การออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

นายเมธารักษ์ จอกพุดซา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2563

DESIGN AND IMPLEMENT HYPERTHERMIA TREATMENT DEVICE FOR BONE CANCER USING MAGNETIC FIELD WITH HIGH FREQUENCY

Metharak Jokpudsa

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering

Suranaree University of Technology

Academic Year 2020

การออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อน จากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(รศ. ดร.ชาญชัย ทองโสภา)
ประธานกรรมการ

(ผศ. ดร.ธนเสฏฐ์ ทศดีกรพัฒน์)
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(อ. ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)
กรรมการ

(รศ. ดร.ฉัตรชัย โชติษฐยางกูร)
รักษาการแทนรองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ

(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)
คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

เมธารักษ์ จอกพุดซา : การออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง (DESIGN AND IMPLEMENT HYPERTHERMIA TREATMENT DEVICE FOR BONE CANCER USING MAGNETIC FIELD WITH HIGH FREQUENCY)
อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนเสฏฐ์ ทศดีกรพัฒน์, 111 หน้า.

งานวิจัยวิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูงกับอวัยวะของส่วนที่พบเซลล์มะเร็งกระดูก ที่มีความ แม่นยำในการควบคุมตำแหน่งของการให้ความร้อน และควบคุมอุณหภูมิของเซลล์มะเร็งคงค่าอยู่ที่ประมาณ 42 - 45 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาไม่ต่ำกว่า 1 ชั่วโมง เพื่อเป็นการทำลายเซลล์มะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ วิธีการรักษาโรคมะเร็งกระดูกในปัจจุบันมีหลากหลายวิธีแยกตามชนิดของมะเร็ง คือ การรักษามะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิจะรักษาโดยการผ่าตัดแบบตัดอวัยวะ การผ่าตัดแบบเก็บอวัยวะ การผ่าตัดโดยการใช้ข้อเข่าเทียม การผ่าตัดแบบเจาะรู (Minimal invasive surgery) การให้ยาเคมีบำบัด การให้รังสีรักษา การให้ยารักษาตรงเป้า (Targeted therapy) และการรักษามะเร็งกระดูกชนิดทุติยภูมิจะรักษาโดยการให้ยาเคมีบำบัด การรักษาด้วยฮอร์โมนบำบัด การให้ยาบิสฟอสโฟเนต (Bisphosphonate) การให้ยาลดอาการปวดที่เกิดจากมะเร็งที่แพร่กระจายมาที่กระดูก การให้รังสีรักษา การจี้ก้อนเนื้องอกด้วยความร้อน ความเย็น หรือสารเคมี การผ่าตัด การผ่าตัดแบบตัดกระดูกออกไป เนื่องจากการรักษาที่ได้กล่าวมาข้างต้นนั้นมีผลข้างเคียงหลายอย่าง และใช้ระยะเวลาในการพักฟื้นเป็นระยะเวลานาน ทางผู้จัดทำจึงได้นำเสนอวิธีการรักษาแบบการรักษาด้วยความร้อน (Hyperthermia) เป็นวิธีการให้ความร้อนภายในเซลล์มะเร็ง ใช้สำหรับมะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิในระยะแรก ๆ โดยไม่เกิดความเสียหายต่อเนื้อเยื่อปกติ การรักษาด้วยความร้อนจะใช้หลักการส่งคลื่นความถี่สูง เหนี่ยวนำให้เนื้อเยื่อเป้าหมายสามารถเพิ่มอุณหภูมิได้ถึง 42 - 45 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาไม่ต่ำกว่า 1 ชั่วโมง เนื้องอกที่เป็นมะเร็งจะถูกทำลาย ให้เซลล์มะเร็งเกิดการฝ่อ ไม่สามารถเจริญเติบโตและแพร่กระจายไปยังส่วนอื่น ๆ ของร่างกายได้ โดยภายในเซลล์มะเร็งปฐมภูมิมีการกระจุกตัวของเส้นเลือดจำนวนมาก ทำให้มีการไหลเวียนโลหิตได้ไม่ดีเหมือนกับเซลล์ปกติของร่างกาย ซึ่งจะทำให้เซลล์มะเร็งไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและเก็บกักความร้อนได้ดี ผู้จัดทำจึงได้ออกแบบตัวปล่อยคลื่นเป็นแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบของตัว C (C-core) แบบมีช่องว่างอากาศ โดยแกนเฟอร์ไรต์ C-core มีลักษณะเป็นลูป มีส่วนที่ให้เส้นแรงแม่เหล็กเคลื่อนที่ผ่านอากาศน้อย ทำให้เกิดการสูญเสียของเส้นแรงแม่เหล็กน้อยไปด้วย และส่วนที่เป็นช่องว่างอากาศนั้นจะเป็นส่วนที่ปล่อยสนามแม่เหล็กให้กับเนื้อเยื่อจำลองโดยตรง ทำให้ตัวปล่อยคลื่นแบบแกนเฟอร์ไรต์ C-core มีการสูญเสียที่น้อยมาก โดยวัตถุประสงค์ของการใช้งานคือ เป็นชุด

สร้างสนามแม่เหล็กให้กับร่างการของมนุษย์ในอวัยวะส่วนที่พบมะเร็งกระดูก โดยเน้นที่กระดูกแขนและกระดูกขา ดังนั้นขนาดของแกนเฟอร์ไรต์ที่ทำหน้าที่เป็นตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กจะต้องมีขนาดที่เหมาะสมกับอวัยวะส่วนนั้น ๆ จึงได้ทำการออกแบบขนาดของแกนเฟอร์ไรต์เป็นรูปแบบของ C-core ขนาดที่ครอบคุมส่วนของแขนหรือขาของมนุษย์ได้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ลายมือชื่อนักศึกษา________

ปีการศึกษา 2563 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา________

METHARAK JOKPUDSA : DESIGN AND IMPLEMENT HYPERTHERMIA TREATMENT DEVICE FOR BONE CANCER USING MAGNETIC FIELD WITH HIGH FREQUENCY. THESIS ADVISOR : ASST. PROF. THANASET THOSDEEKORAPHAT, Ph.D., 111 PP.

