสัมพันธ์ของคลื่นเสียงที่กำเนิดขึ้นกับคุณสมบัติทางไฟฟ้าและคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อตัวกลางที่ต้องการสร้างภาพตัดขวางอีกด้วย ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (numerical method) ที่ใช้จำลองการกำเนิดคลื่นแม่เหล็กนิโตอะคูสติกมีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับใช้เป็นเครื่องมือในการออกแบบระบบให้มีประสิทธิภาพต่อไปและจะยังช่วยให้เข้าใจคุณสมบัติของการเกิดคลื่นแม่เหล็กนิโตอะคูสติกได้อีกด้วย

โครงการวิจัยนี้เสนอการพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการกำเนิดคลื่นแม่เหล็กนิโตอะคูสติกเพื่อการสร้างภาพตัดขวางแบบไม่ทำลาย ซึ่งจะเป็นเครื่องมือสำคัญสำหรับการวิเคราะห์ ออกแบบ และพัฒนาระบบ MAT สำหรับการสร้างภาพตัดขวางของการกระจายคุณสมบัติทางไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อแบบไม่

ทำลาย โดยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาใช้เนื่องจากมีข้อดีที่โครงข่าย (mesh) ของระเบียบวิธีนั้นเหมาะสมหรือเข้ากันได้กับโครงสร้างของปัญหาที่ซับซ้อนได้ดี ประกอบกับการวิเคราะห์การกำเนิดและรับคลื่นแมกนีโตอะคูสติกนั้นอยู่ในโดเมนเวลา พร้อมกันการใช้เงื่อนไขขอบแบบ Bayliss-Turkel radiation boundary condition (RBC) อันดับที่ ๑ เพื่อลดขนาดโดเมนของปัญหา

1.2 วัตถุประสงค์

1. พัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก
2. ทดสอบการสร้างภาพตัดขวางขึ้นจากคลื่นแมกนีโตอะคูสติกที่ตรวจจับได้บริเวณขอบ (boundary) ของบริเวณที่ต้องการสร้างภาพ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

๑. แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่พัฒนาขึ้นมาเป็นแบบจำลองแบบ ๒ มิติ สำหรับจำลองการเกิดคลื่นเสียงจากการเหนี่ยวนำพัลส์แม่เหล็ก (ซึ่งเรียกว่าคลื่นแมกนีโตอะคูสติก) ในวัสดุจำลองคุณสมบัติของเนื้อเยื่อ (biological tissue)
๒. โครงข่าย (mesh) สำหรับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับโครงสร้างของปัญหานั้นสร้างขึ้นจากโปรแกรมสำเร็จรูป
๓. การสร้างภาพตัดขวางภายในโดยไม่ทำลายนั้นใช้อัลกอริทึมการสร้างภาพย้อนกลับแบบ back-projection algorithm

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปัจจุบัน เทคโนโลยีการสร้างภาพทางการแพทย์ (Medical Imaging) มีความเจริญก้าวหน้า ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ช่วยให้แพทย์เห็นภาพภายในร่างกายโดยไม่ต้องผ่าตัด (non-invasive) เพื่อประโยชน์ด้านการวินิจฉัยของแพทย์ เทคโนโลยีในการสร้างภาพทางการแพทย์ในปัจจุบันนี้มีอยู่ด้วยกันหลายเทคโนโลยี เช่น MRI (Magnetic Resonance Imaging) เอ็กซเรย์ (X-ray) เครื่องซีทีสแกน (CT-scan) อัลตราซาวด์ (Ultrasonography) เป็นต้น [๔]

เทคโนโลยีแต่ละชนิดก็มีข้อดีข้อเสียของตัวเอง เช่น เครื่อง MRI มีราคาแพง ค่าใช้จ่ายในการตรวจวัดเพื่อสร้างภาพค่อนข้างสูง ใช้เวลาในการสร้างภาพนาน (ประมาณครึ่งชั่วโมง) แต่ให้คุณภาพของภาพที่ดี เอ็กซเรย์เป็นเครื่องสร้างภาพฉายโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านรังสีเอ็กซ์ ซึ่งเกิดการแผ่พลังงานแบบไอโอไนซ์ ซึ่งเป็นอันตรายต่อร่างกายหากได้รับรังสีนั้นเป็นเวลานาน ซีทีสแกนเป็นเทคโนโลยีของการใช้คุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์ร่วมกับการรับภาพฉายแบบหมุนรอบ ควบคุมกับอัลกอริทึมคอมพิวเตอร์เพื่อการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งยังคงมีอันตรายจากการแผ่พลังงานแบบไอโอไนซ์ เทคโนโลยีการสร้างภาพตัดขวางภายในโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง ซึ่งสูงเกินกว่าที่มนุษย์จะได้ยิน (ultrasound) โดยมีคุณสมบัติการสร้างภาพที่ได้ความละเอียดของภาพสูง (high resolution) เนื่องจากมีความยาวคลื่นสั้น แต่มีอำนาจแยกแยะความแตกต่างของคุณสมบัติทางไฟฟ้า (low contrast) ภายในเนื้อเยื่อได้น้อย เนื่องจากคุณสมบัติของคลื่นเสียงนั้นไม่ได้ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของตัวกลาง (หากแต่ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางกล) ซึ่งจะไม่ทำให้เห็นความแตกต่างทางไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อได้

มีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ ทั้งเนื้อดี (benign tissue) และเนื้อร้าย (malignant tissue) [๕] ของมนุษย์ โดยสรุปว่าในบริเวณเซลล์เนื้อร้าย รวมถึงเซลล์มะเร็ง (cancer cells) นั้นมีสภาพนำไฟฟ้า (electrical conductivity) แตกต่างจากบริเวณเซลล์เนื้อดี

โดยการอาศัยความแตกต่างของคุณสมบัติทางไฟฟ้าระหว่างเนื้อดีกับเนื้อร้ายแล้ว เมื่อไม่นานมานี้ มีเทคโนโลยีการสร้างภาพทางการแพทย์ลูกผสม (hybrid) แบบใหม่ถูกพัฒนาขึ้นที่เรียกว่า Microwave-Induced Thermo-Acoustic Tomography (MITAT) [๖] โดยมีหลักการการทำงานเริ่มจากการแผ่คลื่นไมโครเวฟพัลส์เข้าไปในเนื้อเยื่อ เมื่อเนื้อเยื่อที่มีสภาพนำไฟฟ้าต่างกันก็จะซึมซาบคลื่นไมโครเวฟได้ต่างกัน และทำให้เกิดความร้อนขึ้นต่างกัน ความร้อนนี้จะทำให้เนื้อเยื่อขยายตัว เกิดเป็นคลื่นกลขึ้น คลื่นกลนี้ก็คือรูปแบบหนึ่งของคลื่นเสียง ซึ่งถูกเรียกว่า Thermo-Acoustic Wave (TA wave) เมื่อคลื่น TA นี้ถูกตรวจจับด้วยแถวลำดับของทรานสดิวเซอร์ในย่านความถี่เหนือเสียง (array of ultrasonic transducers) หรือ (sensor array) ที่อยู่รอบ ๆ บริเวณขอบด้านนอก (boundary) ของเนื้อเยื่อนั้น ข้อมูลคลื่น TA นี้จะถูกจัดเก็บ และใช้สำหรับการสร้างภาพตัดขวางของการกระจายคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อนั้นด้วยอัลกอริทึม Back-Projection [๗] ข้อดีของ MITAT นี้จะสามารถสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับที่มีทั้งความละเอียดสูงและมีอำนาจแยกแยะความแตกต่างทางไฟฟ้าได้สูงด้วย