HIGH-FREQUENCY MAGNETIC CORE/INDUCTION HEATING/BONE TUMOR

This thesis research presents the design and creation of bone cancer treatment machines using heat energy from high frequency magnetic field induction to organs of bone cancer cells detected with precision to control the location of heating. And control the temperature of cancer cells to remain at least 42 - 45 degrees Celsius for at least 1 hour to effectively destroy cancer cells. There are several treatment methods for bone cancer that are different from the type of cancer. Primary bone cancer treatment is treated by amputation surgery, organ transplant surgery, surgery using prosthetic knee joints, minimal invasive surgery, chemotherapy, radiotherapy, targeted therapy. And secondary bone cancer treatment is treated by chemotherapy, hormone therapy, bisphosphonate, pain-reducing medications caused by cancers spreading to the bones, radiotherapy, hijacking of tumors heat-cold or chemical, surgical, bone-cutting surgery. Due to the above-mentioned treatments, there are several side effects and a long period of time to rest the floor. Therefore, the preparation offers hyperthermia treatment. It is a method of heating inside cancer cells. It is used for primary bone cancer in the early stages without damage to normal tissues. Heat treatment uses the principle of high frequency transmission. Induced target tissue can increase the temperature to 42 - 45 degrees Celsius for a period of at least 1 hour. Cancerous tumors are destroyed, causing cancer cells to atrophy. It is not possible to grow and spread to other parts of the body. Inside primary

cancer cells, there is a large amount of blood vessel concentrate. This makes cancer cells more susceptible to temperature changes and retains heat. Therefore, the emitter is designed as a ferrite core in the form of an air gap C-core. There is a part that allows magnetic forces to move through less air. This causes a loss of less magnetic force lines as well. And the air gap is the part that directly emits the magnetic field to the simulated tissue. This causes the C-core ferrite emitter to have very small losses. The purpose of its use is to create a magnetic field for the human body in the organs where bone cancer is found. Therefore, the size of the ferrite core that acts as a magnetic emitter must be the appropriate size for the organ. The size of the ferrite core has been designed to be a form of C-core. The size of which covers the part of the human arm or leg.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

School of Electronic Engineering Student's Signature ____________________

Academic Year 2020 Advisor's Signature ____________________

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างดียิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านการดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนเสฏฐ์ ทศดีกรพัฒน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

รองศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภา และ อาจารย์ ดร.ศุภวัฒน์ คชประดิษฐ์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้คำปรึกษาทางวิชาการมาโดยตลอด

ขอขอบคุณ พี่ ๆ เพื่อน ๆ และน้อง ๆ บัณฑิตศึกษาทุกท่าน รวมถึงมิตรสหายทั้งในอดีตและปัจจุบันที่คอยให้ความช่วยเหลือ และคอยให้กำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์มาโดยตลอด

ขอขอบคุณ สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ทุนสนับสนุนในการทำวิจัย รวมถึงบุคลากรประจำศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ที่ได้ให้ความช่วยเหลือในการใช้อุปกรณ์ และเครื่องมือต่าง ๆ ในการทำวิจัยนี้

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ด้านต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัยทุกท่านที่ให้การอบรมเลี้ยงดู ให้ความรักความอบอุ่น และให้การสนับสนุนทางการศึกษาอย่างดียิ่งมาโดยตลอด อีกทั้งเป็นกำลังใจที่ยิ่งใหญ่ในยามที่ผู้วิจัยท้อแท้และทุกข์ใจ ทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบให้กับบิดามารดารวมถึงญาติพี่น้องซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ผู้สอนที่เคารพทุกท่านที่ได้ถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ผู้วิจัย จนสำเร็จการศึกษาไปด้วยดี

เมธารักษ์ จอกพุดซา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย)....ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ)....ค
กิตติกรรมประกาศ....จ
สารบัญ....ฉ
สารบัญตาราง....ฌ
สารบัญรูป....ญ

บทที่

1 บทนำ....1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา....1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย....4
1.3 สมมุติฐานของการวิจัย....5
1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น....5
1.5 ขอบเขตของการวิจัย....5
1.6 วิธีดำเนินการวิจัย....5
1.6.1 แนวทางการดำเนินงาน....5
1.6.2 ระเบียบวิธีวิจัย....6
1.6.3 สถานที่ทำการวิจัย....6
1.6.4 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย....6
1.6.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล....6
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ....7
1.8 ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง....7

2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง....15
2.1 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในส่วนของการวิธีการรักษาโรคมะเร็ง
แบบการรักษาด้วยความร้อน....15

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.1.1 หลักการและสาเหตุของการการตายของเซลล์มะเร็งด้วยความร้อน 15
2.1.2 การถ่ายเทพลังงานความร้อนภายในร่างกาย 17
2.2 หลักการให้ความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริก 20
2.2.1 การเกิดความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริก 20
2.2.2 คุณสมบัติพื้นฐานของสารไดอิเล็กตริก 23
2.2.3 การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก 24
2.3 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวงจรเหนี่ยวสนามแม่เหล็ก 26
2.3.1 การหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็ก 26
2.3.2 วัสดุสารแม่เหล็ก 29
2.3.3 ตัวเหนี่ยวนำ 30
2.3.4 วงจรแม่เหล็กพื้นฐาน 33
2.4 สรุป 41
3 การศึกษาและออกแบบระบบสำหรับการวิเคราะห์ 42
3.1 การออกแบบระบบเหนี่ยวนำความร้อน 42
3.2 การออกแบบและสร้างเนื้อเยื่อจำลอง 43
3.3 การออกแบบโครงสร้างของตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กโดยใช้ขดลวด 44
3.3.1 รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม 46
3.3.2 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 49
3.4 การออกแบบโครงสร้างของตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กโดยใช้แกนเฟอร์ไรต์ 51
3.5 สรุป 56
4 การทดลองและผลการทดลอง 57
4.1 ขั้นตอนการออกแบบลักษณะของชุดปล่อยคลื่น 57
4.1.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 57
4.1.2 รูปแบบของขดลวดแบบโซลินอยด์ 58

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.1.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 59
4.2 ขั้นตอนการสร้างสารเนื้อเยื่อจำลอง 59
4.2.1 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ 63
4.2.2 แบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง 64
4.2.3 แบบจำลองกระดูก 65
4.3 ผลการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของตัวปล่อยคลื่น 67
4.3.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 67
4.3.2 รูปแบบของขดลวดแบบโซลินอยด์ 70
4.3.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 72
4.4 ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนของเนื้อเยื่อจำลอง 74
4.4.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 76
4.4.2 รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์ 81
4.4.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 87
4.5 สรุป 92
5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ 93
5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์ 93
5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ 94
5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต 94
เอกสารอ้างอิง 95
ภาคผนวก
ภาคผนวก ก บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ 97
ภาคผนวก ข รายละเอียดทางเทคนิคการทำเนื้อเยื่อจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริก 109
ประวัติผู้เขียน 111

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 ความซึมซาบสัมพัทธ์ของวัสดุสารแม่เหล็ก....................30

2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างวงจรไฟฟ้าและวงจรแม่เหล็ก....................37

3.1 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการจำลอง....................43

3.2 ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้าของวัสดุตัวอย่างตัวนำที่อุณหภูมิ 20 องศาเซลเซียส....................45

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

1.1 แผนภาพแสดงการเกิดของมะเร็ง......1
1.2 แผนภาพแสดงส่วนประกอบของระบบการรักษาด้วยความร้อน......4
1.3 แผนผังระบบทำความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน ของ Park BH และคณะ......8
1.4 ระบบทำความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน ของ Park BH และคณะ......8
1.5 การทดลองให้ความร้อนกับสารอนุภาคทางแม่เหล็กของนักวิจัย มหาวิทยาลัยปักกิ่ง......9
1.6 การลองให้ความร้อนกับขาของกระต่ายของนักวิจัยมหาวิทยาลัยปักกิ่ง......9
1.7 ชุดเครื่องมือทดลองของระบบไฮเปอร์เทอร์เมีย ของ Jiayi Liu และคณะ......10
1.8 แบบจำลองจากการกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กของ Olivier Sandre และคณะ......11
1.9 การถ่ายภาพความร้อนจากการกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กของ Olivier Sandre และคณะ......12
1.10 โมเดลจำลองระบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กของบริษัท MSI Automation, Inc.......13
1.11 ภาพจำลองการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งกระดูก ด้วยโมเดลจำลอง ของบริษัท MSI Automation, Inc......13
1.12 รูปแบบการจัดวางขดลวดของ Hang Xu และคณะ......14
2.1 อัตราการมีชีวิตรอดของเซลล์มะเร็งต่อเวลา......16
2.2 การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในเนื้องอกและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ติดกัน......19
2.3 แบบจำลองของอะตอมที่มีผลจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า......20
2.4 แสดงขดลวดเหนี่ยวนำ......32
2.5 สนามแม่เหล็ก......33
2.6 การกระจายของสนามแม่เหล็กในขดลวดแกนอากาศ......34
2.7 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแม่เหล็กและความเข้ม สนามแม่เหล็ก......34

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

2.8 เส้นโค้งการสร้างสนามแม่เหล็ก 35
2.9 ลักษณะการไหลของเส้นแรงแม่เหล็กในแกนแม่เหล็ก 35
2.10 วงจรแม่เหล็กแบบอนุกรม 36
2.11 วงจรแม่เหล็กแบบขนาน 36
2.12 ตัวเหนี่ยวนำที่มีช่องว่างอากาศ (Air-Gap) 38
2.13 วงจรแม่เหล็กในส่วนของแกนอากาศกรณีที่ไม่คิดส่วนของ Fringing field 40
2.14 วงจรแม่เหล็กในส่วนของแกนอากาศกรณีที่คิดส่วนของ Fringing field 40
3.1 แผนภาพของระบบให้ความร้อนผ่านการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก 43
3.2 รูปแบบลักษณะของเนื้อเยื่อจำลองในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ 44
3.3 ตัวอย่างลักษณะรูปแบบขดลวดเหนี่ยวนำ 45
3.4 การออกแบบตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม 46
3.5 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม 47
3.6 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม 48
3.7 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม 48
3.8 การออกแบบตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 49
3.9 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 50
3.10 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 50
3.11 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก 51
3.12 ความแตกต่างของเส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดตัวนำแกนอากาศและแกนเฟอร์ไรต์ 52
3.13 เส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดตัวนำแกนเฟอร์ไรต์แบบสองขั้ว 52

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

3.14 ขนาดของแกนเฟอร์ไรต์ C-Core ในการทดลอง 53
3.15 แบบจำลองแกนเฟอร์ไรต์ C-Core ใช้กับกระดูกแขน 54
3.16 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 54
3.17 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ 55
3.18 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ 55
4.1 รูปแบบการพันของขดลวดแบบแพนเค้ก 57
4.2 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์มุมมองด้านบน 58
4.3 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์มุมมองด้านข้าง 58
4.4 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 59
4.5 แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง 60
4.6 แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อของแขนมนุษย์ 61
4.7 โพรบคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก 62
4.8 เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย Keysight E5071C Network Analyzer 62
4.9 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ 63
4.10 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ 64
4.11 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง 64
4.12 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง 65
4.13 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองกระดูก 65
4.14 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองกระดูก 66

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

4.15 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบแพนเค้ก 67
4.16 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบแพนเค้ก 68
4.17 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบแพนเค้ก 68
4.18 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบแพนเค้ก 69
4.19 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบโซลินอยด์ 70
4.20 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบโซลินอยด์ 70
4.21 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบโซลินอยด์ 71
4.22 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบโซลินอยด์ 71
4.23 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 72
4.24 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 72
4.25 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 73
4.26 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 73
4.27 กล้องถ่ายภาพความร้อนแบบ TrueIR ยี่ห้อ Keysight Technology รุ่น U5857A 74
4.28 ภาพถ่ายความร้อนจากแบบจำลองเนื้อเยื่อก่อนการทดลอง 75
4.29 เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่วิทยุที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ 75
4.30 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบแพนเค้ก 76
4.31 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กที่ระยะเวลา 40 นาที 76
4.32 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กที่ระยะเวลา 50 นาที 77
4.33 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กที่ระยะเวลา 60 นาที 77
4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก 78
4.35 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา 78

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

4.36 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที 79
4.37 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที 79
4.38 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที 80
4.39 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศา จากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก 80
4.40 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์ 81
4.41 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ระยะเวลา 40 นาที 82
4.42 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ระยะเวลา 50 นาที 82
4.43 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ระยะเวลา 60 นาที 83
4.44 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ 83
4.45 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา 84
4.46 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที 84
4.47 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที 85
4.48 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที 85
4.49 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศา จากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ 86