ความเข้าใจในการกำเนิดคลื่น TA จะช่วยให้เราออกแบบระบบ MITAT ตัวกำเนิดคลื่นไมโครเวฟพัลส์ รวมถึงเซนเซอร์ได้ ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขต่าง ๆ ทั้ง ระเบียบวิธีผลต่างสืบเนื่องทางเวลา (Finite Difference Time Domain : FDTD) [๘] และ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโดเมนเวลา (Time-Domain Finite Element Method : TDFEM) [๙] ได้ถูกพัฒนาขึ้นสำหรับจำลองการเกิดคลื่น TA ภายในเนื้อเยื่อภายใต้เงื่อนไขสำหรับระบบ MITAT เมื่อป้อนคลื่นไมโครเวฟพัลส์เข้าไป ซึ่งยังช่วยให้เข้าใจปรากฏการณ์ Thermo-Acoustic Effect ยิ่งขึ้นและช่วยให้การออกแบบระบบ MITAT ตัวกำเนิดคลื่นไมโครเวฟพัลส์ รวมถึงแถวลำดับของเซนเซอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ในระบบ MITAT นั้น ความละเอียดของการสร้างภาพกลับคืนนั้นขึ้นอยู่กับความกว้างพัลส์ (pulse width) ของคลื่นไมโครเวฟพัลส์ [๑๐] ยิ่งคลื่นไมโครเวฟพัลส์มีความกว้างพัลส์แคบมาก ๆ จะสามารถสร้างภาพตัดขวางกลับคืนที่มีความละเอียดสูงได้ เมื่อคลื่นไมโครเวฟพัลส์มีความกว้างพัลส์แคบมาก ๆ (หลักร้อย

นาโนวินาทีจนถึงไมโครวินาที) จึงจำเป็นต้องใช้คลื่นไมโครเวฟพัลส์ที่มีความเข้มสูงมากเพื่อยังคงให้พลังงานที่ส่งเข้าไปในเนื้อเยื่อนั้นมากพอที่จะเกิดคลื่น TA ได้ ซึ่งเครื่องกำเนิดไมโครเวฟพัลส์ที่มีความเข้มสูงนั้นมีราคาแพงมาก ซึ่งอาจไม่คุ้มค่า

มีงานวิจัยที่พัฒนาจากการใช้คลื่นไมโครเวฟพัลส์ในระบบ MITAT แบบเดิมมาเป็นการใช้หลักการของการสปาร์คของศักย์ไฟฟ้าแรงสูงผ่านช่องว่าง (spark gap) [๑๑] แล้วเหนี่ยวนำการสปาร์คนี้เข้ากับตัวแผ่พลังงาน (radiator) ที่ความถี่เรโซแนนซ์กับตัวแผ่พลังงานนั้นแทนการใช้เครื่องกำเนิดไมโครเวฟพัลส์ ความเข้มสูง ซึ่งมีราคาแพง ทั้งนี้เพื่อลดค่าใช้จ่ายในการผลิต ต่อมามีการพัฒนาโดยการใช้คลื่นแม่เหล็กซึ่งกำเนิดจากขดลวดที่ป้อนกระแสไฟฟ้าแบบพัลส์เข้าไป ทำหน้าที่เป็นแม่เหล็กกระแส แทนการใช้คลื่นไมโครเวฟพัลส์ ซึ่งสามารถกำเนิดคลื่นเสียงได้ในลักษณะเดียวกันกับกรณีของระบบ MITAT โดยระบบที่พัฒนาขึ้นมานี้เรียกว่า Magnetoacoustic Tomography (MAT) [๑], [๑๒-๑๕] ซึ่งมีข้อดีที่สามารถลดกำลังงานและค่าใช้จ่ายในการผลิตลงได้

อย่างไรก็ตามจากการค้นคว้าของผู้วิจัย ยังไม่พบการประยุกต์ใช้แบบจำลองเชิงตัวเลขในโดเมนเวลาสำหรับการกำเนิดคลื่นแม่เหล็กโทอะคูสติกสำหรับระบบ MAT โดยพร้อมกับเงื่อนไขขอบแบบ Bayliss-Turkel RBC อันดับที่ ๑ สำหรับสนามแม่เหล็กและคลื่นเสียงที่บริเวณขอบของโดเมนของปัญหา ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในการวิเคราะห์ ออกแบบ และพัฒนาระบบ MAT รวมถึงเซนเซอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพต่อไป โครงการวิจัยนี้จึงเสนอการพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ในโดเมนเวลาที่มี Bayliss-Turkel RBC เป็นเงื่อนไขขอบสำหรับการกำเนิดคลื่นแม่เหล็กโทอะคูสติกเพื่อการสร้างภาพตัดขวางแบบไม่ทำลาย

2.2 แบบจำลองการกำเนิดคลื่นแม่เหล็กโทอะคูสติก

การกำเนิดคลื่นแม่เหล็กโทอะคูสติกนั้นเกิดจากการเหนี่ยวนำพัลส์ของสนามแม่เหล็ก ในตัวกลาง เช่น เนื้อเยื่อ จาก [1] ซึ่งสามารถแสดงได้ในสมการที่ (2.1) เมื่อ \mathbf{B}_0 คือสนามแม่เหล็กสถิต (static magnetic field) $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t)$ คือความหนาแน่นกระแสเอ็ดดี้เหนี่ยวนำในบริเวณ \mathbf{r} และเวลา t (spatial distribution of induced eddy current density) ซึ่งเกิดการเหนี่ยวนำขึ้นในตัวกลางจากสนามแม่เหล็ก

พัลส์ (pulsed magnetic field) ส่วน $p(\mathbf{r}, t)$ คือคลื่นเสียงหรือคลื่นอะคูสติก (acoustic wave) และ c_s คือความเร็วของคลื่นเสียง (m/s) ซึ่งสามารถเขียนได้เป็น

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(\mathbf{r}, t) = \nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \times \mathbf{B}_0) \quad (2.1)$$