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

4.50 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 87

4.51 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 40 นาที 87

4.52 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 50 นาที 88

4.53 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 60 นาที 88

4.54 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 89

4.55 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา 89

4.56 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที 90

4.57 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที 90

4.58 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที 91

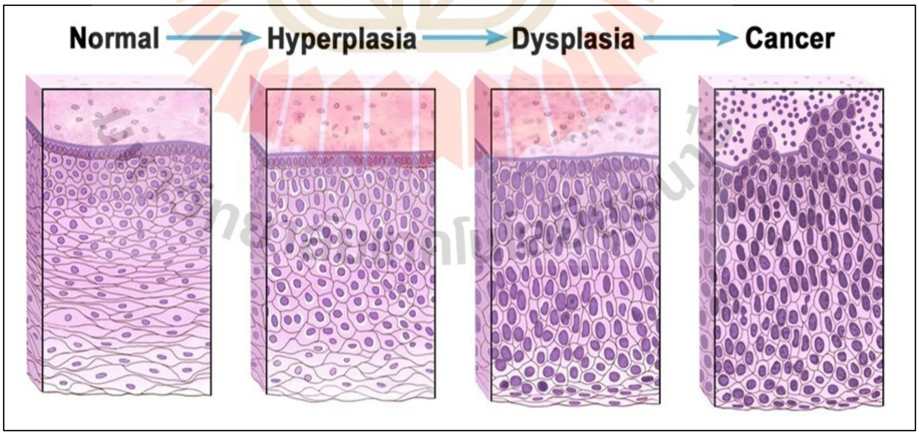
4.59 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศา จากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ 91

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตเป็นอันดับสองของโลกและมีผู้เสียชีวิตจากโรคมะเร็งประมาณ 10 ล้านคนในปี 2563 ซึ่งเป็นอัตราส่วน 1 ใน 6 ของจำนวนผู้เสียชีวิตทั้งหมดทั่วโลก (Ferlay J, 2020) มะเร็งที่พบมากที่สุด คือ มะเร็งเต้านม (2.26 ล้านราย), มะเร็งปอด (2.21 ล้านราย), มะเร็งลำไส้ใหญ่และทวารหนัก (1.93 ล้านราย), มะเร็งต่อมลูกหมาก (1.41 ล้านราย), มะเร็งผิวหนัง (1.20 ล้านราย), มะเร็งกระเพาะอาหาร (1.09 ล้านราย) สาเหตุที่พบบ่อยที่สุดของการเสียชีวิตด้วยโรคมะเร็ง คือ มะเร็งปอด (ผู้เสียชีวิต 1.80 ล้านราย), มะเร็งลำไส้ใหญ่และทวารหนัก (เสียชีวิต 935,000 ราย), มะเร็งตับ (ผู้เสียชีวิต 830,000 ราย), มะเร็งกระเพาะอาหาร (ผู้เสียชีวิต 769,000 ราย), มะเร็งเต้านม (ผู้เสียชีวิต 685,000 ราย) (World Health Organization, 2021) สาเหตุของการเกิดโรคมะเร็งสามารถแบ่งออกเป็นสองลักษณะได้แก่ ทางพันธุกรรม และเกิดขึ้นเอง โดยการถ่ายทองทางพันธุกรรมสามารถสืบทอดจากพ่อแม่มาสู่ลูกได้ และโดยการเกิดขึ้นเอง แสดงดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 แผนภาพแสดงการเกิดของมะเร็ง

จากรูปที่ 1.1 แสดงให้เห็นว่าจุดเริ่มต้นของการเกิดมะเร็งเริ่มจากเซลล์ปกติ ไปภาวะเซลล์แบ่งตัวเกิน หรือ ไฮเปอร์พลาเซีย (Hyperplasia) คือการที่เซลล์ของอวัยวะหรือของเนื้อเยื่อในบริเวณหนึ่งเริ่มมีการแบ่งตัวเพิ่มจำนวนมากเกินผิดปกติ จนทำให้อวัยวะหรือเนื้อเยื่อบริเวณนั้นเริ่มมีขนาด

ใหญ่ขึ้นมากกว่าปกติ แล้วเข้าไปสู่ภาวะ การเจริญผิดปกติ หรือ ดีสเพลเซีย (Dysplasia) คือการเกิดเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อบริเวณที่มีการแบ่งตัวของเซลล์มากเกินไป ซึ่งจะมีการพัฒนาต่อกลายเป็นก้อนเนื้องอก จากก้อนเนื้องอกผิดปกติพัฒนาอย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเป็นก้อนเนื้องอกตามอวัยวะ โดยปกติทั่วไปก้อนเนื้อจะค่อย ๆ ลุกลามจนกลายเป็นก้อนเนื้องอกที่ร้ายแรง ซึ่งการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้เป็นผลมาจากปฏิสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยทางพันธุกรรมของผู้ป่วย กับปัจจัยภายนอกที่เป็นตัวช่วยให้เกิดการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็ง ได้แก่

1) สารก่อมะเร็ง เช่น รังสีอัลตราไวโอเลตและไอออไนซ์
2) สารเคมีก่อมะเร็ง เช่น แร่ใยหิน ส่วนประกอบของควันบุหรี่ อะฟลาทอกซิน (สารปนเปื้อนในอาหาร) และสารหนู (สารปนเปื้อนในน้ำดื่ม)
3) สารก่อมะเร็งทางชีวภาพ เช่น การติดเชื้อจากไวรัส แบคทีเรีย หรือปรสิตบางชนิด (de Martel C, 2020)