สมการครอบคลุมปัญหาข้างบนนี้อธิบายถึงพฤติกรรมในการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก ซึ่งสามารถอธิบายได้อย่างง่ายว่าคือการเกิดคลื่นเสียงที่เป็นผลมาจากการซึมซับพัลส์แม่เหล็กในตัวกลางหลังจากนั้นจะเกิดพัลส์ความร้อนในตัวกลางและจะก่อให้เกิดการขยายตัวของตัวกลางตามพัลส์แม่เหล็กดังกล่าว ซึ่งก็คือคลื่นความกดดัน (pressure wave) ซึ่งเป็นคลื่นทางกลหรือคลื่นเสียงนั่นเอง

จากทฤษฎีแม่เหล็กไฟฟ้า ความหนาแน่นกระแสเอ็ดดี้เหนี่ยวนำ เกิดขึ้นเนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของพัลส์แม่เหล็กตามเวลาในตัวกลาง โดยอาศัยสมการ vector Helmholtz equation for magnetic fields และสมการของแมกซ์เวลล์ ดังนั้นเมื่อกำหนดการกระจายสภาพนำไฟฟ้า (distribution of conductivity) หรือ $\sigma(\mathbf{r})$ ในตัวกลาง และฟังก์ชันที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา $f(t)$ ที่ถือเป็นแหล่งกำเนิดในสมการ vector Helmholtz equation for magnetic fields แล้วเราสามารถหาความหนาแน่นกระแสเอ็ดดี้เหนี่ยวนำในตัวกลางได้

2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโดเมนเวลา

จากการประยุกต์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ใน [3] เราสามารถเขียนสมการ (2.2) ในรูป weak form และจัดรูปให้อยู่ในรูป system of ordinary differential equation ได้เป็น

$$[T] \frac{d^2\{p\}}{dt^2} + [C] \frac{d\{p\}}{dt} + [K]\{p\} = \{B\} \quad (2.2)$$

$$T_{ij} = \frac{1}{v_s^2} \iint_s N_i N_j ds \quad (2.3)$$

$$C_{ij} = \frac{1}{v_s^2} \oint_l N_i N_j dl \quad (2.4)$$

$$K_{ij} = \iint_s \nabla N_i \cdot \nabla N_j ds - \frac{1}{2r} \oint_l N_i N_j dl \quad (2.5)$$

$$B_i = \frac{\beta_e}{C_p} \iint_s N_i (\sum_k N_k (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0)) ds \quad (2.6)$$

และสำหรับสมการคลื่นแม่เหล็ก และอาศัย [๓] จะได้

$$[M] \frac{d^2 \{H_z\}}{dt^2} + [P] \frac{d\{H_z\}}{dt} + [S] \{H_z\} = \{f\} \quad (2.7)$$

$$M_{ij} = \frac{1}{c^2} \iint_s \frac{1}{\mu_r} N_i N_j ds \quad (2.8)$$

$$P_{ij} = \frac{1}{\epsilon_0} \iint_s \sigma N_i N_j ds \quad (2.9)$$

$$S_{ij} = \iint_s \epsilon_r \nabla N_i \cdot \nabla N_j ds - \oint_l \epsilon_r N_i \frac{\partial (\mathbf{N} \times \mathbf{B}_0)_j}{\partial n} dl \quad (2.10)$$

$$f_i = -\frac{1}{\epsilon_0} \iint_s N_i \frac{\partial (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0)_i}{\partial t} ds \quad (2.11)$$

2.4 ระเบียบวิธี Newmark

หลังจาก FEM matrices ถูกสร้างขึ้นมาแล้วจาก (๒.๓)-(๒.๖) และ (๒.๘)-(๒.๑๑) ผลเฉลยที่เปลี่ยนแปลงตามเวลาของ (๒.๖) และ (๒.๗) จะสามารถหาได้จากอัลกอริทึมของ Newmark โดยเมื่อ $\{f\}$ ใน (๒.๗) เป็นเวกเตอร์ (ในเรื่องเมตริกซ์) ของฟังก์ชันที่เปลี่ยนแปลงดังสมการต่อไปนี้

$$u_t + \Delta t = u_t + \Delta t \dot{u}_t + (0.5 - \beta) \Delta t^2 \ddot{u}_t + \beta \Delta t^2 \ddot{u}_{t+\Delta t} \quad (2.12)$$

$$\dot{u}_{t+\Delta t} = \dot{u}_t + (1 + \gamma) \Delta t \ddot{u}_t + \gamma \Delta t \ddot{u}_{t+\Delta t} \quad (2.13)$$

$$\ddot{u}_{t+\Delta t} = \frac{1}{\beta\Delta t^2}(u_{t+\Delta t} - u_t) - \frac{1}{\beta\Delta t}\dot{u}_t - \left(\frac{1}{2\beta} - 1\right)\ddot{u}_t \quad (2.14)$$

เมื่อ u_t คือ ฟังก์ชันใด ๆ \dot{u}_t คือ อนุพันธ์อันดับหนึ่ง และ \ddot{u}_t คืออนุพันธ์อันดับสอง ของฟังก์ชันนั้น Δt คือสแตปของเวลา ส่วน β และ γ เป็นค่าคงตัวที่กำหนด

2.5 เงื่อนไขขอบการแพร่กระจายแบบ Bayliss-Turkel

ในการจำลองเชิงตัวเลขนั้น จำเป็นต้องจำกัดขอบเขตพื้นที่ของปัญหาที่กำลังวิเคราะห์ลงเพื่อลดการใช้หน่วยความจำของตัวประมวลผลที่มีจำกัด โดยการใช้เงื่อนไขขอบเพื่อลดการสะท้อนกลับของคลื่นบริเวณขอบ เงื่อนไขขอบของ Bayliss-Turkel อันดับ ๑ ถูกนำมาใช้กับคลื่นเสียง ซึ่งเขียนได้เป็น

$$\nabla p \cdot \hat{n} = -\frac{1}{v_s} \frac{\partial p}{\partial t} - \frac{p}{2r} \quad (2.15)$$

ส่วนเงื่อนไขขอบแบบ Bayliss-Turkel อันดับ 2 จะถูกนำมาใช้กับคลื่นพัลส์แม่เหล็ก เขียนได้เป็น

$$\frac{\partial H_z^s}{\partial \rho} = \tilde{\alpha} H_z^s + \tilde{\beta} \frac{\partial^2 H_z^s}{\partial \phi^2} \quad (2.16)$$

โดยที่

$$\tilde{\alpha} = \frac{-jk - 3/(2\rho) + j3(8k\rho^2)}{1 - j/(k\rho)} \quad (2.17)$$

$$\tilde{\beta} = -\frac{j/(2k\rho^2)}{1 - j/(k\rho)} \quad (2.18)$$

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

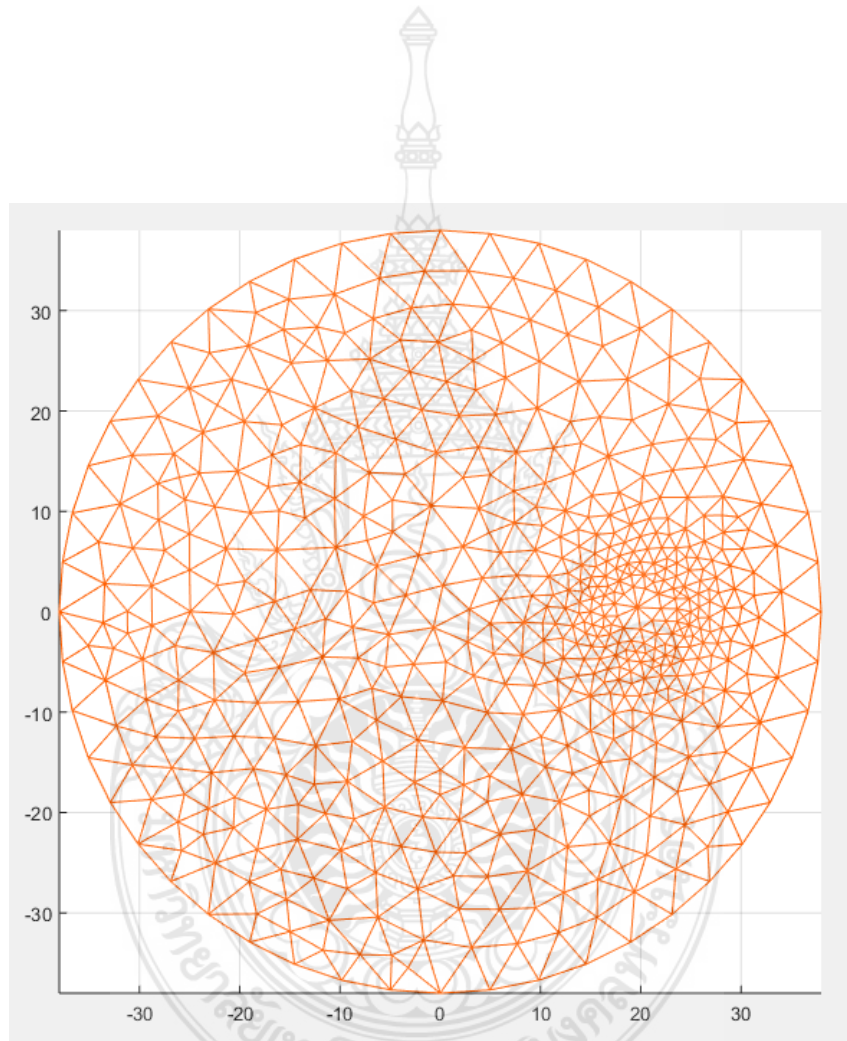
3.1 พารามิเตอร์สำหรับการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก

แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับคลื่นเสียงและคลื่นแม่เหล็ก ได้ถูกพัฒนาขึ้นจากความสัมพันธ์ในสมการ (2.2)-(2.6) และ (2.7)-(2.11) ในงานวิจัยนี้เมช (mesh) ถูกกำเนิดขึ้นด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysic และอัลกอริธึมไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสองมิติทั้งสำหรับคลื่นอะคูสติกและคลื่นแม่เหล็กนั้นถูกพัฒนาด้วยโปรแกรม Matlab โดยเมชรูปวงกลมรัศมี 40 มิลลิเมตร มีจุดศูนย์กลางที่ตำแหน่ง $x = 0$ และ $y = 0$ มิลลิเมตร ภายในกำหนดรูปร่างวงกลมเล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตรที่ตำแหน่ง $x = 20$ มิลลิเมตร $y = 0$ มิลลิเมตร เพื่อสำหรับใช้เป็นเป้าหมายในการกำเนิดคลื่นและสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับเมชที่สร้างขึ้นนี้เป็นเมชแบบสองมิติรูปสามเหลี่ยมจำนวน 546 โหนด 1074 เอลิเมนต์ ดังแสดงในรูปที่ 1

ตารางที่ 1 ค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของตัวกลางทั้งในบริเวณเป้าหมายและบริเวณพื้นหลัง

พารามิเตอร์	ค่าที่กำหนด		หน่วย
	บริเวณเป้าหมาย	บริเวณพื้นหลัง	
Relative Permittivity	80	80	F/m
Relative Permeability	1	1	H/m
Conductivity	0.4	0.1	S/m

ส่วนคุณสมบัติทางกลของตัวกลางทั้งในบริเวณเป้าหมายและบริเวณพื้นหลังกำหนดให้มีค่าเดียวกัน คือ ค่าความหนาแน่นมวล ρ (mass density) เป็น $1,000 \text{ kg/m}^3$ ค่าความจุความร้อน C_p (Heat Capacity) เป็น $4 \times 10^4 \text{ J/K/kg}$ ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัว β (Expansion Coefficient) เป็น $4 \times 10^{-4} \text{ ๑/K}$ และค่าความเร็วของเสียงในตัวกลางนั้น v_s (Speed of Sound Wave) m/s

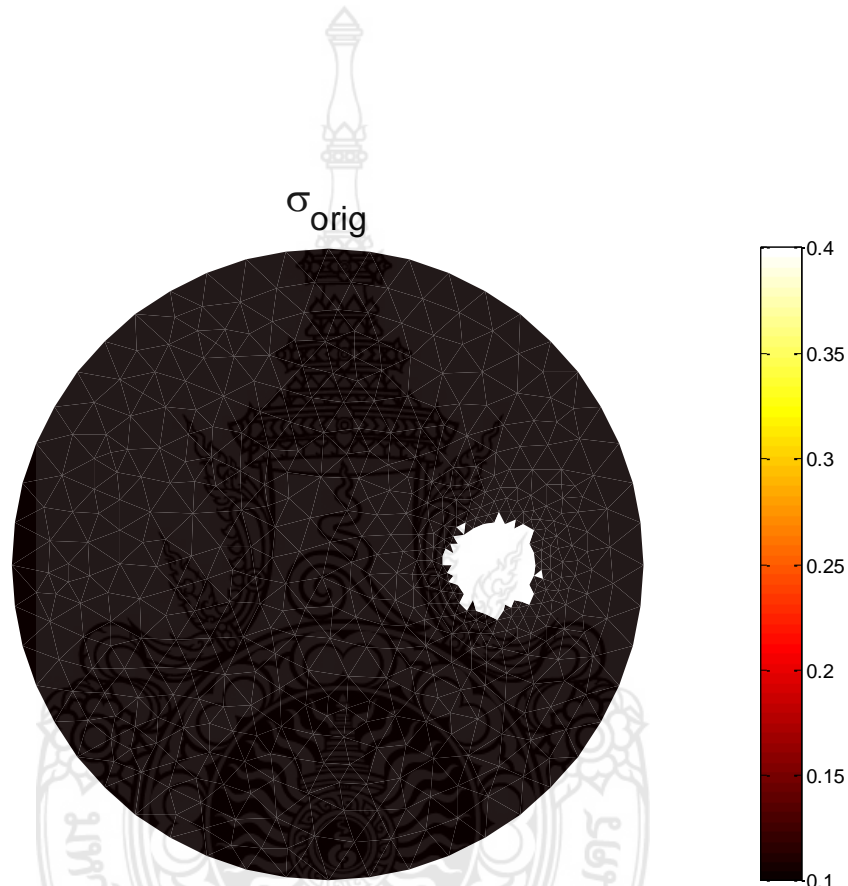


รูปที่ 1 โครงสร้างรูปวงกลมโดยมีเมชแบบสามเหลี่ยมสำหรับการจำลองอยู่ที่จุดกำเนิดรัศมี 40 มิลลิเมตร