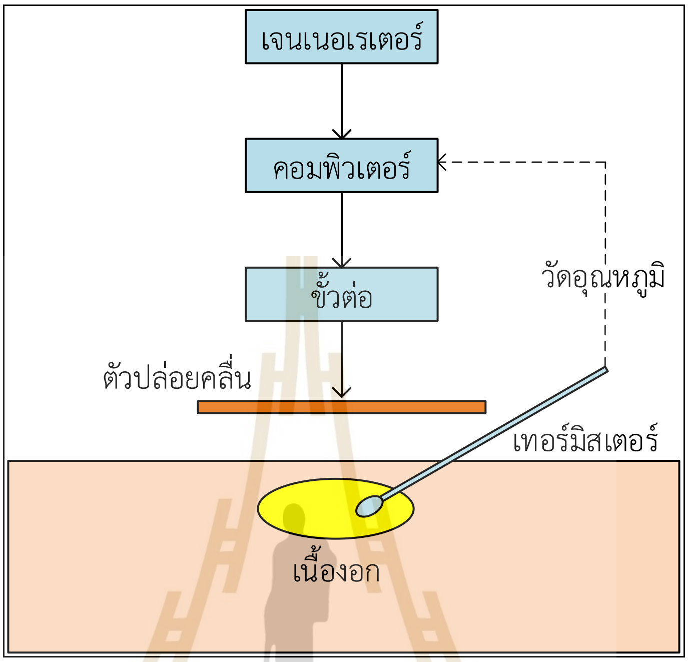
เมื่อมีการเจริญเติบโตของเนื้องอกอย่างผิดปกติ ทำให้เนื้อเยื่อบริเวณนั้นมีลักษณะเป็นก้อน ซึ่งเนื้องอกแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ เนื้องอกชนิดไม่ร้าย และเนื้องอกชนิดร้ายหรือที่เรียกว่ามะเร็ง เนื้องอกชนิดไม่ร้ายจะมีการดำเนินโรคที่ไม่รุนแรงไม่มีการแพร่กระจายไปยังอวัยวะอื่น ส่วนเนื้องอกร้ายจะทำลายเซลล์ของอวัยวะ และลุกลามไปยังอวัยวะข้างเคียงได้ และยังสามารถแพร่กระจายทางกระแสโลหิตหรือทางระบบน้ำเหลืองได้ไปยังอวัยวะอื่นได้ทั่วร่างกาย เช่น ปอด ตับ หรือกระดูกได้ (Ottewell, Penelope D., 2016) (Weilbaecher, K.N., Guise, T.A., McCauley, L.K., 2011) ในส่วนของมะเร็งกระดูก จะเกิดได้กับกระดูกในทุกส่วนของร่างกาย โดยส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นกับกระดูกส่วนที่มีความยาว เช่น กระดูกแขน และกระดูกขา มะเร็งกระดูกจะทำให้กระดูกชิ้นที่อยู่ใกล้กับเซลล์มะเร็งมีความแข็งแรงน้องลงอย่างมาก ทำให้กระดูกส่วนนั้นแตกหักได้ง่าย มะเร็งกระดูกแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ มะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิ และมะเร็งกระดูกชนิดทุติยภูมิ โดยมะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิจะเริ่มเกิดความผิดปกติของเซลล์ตรงเนื้อเยื่อที่ติดอยู่กับกระดูก และมะเร็งกระดูกชนิดทุติยภูมิจะเกิดความผิดปกติของเซลล์จากที่อื่น คือเป็นมะเร็งชนิดอื่นอยู่แล้ว และมีการแพร่กระจายเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมายังกระดูก (Weinberg, Robert A., 1996) โดยทั่วไปอาการของเนื้องอกกระดูกจะมีอาการผิดปกติช้า ๆ โดยขึ้นกับชนิด ตำแหน่ง และขนาดของเนื้องอก อาการปวดเป็นอาการที่พบบ่อยสุดของมะเร็งกระดูก การคลำพบก้อน อาการชาและกล้ามเนื้ออ่อนแรงของแขนหรือขา การเกิดภาวะกระดูกหักในกระดูกที่มีพยาธิสภาพ หรืออาจไม่มีอาการใด ๆ ซึ่งเนื้องอกอาจพบโดยบังเอิญจากการถ่ายภาพรังสีตรวจร่างกายทั่วไปตามปกติ การวินิจฉัยโรคเนื้องอกกระดูกจะต้องอาศัยการประเมินข้อมูลต่าง ๆ ของผู้ป่วย ซึ่งประกอบด้วยการสอบถามประวัติของผู้ป่วยและครอบครัว การตรวจร่างกายอย่างละเอียด การส่งตรวจพิเศษอื่น ๆ เช่น การตรวจเลือด ตรวจปัสสาวะ และการตรวจภาพรังสีชนิดต่าง ๆ การวินิจฉัยว่าเป็นเนื้องอกกระดูก ซึ่งได้จากการผ่าตัดตรวจชิ้นเนื้อส่งตรวจทาง

พยาธิวิทยา เมื่อได้การวินิจฉัยโรคเนื้องอกกระดูกแล้ว จะต้องนำข้อมูลอื่น ๆ มาร่วมพิจารณาเพื่อวางแผนการรักษาที่เหมาะสมต่อไป ซึ่งประกอบด้วยการตรวจประเมินระยะของโรคอายุและสุขภาพโดยรวมของผู้ป่วย ขนาด และตำแหน่งของเนื้องอก (ร.ศ. น.พ.อภิชาติ อัศวมงคลกุล, 2011)

วิธีการรักษาโรคมะเร็งกระดูกในปัจจุบันมีหลากหลายวิธีแยกตามชนิดของมะเร็ง คือ มะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิ และมะเร็งกระดูกชนิดทุติยภูมิ โดยการรักษามะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิจะรักษาโดยการผ่าตัดแบบตัดอวัยวะ การผ่าตัดแบบเก็บอวัยวะ การผ่าตัดโดยการใช้ข้อเข่าเทียม การผ่าตัดแบบเจาะรู (Minimal invasive surgery) การให้ยาเคมีบำบัด การให้รังสีรักษา การให้ยารักษาตรงเป้า (Targeted therapy) และการรักษามะเร็งกระดูกชนิดทุติยภูมิจะรักษาโดยการให้ยาเคมีบำบัด การรักษาด้วยฮอร์โมนบำบัด การให้ยาบิสฟอสโฟเนต (Bisphosphonate) การให้ยาลดอาการปวดที่เกิดจากมะเร็งที่แพร่กระจายมาที่กระดูก การให้รังสีรักษา การจี้ก้อนเนื้องอกด้วยความร้อน ความเย็น หรือสารเคมี การผ่าตัด การผ่าตัดแบบตัดกระดูกออกไป การรักษาที่กล่าวมาทั้งอาจมีผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วยในบางราย เช่น การผ่าตัดจะทำให้เกิด การเสียเลือด การสูญเสียเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ แผลผ่าตัดติดเชื้อ และเสี่ยงต่อการดมยาสลบ การรักษาด้วยการให้ยาเคมีบำบัดจะทำให้เกิด อาการเหนื่อย อ่อนเพลีย คลื่นไส้ อาเจียน เบื่ออาหาร ท้องเสีย ผมร่วง ภาวะเลือดออกง่ายจากการมีเกล็ดเลือดต่ำ ภาวะซีด และเพิ่มโอกาสการติดเชื้อจากภาวะเม็ดเลือดขาวต่ำ แต่ผลข้างเคียงเหล่านี้จะหมดไปเมื่อการรักษาสิ้นสุด การรักษาด้วยการให้รังสีรักษาจะทำให้เกิด อาการเหนื่อย อ่อนเพลีย ผลข้างเคียงต่อผิวหนัง และเพิ่มโอกาสทำให้กระดูกหักในส่วนที่ได้รับรังสี การาให้ยารักษาตรงเป้าอาจจะทำให้เกิดสิวขึ้นทั่วตัวรวมทั้งใบหน้า และยาบางชนิดอาจก่อให้เกิดภาวะเลือดออกได้ง่าย เมื่อเกิดบาดแผลจะทำให้แผลติดยาก และอาจเป็นสาเหตุทำให้ผนังลำไส้ทะลุได้ (Medthai, 2017)