546 โหนด 1074 เอลิเมนต์

3.2 การกระจายสภาพนำไฟฟ้า

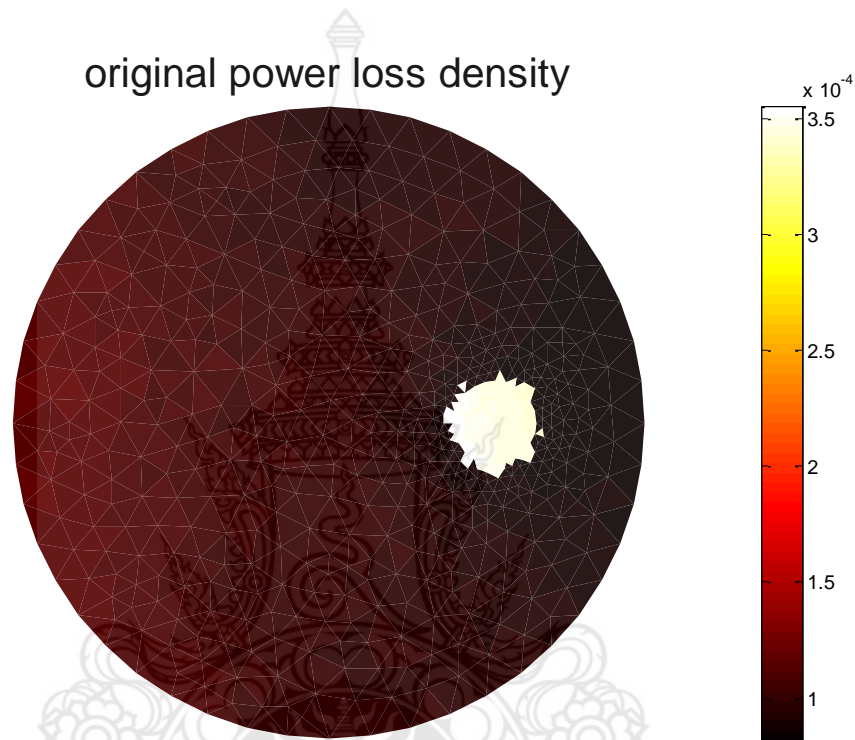
การกระจายสภาพนำไฟฟ้าภายในตัวกลางตามตารางที่ 1 ลงตามโครงสร้างตามรูปร่างของปัญหาที่กำหนดไว้ในรูปที่ 1 สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2 ฟังก์ชันพัลส์สำหรับกระตุ้นสนามแม่เหล็กให้เปลี่ยนแปลงตามเวลาเป็นแบบเกาส์เซียนพัลส์ที่มีความกว้างพัลส์แบบ FWHM (Full Width Half-Maximum) เป็น 1 ไมโครวินาที



รูปที่ 2 การกระจายสภาพนำไฟฟ้าในตัวกลางรูปวงกลมที่มีเป้าหมายรูปวงกลม พื้นหลังเป็น 0.1 S/m และเป้าหมาย 0.4 S/m

เมื่อบริเวณตัวกลางที่มีคุณสมบัติทางไฟฟ้าและทางกลตามตารางที่ 1 ถูกกระตุ้นด้วยพัลส์แม่เหล็ก ค่าความหนาแน่นการสูญเสียที่เกิดขึ้นในบริเวณตัวกลางนั้นสามารถถูกคำนวณด้วยแบบจำลองไฟไนต์เอลิ

เมนต์สำหรับสนามแม่เหล็ก ตามสมการที่ (2.7)-(2.11) กระบวนการ timing step scheme ตามระเบียบวิธี Newmark ตามสมการที่ (2.12)-(2.14) ถูกนำมาใช้ร่วมกันเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบโดเมนเวลา พร้อมกับเงื่อนไขขอบไร้การสะท้อนแบบ Bayliss-Turkel อันดับที่ 2 ผลของความหนาแน่นการสูญเสียแสดงไว้ในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ความหนาแน่นการสูญเสียกำลังงานเมื่อตัวกลางถูกป้อนด้วยพัลส์แม่เหล็ก

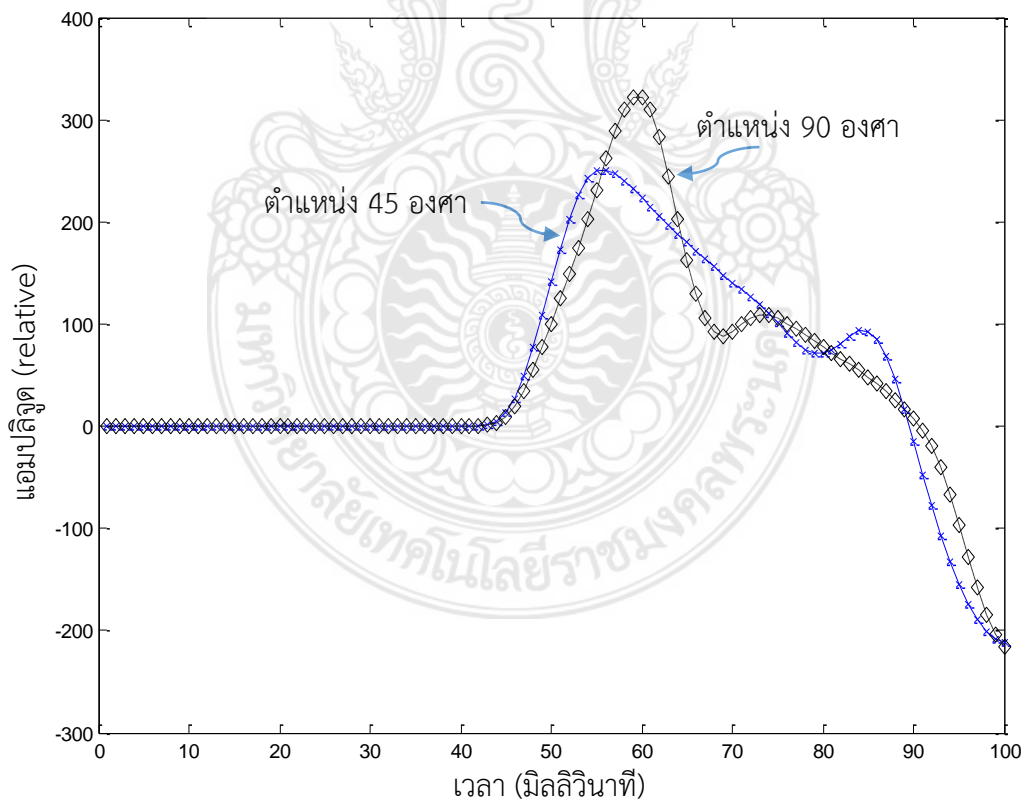
หลังจากนั้นค่าความหนาแน่นการสูญเสียในตัวกลางนี้จะกลายมาเป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณอะคูสติก อันเนื่องมาจากการขยายตัว (ซึ่งเป็นที่มาของชื่อเรียกว่าแมกนีโตอะคูสติก) ตามแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ตามสมการที่ (2.2)-(2.6) กระบวนการ timing step scheme ตามระเบียบวิธี Newmark ตามสมการที่ (2.12)-(2.14) ถูกนำมาใช้ร่วมกันเป็นแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบโดเมนเวลา พร้อมกับเงื่อนไขขอบไร้การสะท้อนแบบ Bayliss-Turkel อันดับที่ 1 เป็นการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติก

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

4.1 ผลการจำลองการเหนี่ยวนำคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

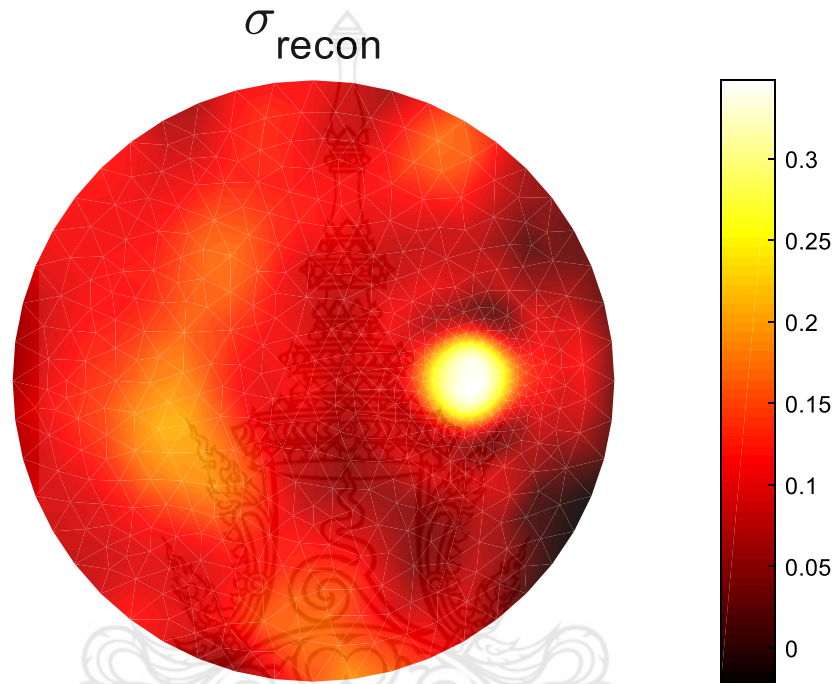
เมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าถูกกำเนิดขึ้นมา ความแตกต่างระหว่างการกระจายสนามไฟฟ้าในบริเวณพื้นหลัง และในบริเวณเป้าหมายจะทำให้เกิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแตกต่างกัน ผลรวมทางเวกเตอร์ของคลื่นจากทั้งสองบริเวณนี้ ณ ตำแหน่งบริเวณขอบของโดเมนที่ 45 องศา และที่ 90 องศา ตามลำดับ



รูปที่ 4 คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ขอบของโดเมนที่มุม 45 องศา และ 90 องศา

4.2 การสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับ

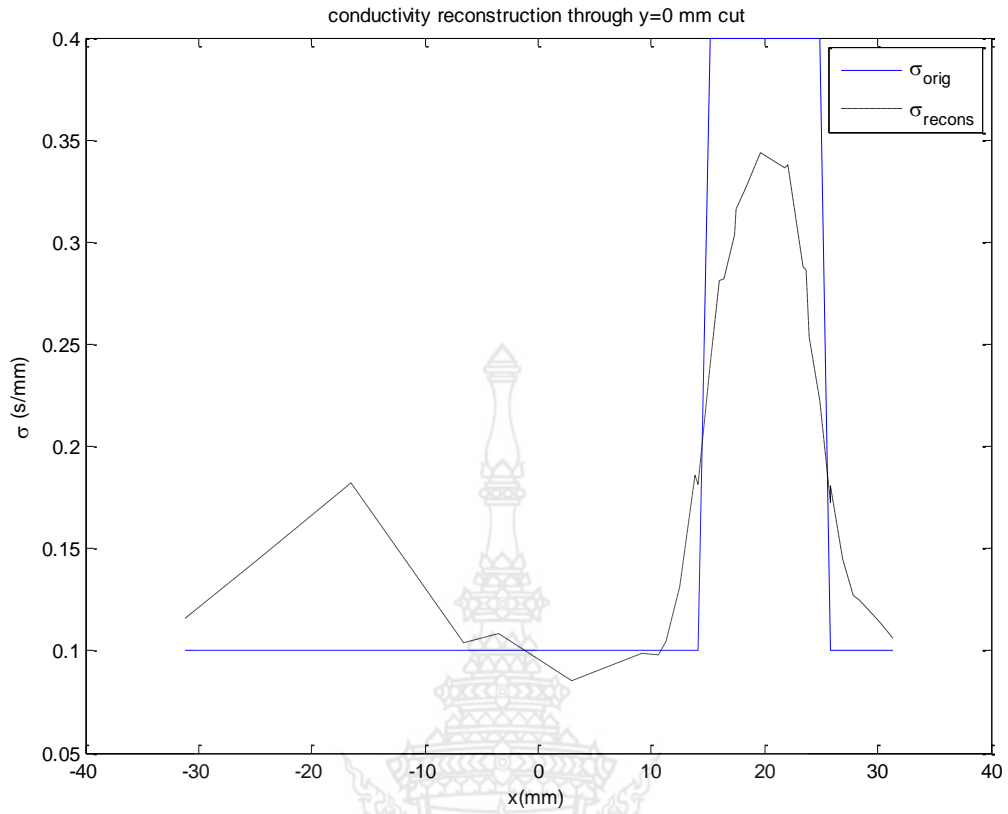
คลื่นแมกนีโตอะคูสติกบริเวณขอบที่ถูกบันทึกไว้จะถูกนำมาสร้างภาพตัดขวางโดยใช้ทฤษฎี back-projection [4] จะได้ภาพตัดขวางของการกระจายสภาพนำไฟฟ้าย้อนกลับแสดงในรูปที่ 5