เนื่องจากการรักษาที่ได้กล่าวมาข้างต้นนั้นมีผลข้างเคียงหลายอย่าง และใช้ระยะเวลาในการพักฟื้นเป็นระยะเวลานาน ทางผู้จัดทำจึงได้นำเสนอวิธีการรักษาแบบการรักษาด้วยความร้อน (Hyperthermia) เป็นวิธีการให้ความร้อนภายในเซลล์มะเร็ง ใช้สำหรับมะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิในระยะแรก ๆ โดยไม่เกิดความเสียหายต่อเนื้อเยื่อปกติ การรักษาด้วยความร้อนจะใช้หลักการส่งคลื่นความถี่สูง เหนี่ยวนำให้เนื้อเยื่อเป้าหมายสามารถเพิ่มอุณหภูมิได้ถึง 42 - 45 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาไม่ต่ำกว่า 1 ชั่วโมง เนื้องอกที่เป็นมะเร็งจะถูกทำลาย ให้เซลล์มะเร็งเกิดการฝ่อ ไม่สามารถเจริญเติบโตและแพร่กระจายไปยังส่วนอื่น ๆ ของร่างกายได้ ภายในเซลล์มะเร็งปฐมภูมิมีการกระจุกตัวของเส้นเลือดจำนวนมาก ทำให้มีการไหลเวียนโลหิตได้ไม่ดีเหมือนกับเซลล์ปกติของร่างกาย ซึ่งจะทำให้เซลล์มะเร็งไวต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิและเก็บกักความร้อนได้ดี รูปแบบของการรักษามะเร็งโดยการรักษาด้วยความร้อนมีหลากหลายลักษณะ เช่น การใช้คลื่นความถี่วิทยุ, คลื่นไมโครเวฟ, หรือคลื่นอัลตร้าโซนิค ส่วนประกอบหลักของระบบการทำงานของการรักษาด้วยความร้อนประกอบไปด้วย เจนเนอเรเตอร์, คอมพิวเตอร์, ขั้วต่อ, สายนำสัญญาณ และตัวปล่อยคลื่น โดยจะ

มีระบบตรวจสอบอุณหภูมิย้อนกลับเข้าไปประมวลผลที่คอมพิวเตอร์ เพื่อให้สามารถควบคุมอุณหภูมิภายในเนื้องอกที่เป็นมะเร็งได้ แสดงดังรูปที่ 1.2 (Riadh W. Y. Habash, 2006)



รูปที่ 1.2 แผนภาพแสดงส่วนประกอบของระบบการรักษาด้วยความร้อน

ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้มีความสนใจที่จะศึกษาและการออกแบบเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง ให้เกิดความร้อนในบริเวณที่เซลล์ของมะเร็งได้อย่างมีแม่นยำ และควบคุมความร้อนให้อยู่ในช่วงของอุณหภูมิและบริเวณที่ต้องการ เพื่อให้เกิดผลกระทบต่อเนื้อเยื้อปกติบริเวณข้างเคียงน้อยที่สุด และใช้ระยะเวลาในการบำบัดไม่ต่ำกว่า 1 ชั่วโมง เพื่อสามารถรักษาโรคมะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาระบบบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

1.2.2 เพื่อศึกษารูปแบบการเพิ่มเส้นแรงของตัวปล่อยคลื่นแม่เหล็กในความถี่สูง

1.2.3 เพื่อออกแบบและทดสอบระบบบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

1.3 สมมุติฐานของการวิจัย

การให้พลังงานความร้อนแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับเซลล์มะเร็ง โดยใช้แกนเฟอร์ไรต์ในการเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก เพื่อเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์มะเร็งและควบคุมให้คงที่อยู่ที่ประมาณ 42 - 45 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาไม่ต่ำกว่า 1 ชั่วโมงแบบต่อเนื่อง และสามารถทำลายเซลล์มะเร็งบริเวณที่ทำการให้ความร้อนได้ทั้งหมด

1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น

ออกแบบและสร้างระบบการให้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ที่สามารถควบคุมอุณหภูมิภายในเซลล์มะเร็งให้คงที่ตลอดระยะเวลาในการให้ความร้อนได้ โดยใช้แกนเฟอร์ไรต์ช่วยในการควบคุมเส้นแรงแม่เหล็ก และเพื่อเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ให้สามารถส่งกำลังงานความร้อนไปยังเซลล์มะเร็งได้อย่างแม่นยำและมีประสิทธิภาพ

1.5 ขอบเขตของการวิจัย

1.5.1 ศึกษาค้นคว้าข้อมูลประเภทต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับวิธีการรักษามะเร็งกระดูก ในรูปแบบต่าง ๆ ที่มีอยู่ในปัจจุบัน

1.5.2 วิจัย พัฒนา ออกแบบ และสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง เพื่อใช้ในการให้ความร้อนไปยังเซลล์มะเร็ง

1.5.3 ทดสอบระบบวัดและควบคุมต่าง ๆ ในเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูก และระยะเวลาในการให้ความร้อน รวมถึงวิเคราะห์ผลกระทบที่เกิดขึ้นกับเซลล์มะเร็งและเซลล์ปกติข้างเคียง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

1.6 วิธีดำเนินการวิจัย

1.6.1 แนวทางการดำเนินงาน

ศึกษาและสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับโรคมะเร็ง รูปแบบการรักษาแบบต่าง ๆ ที่มีในปัจจุบันเพื่อเป็นตัวเลือกในการตัดสินใจและออกแบบระบบรักษาโรคมะเร็งให้ตรงตามวัตถุประสงค์ของการใช้งาน จึงได้ทำการออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง เมื่อระบบพร้อมใช้งานจึงทำการทดสอบการทำงานของระบบและทำการบันทึกค่าพารามิเตอร์ของระบบดังนี้ อุณหภูมิของเซลล์มะเร็ง อุณหภูมิของเนื้อเยื่อปกติบริเวณรอบ ๆ เซลล์มะเร็ง ระยะเวลาในการให้ความร้อน ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และกำลังงานที่ใช้ในการให้ความร้อน

1.6.2 ระเบียบวิธีวิจัย

1) ศึกษาค้นคว้าและเก็บรวบรวมข้อมูลโดยการสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์

2) วิเคราะห์ ออกแบบ และศึกษาถึงความเป็นไปได้ด้วยข้อมูลต่าง ๆ ทางคณิตศาสตร์หรือข้อมูลที่มีความน่าเชื่อถือทางวิชาการ เกี่ยวกับระบบการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีการรักษาด้วยความร้อน โดยใช้แหล่งพลังงานความร้อนจากวงจรเหนี่ยวนำความร้อน

3) สร้างเครื่องต้นแบบ เพื่อทำการวัดและทดสอบประสิทธิภาพในการให้พลังงานความร้อนไปยังเซลล์มะเร็ง และระยะเวลาในการให้ความร้อน พร้อมทั้งทำการทดลองผลให้ได้ตามวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้

4) วิเคราะห์ประสิทธิภาพของการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากตัวปล่อยคลื่นในแต่ละรูปแบบ

1.6.3 สถานที่ทำการวิจัย

ห้องปฏิบัติการและวิจัยวิศกรรมอิเล็กทรอนิกส์ อาคารเครื่องมือ 11 (F11) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

1.6.4 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

1) คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (Personal Computer)
2) เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Network Analyzer)
3) เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่วิทยุ (Signal Generator)
4) เครื่องวัดค่า RLC (LCR Meter)
5) โพรบคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก
6) กล้องถ่ายภาพความร้อนแบบ TrueIR
7) เครื่องวัดค่าอุณหภูมิ
8) ตัวปล่อยคลื่นรูปแบบขดลวดแพนเค้ก
9) ตัวปล่อยคลื่นรูปแบบขดลวดโซลินอยด์
10) ตัวปล่อยคลื่นรูปแบบขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์
11) โปรแกรม CST EM STUDIO 2019
12) โปรแกรม Keysight N1501A
13) วัสดุสำหรับสร้างแบบจำลองเนื้อเยื่อ ได้แก่ น้ำกลั่น ผงวุ้น เจลาติน NaCl

1.6.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล

1) เก็บรวบรวมข้อมูลจากปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2) เก็บรวบรวมผลจากการจำลองผลการทดลองอัตราการดูดซับพลังงานความร้อนด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อใช้ประกอบการออกแบบตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

3) เก็บรวบรวมผลการออกแบบและสร้างตัวปล่อยคลื่น และวัดผลการทดลองของการเกิดความร้อนกับเนื้อเยื่อจำลอง จากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจากตัวปล่อยคลื่นของแต่ละรูปแบบ

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.7.1 ได้เครื่องควบคุมการเจริญของเซลล์มะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

1.7.2 ได้องค์ความรู้ในเรื่องของการออกแบบแหล่งพลังงานความร้อนกับเซลล์มะเร็งกระดูก ซึ่งเป็นแนวทางให้กับหน่วยงานหรือสถาบันต่าง ๆ ที่สนใจสามารถนำไปประยุกต์ใช้ เพื่อยกระดับและต่อยอดให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากยิ่งขึ้น

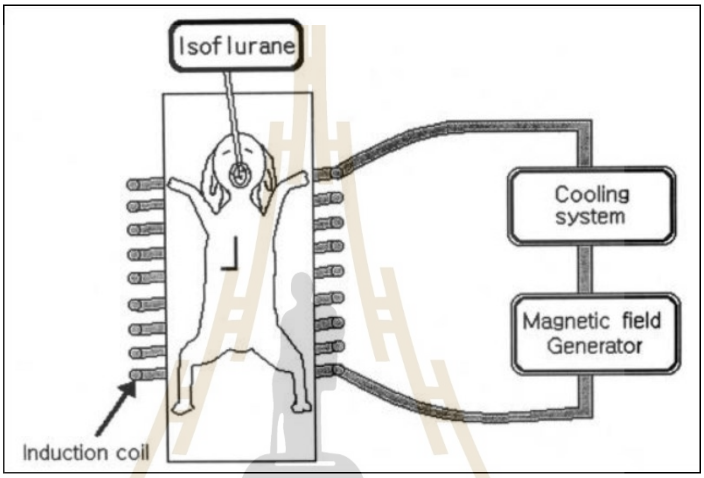
1.7.3 รู้จักกระบวนการคิด วิเคราะห์ อย่างเป็นระบบ เพื่อสามารถนำความรู้ที่ได้มาประยุกต์ใช้งานในด้านอื่น ๆ เพื่อแก้ไขปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในทางปฏิบัติและสามารถนำความรู้ไปใช้ประกอบวิชาชีพได้

1.8 ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

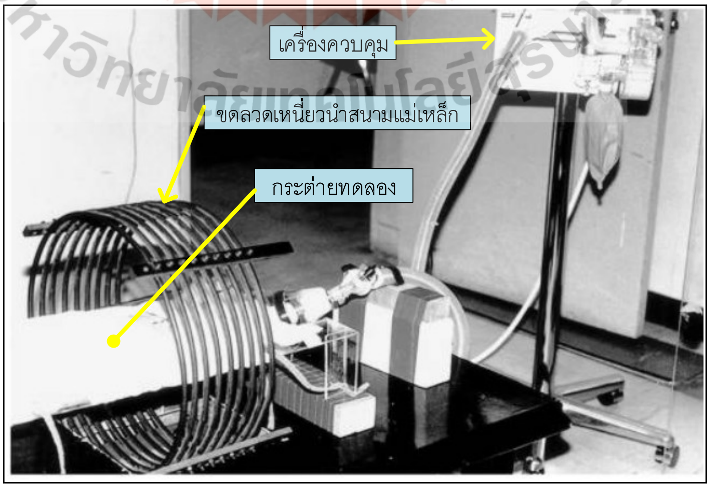
งานวิจัยวิทยานิพนธ์นี้ มีวัตถุประสงค์หลักคือ ออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง และควบคุมความเส้นแรงแม่เหล็กส่วนใหญ่เคลื่อนผ่านเซลล์มะเร็งได้มากที่สุด ด้วยวิธีการใช้แกนเฟอร์ไรต์ (Ferrite Core) และและออกแบบแกนเฟอร์ไรต์ให้มีความเข้มของสนามแม่เหล็กในช่วงที่ต้องการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็ง และสามารถควบคุมตำแหน่งของการให้ความร้อนได้ง่ายขึ้น โดยในปัจจุบันได้มีนักวิจัยจำนวนมากให้ความสนใจเกี่ยววิธีการปรับปรุงสารอนุภาคทางแม่เหล็ก (Nanoparticles) ที่ใช้ฉีดเข้าไปในร่างกายโดยให้สารอนุภาคทางแม่เหล็กนี้เข้าไปในเนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งอยู่ ซึ่งจะเป็นตัวดูดซับสนามแม่เหล็ก ให้สามารถใส่เข้าไปในผู้ป่วยได้โดยส่งผลผลเสียข้างเคียงต่อตัวผู้ป่วยน้อยที่สุด และสามารถให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้ดีขึ้น สำหรับงานวิจัยวิทยานิพนธ์นี้ทางผู้จัดได้คิดค้นวิธีจัดวางตำแหน่งของแกนเฟอร์ไรต์แบบใหม่ เพื่อให้ระบบให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