รูปที่ 5 ภาพตัดขวางย้อนกลับที่สร้างขึ้นจากคลื่นแมกนีโตอะคูสติกบริเวณขอบของโครงสร้าง

เมื่อเปรียบเทียบการกระจายสภาพนำไฟฟ้าต้นฉบับกับสภาพนำไฟฟ้าที่เกิดจากการสร้างภาพย้อนกลับ แสดงไว้ตามเส้นเปรียบเทียบในแนว $x = -40$ ถึง 40 มิลลิเมตร และ $y = 0$ มิลลิเมตร ดังแสดงใน

รูปที่ 6



รูปที่ 6 การเปรียบเทียบระดับของค่าสภาพนำไฟฟ้าปกติภายในตัวกลางผ่านเส้นตัด $y = 0$

จากรูปจะเห็นว่าผลของการสร้างภาพตัดขวางนั้นสอดคล้องกันกับภาพต้นฉบับของการกระจายสภาพนำไฟฟ้าของตัวกลางในโดเมน ทั้งในบริเวณพื้นหลังและในบริเวณเป้าหมาย

บทที่ 5

สรุปผล ข้อเสนอแนะ

5.1 สรุป

งานวิจัยนี้ได้พัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสองมิติที่ใช้สำหรับการจำลองการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกในตัวกลางที่สามารถกำหนดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ทางไฟฟ้าได้ เช่น ค่าสภาพยอมทางไฟฟ้า (dielectric permittivity) ค่าสภาพซึมซาบทางแม่เหล็ก (magnetic permeability) และค่าสภาพนำไฟฟ้า (electric conductivity) ได้ รวมถึงพารามิเตอร์ทางกล เช่น ความหนาแน่นมวล (mass density) ความจุความร้อน (heat capacity) ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัว (expansion coefficient) และความเร็วของคลื่นเสียง (speed of acoustic wave) ในตัวกลางนั้น ซึ่งจะมีประโยชน์ในการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าและทางกลของตัวกลางได้ ทำให้สามารถจำลองการเกิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกได้ในหลากหลายตัวกลางได้ในอนาคต

ในงานวิจัยนี้จำลองการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกในตัวกลางเนื้อเยื่อเทียม โดยเกาส์เซียนพัลส์ขนาดความกว้างพัลส์ 1 ไมโครวินาที ถูกใช้เป็นพัลส์กระตุ้นให้เกิดพัลส์แม่เหล็กและคลื่นแมกนีโตอะคูสติก โดยที่คลื่นแมกนีโตอะคูสติกบริเวณขอบของแบบจำลองตัวกลางนี้จะถูกนำมาสร้างภาพตัดขวางย้อนกลับโดยใช้แบบจำลองแบบ back-projection

5.2 ข้อเสนอแนะและงานต่อไปในอนาคต

เนื่องจากงานวิจัยนี้จำกัดแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการวิเคราะห์ทั้งคลื่นเสียงและคลื่นแม่เหล็กไว้แบบสองมิติเท่านั้น ซึ่งในทางวิศวกรรมแล้วมีความหมายว่า โครงสร้างหน้าตัดแบบสองมิตินั้นสามารถพิจารณาเทียบเท่าได้ว่าเป็นโครงสร้างแบบสามมิติที่มีหน้าตัดเดียวกันกับโครงสร้างสองมิติดังกล่าว แต่ขยายหรือ extend ไปตามแนวแกนของหน้าตัดนั้นจากขอบบนถึงขอบล่างของหน้าตัด แต่ถ้าหากจะพิจารณาให้เป็นจริงในทางปฏิบัตินั้นโครงสร้างต่าง ๆ จำเป็นต้องเป็นโครงสร้างแบบสามมิติ เพื่อลดความผิดพลาดจากการประมาณลง และจะเป็นประโยชน์สำหรับการ validation and verification เมื่อทำการทดลองจริงในทางปฏิบัติ

ผลงานวิจัยนี้มีประโยชน์ คือ สามารถนำมาใช้เป็นเครื่องมือในการจำลองการกำเนิดคลื่นแมกนีโตอะคูสติกในตัวกลางต่าง ๆ ได้ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการออกแบบระบบการสร้างภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ หรือการประยุกต์ในลักษณะอื่น ๆ ต่อไป

บรรณานุกรม

- [๑] W. Hou, S. Zhang, Z. Wang, and G. Xu, "The Study of Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction Through Vector Source Reconstruction Based on Real Model of Breast," ๗th Asia Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility, ๙๗๘-๑-๕๖๗๓-๙๔๙๔-๙๑๑๖ pp.๘๖๒-๘๖๔, ๒๐๑๖.
- [๒] L. Yao, G. Guo, and H. Jiang, "Quantitative microwave-induced thermoacoustic tomography," Med. Phys., vol. ๓๗, no. ๗, pp. ๓๗๕๒-๓๗๕๙, Jul. ๒๐๑๐.
- [๓] A. F. Peterson, S. L. Ray, and R. Mittra, Computational Methods for Electromagnetics. Piscataway, NJ: IEEE Press, ๑๙๙๘.
- [๔] L. Mertz, "Medical imaging: Just what the doctor (and the researcher) ordered: New applications for medical imaging technology," IEEE Pulse, vol. ๔, no. ๑, pp. ๑๒-๑๗, Jan. ๒๐๑๓.
- [๕] J. L. Schepps and K. R. Foster, "The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content," Phys. Med. Biol., vol. ๒๕, no. ๖, p. ๑๑๔๙, ๑๙๘๐.
- [๖] X. Zhu, Z. Zhao, J. Wang, J. Song, and Q. H. Liu, "Microwave-induced thermal acoustic tomography for breast tumor based on compressive sensing," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. ๖๐, no. ๕, pp. ๑๒๙๘-๑๓๐๗, May ๒๐๑๓.
- [๗] G. P. Chen, W. B. Yu, Z. Q. Zhao, Z. P. Nie, and Q. H. Liu, "The prototype of microwave-induced thermo-acoustic tomography imaging by time reversal mirror," J. Electromagn. Waves Appl., vol. ๒๒, no. ๑๑-๑๒, pp. ๑๕๖๕-๑๕๗๔, ๒๐๐๘.
- [๘] G. Zhu, M. Popovic, and Q. Fang, "Microwave-Induced Thermoacoustics: Assisting Microwave Tomography," IEEE Trans. Magn., vol. ๔๕, no. ๓, pp. ๑๖๕๔-๑๖๕๗, Mar. ๒๐๐๙.
- [๙] J.-M. Jin, The Finite Element Method in Electromagnetics, ๒nd ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., ๒๐๐๒.
- [๑๐] X. Wang, D. R. Bauer, J. L. Vollin, D. G. Manzi, R. S. Witte, and X. Hao, "Impact of microwave pulses on thermoacoustic imaging applications," IEEE Antennas Wireless Propag. Lett., vol. ๑๑, Jan. ๒๐๑๒.
- [๑๑] C. Lou, S. Yang, Z. Ji, Q. Chen, and D. Xing, "Ultrashort microwave-induced thermoacoustic imaging: A breakthrough in excitation efficiency and spatial resolution," Phys. Rev. Lett., vol. ๑๐๙, no. ๒๑๘๑๐๑, Nov. ๒๐๑๒.

- [๑๒] X. Feng, F. Gao, R. Kishor, and Y. Zheng, “Coexisting and Mixing Phenomena of Thermoacoustic and Magnetoacoustic Waves in Water,” Scientific Reports, ๕:๑๑๔๘๘, ๒๐๑๕.
- [๑๓] L. Mariappan and G. Hu, “Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction for High-Resolution Bioimpedance Imaging Through Vector Source Reconstruction Under the Static Field of MRI Magnet,” Med. Phys. ๔๑(๒), ๐๒๒๙๐๒, Feb. ๒๐๑๔.
- [๑๔] X. Zhao, R. Ma, W. Zhang, S. Zhang, J. Li, T. Yin and Z. Liu, “Experimental Study of the Thermoacoustic Effect in Magnetoacoustic Tomography,” AIP Advances ๖, ๐๙๕๐๐๘, ๒๐๑๖.
- [๑๕] Y. Li, G. Liu, S. Li, and H. Xia, “Study of Pulsed Magnetic Field Generator for Magnetoacoustic Tomography Technology with Magnetic Induction,” Advanced Materials Research, Vol. ๓๘๓-๓๘๐, pp ๘๐๕-๘๑๐, ๒๐๑๑.



ประวัติผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการวิจัย

๑. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) เรืออากาศตรี ดร. พลกฤษณ์ จรรย์ตันติเวทย์
ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Plt.Off. Ponlakit Jariyatantiwait, Ph.D.
๒. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน ๓๗๐๙๙๐๐๑๓๗๗๕๑
๓. ตำแหน่งปัจจุบัน
 - ตำแหน่งบริหาร รองคณบดีฝ่ายวิชาการและวิจัย
 - ตำแหน่งทางวิชาการ อาจารย์
๔. หน่วยงานและสถานที่อยู่ที่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)
 - หน่วยงาน คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร
 - ที่อยู่และหมายเลขโทรศัพท์ ๑๓๘๑ ถ.ประชาราษฎร์ ๑ แขวงวงศ์สว่าง เขตบางซื่อ
กรุงเทพฯ ๑๐๘๐๐ โทร. ๐๒๘๓๖๓๐๐๐ ต่อ ๔๑๖๑
 - ไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ ponlakit.j@rmutp.ac.th
๕. ประวัติการศึกษา
 - ปริญญาเอก Doctor of Philosophy (Electrical Engineering)
Oklahoma State University, USA พ.ศ.๒๕๕๘
 - ปริญญาโท วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ.
๒๕๔๓
 - ปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมโทรคมนาคม)
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร
ลาดกระบัง พ.ศ. ๒๕๔๑
๖. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)
 - วิศวกรรมสายอากาศ และวิศวกรรมแม่เหล็กไฟฟ้า

- ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

๗. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพในการทำการวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละผลงานวิจัย
- ๗.๑ ผู้อำนวยการแผนงานวิจัย : -
- ๗.๒ หัวหน้าโครงการวิจัย :
- ๗.๓ ผู้ร่วมวิจัย : -
- ๗.๔ งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อผลงานวิจัย ปีที่พิมพ์ การเผยแพร่ และแหล่งทุน (อาจมากกว่า ๑ เรื่อง)
- ๗.๕ งานวิจัยที่กำลังทำ : ชื่อข้อเสนอการวิจัย แหล่งทุน และสถานภาพในการทำวิจัยว่าได้ทำการวิจัยคล่องแล้วประมาณร้อยละเท่าใด



ผู้ร่วมโครงการวิจัย

๑. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นางฉัตรแก้ว จรรย์ตันติเวทย์
ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mrs. Chatkaew Jariyatantiwait, Ph.D.
๒. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน ๓๖๐๙๙๐๐๖๖๗๙๙๘
๓. ตำแหน่งปัจจุบัน
- ตำแหน่งบริหาร -
- ตำแหน่งทางวิชาการ อาจารย์
๔. หน่วยงานและสถานที่อยู่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)
- หน่วยงาน สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลพระนคร
- ที่อยู่และหมายเลขโทรศัพท์ ๑๓๘๑ ถ.ประชาราษฎร์ ๑ แขวงวงศ์สว่าง เขตบางซื่อ
กรุงเทพฯ ๑๐๘๐๐ โทร. ๐๒๘๓๖๓๐๐๐ ต่อ ๔๑๖๑
- ไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ chatkaew.s@mutp.ac.th
๕. ประวัติการศึกษา
- ปริญญาเอก Doctor of Philosophy (Electrical Engineering)
Oklahoma State University, USA พ.ศ.๒๕๕๘
- ปริญญาโท วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ พ.ศ.๒๕๔๕
- ปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ พ.ศ. ๒๕๔๐
๖. สาขาวิชาการที่มีความชำนาญพิเศษ (แตกต่างจากวุฒิการศึกษา)
- Computational Intelligence, Evolutionary Computation
๗. ประสบการณ์ที่เกี่ยวข้องกับการบริหารงานวิจัยทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพในการทำการวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละผลงานวิจัย

๗.๑ ผู้อำนวยการแผนงานวิจัย : -

๗.๒ หัวหน้าโครงการวิจัย :

- การศึกษาวิจัยตลาดแรงงาน (Target Market) ของคณะวิศวกรรมศาสตร์กับการก้าวเข้าสู่อุตสาหกรรม ๔.๐ เพื่อความยั่งยืน
- การศึกษาแนวดำเนินการหลักในการจัดการศึกษาของคณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่บูรณาการการเรียนรู้กับการทำงานสำหรับการผลิตบัณฑิตมืออาชีพ

๗.๓ ผู้ร่วมวิจัย : -

๗.๔ งานวิจัยที่ทำเสร็จแล้ว : ชื่อผลงานวิจัย ปีที่พิมพ์ การเผยแพร่ และแหล่งทุน (อาจมากกว่า ๑ เรื่อง)

งานวิจัยที่กำลังทำ : ชื่อข้อเสนอการวิจัย แหล่งทุน และสถานภาพในการทำวิจัยว่าได้ทำการวิจัยลุล่วงแล้วประมาณร้อยละเท่าใด