จากงานวิจัยของ Park BH และคณะ ในปี ค.ศ. 2002 ได้ทำการทดลองให้ความร้อนกับกระต่าย ใช้วิธีการเหนี่ยวสนามแม่เหล็ก โดยมีขดลวดเหนี่ยวนำพันในรูปแบบของขดโซลินอยด์

(Solenoid) อยู่รอบตัวของกระต่าย ซึ่งใช้เส้นลวดมีขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 0.23 มิลลิเมตร และมีความยาวของขดลวดรวมเท่ากับ 25 มิลลิเมตร โดยชุดทดลองมีส่วนประกอบหลักคือ เครื่องควบคุมการจ่ายกำลังงานไปยังขดลวดเหนี่ยวนำ และขดลวดเหนี่ยวนำ ดังรูปที่ 1.3 และรูปที่ 1.4 และทำการทดลองจ่ายกระแสไฟสลับผ่านขดลวดเพื่อให้เกิดการเหนี่ยวนำของสนามไฟฟ้า และให้เกิดความร้อนของที่ตัวกระต่ายที่ใช้ในการทดลอง ซึ่งทำการให้ความร้อนเป็นระยะเวลา 30 นาที (Byeong-Ho Park, Bong Sig Koo, Young Kon Kim, Moon Kon Kim, 2002)

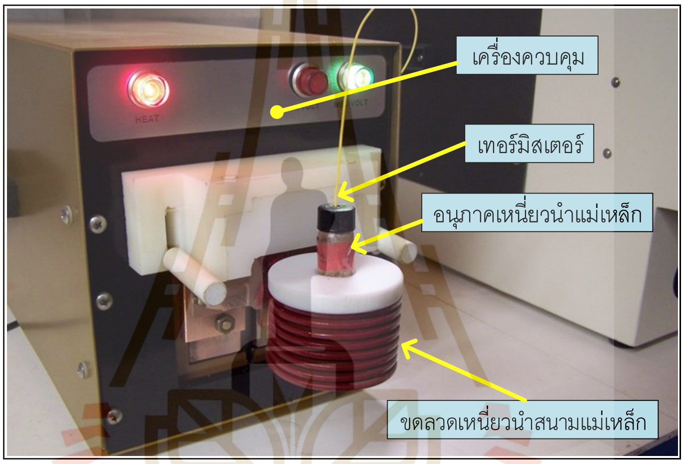


รูปที่ 1.3 แผนผังระบบทำความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน
ของ Park BH และคณะ

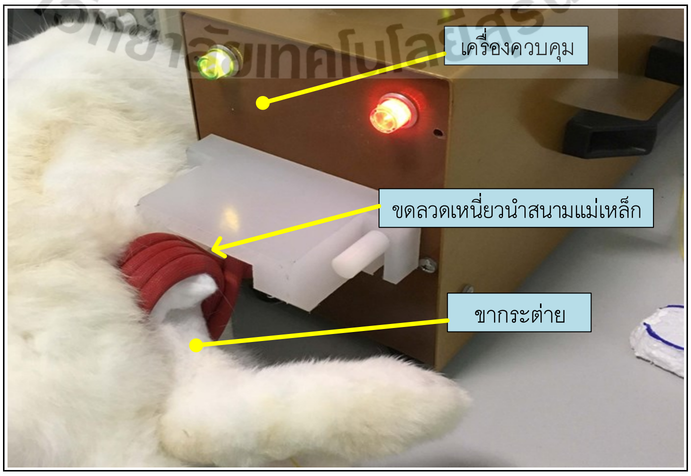


รูปที่ 1.4 ระบบทำความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนของ Park BH และคณะ

ต่อมาทางนักวิจัยของมหาวิทยาลัยปักกิ่ง ได้ทำการทดลองการรักษาด้วยความร้อน โดยใช้วิธีการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ทำกับมะเร็งกระดูกที่ขาของกระต่าย โดยใช้เครื่องควบคุมซึ่งให้กำลังงานได้ที่ 5.0 - 12.0 กิโลวัตต์ ใช้กระแสไฟฟ้าที่ความถี่ 150 - 450 กิโลเฮิรตซ์ โดยเริ่มทำการให้ความร้อนกับสารอนุภาคทางแม่เหล็ก ดังรูปที่ 1.5 และทำการวัดผลการทดลองถึงการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ หลังจากนั้นได้ทำการฉีดสารอนุภาคทางแม่เหล็กการที่ได้ทำการลดลองให้ความร้อน เข้าไปที่ขาของกระต่าย และได้ทำการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวสนามแม่เหล็กอีกครั้งรูปที่ 1.6 โดยได้ทำการให้ความร้อนเป็นระยะเวลา 60 วินาที อุณหภูมิภายในขาของกระต่ายก็ได้เพิ่มขึ้น 45 องศาเซลเซียสอย่างรวดเร็ว



รูปที่ 1.5 การทดลองให้ความร้อนกับสารอนุภาคทางแม่เหล็กของนักวิจัยมหาวิทยาลัยปักกิ่ง



รูปที่ 1.6 การลองให้ความร้อนกับขาของกระต่ายของนักวิจัยมหาวิทยาลัยปักกิ่ง

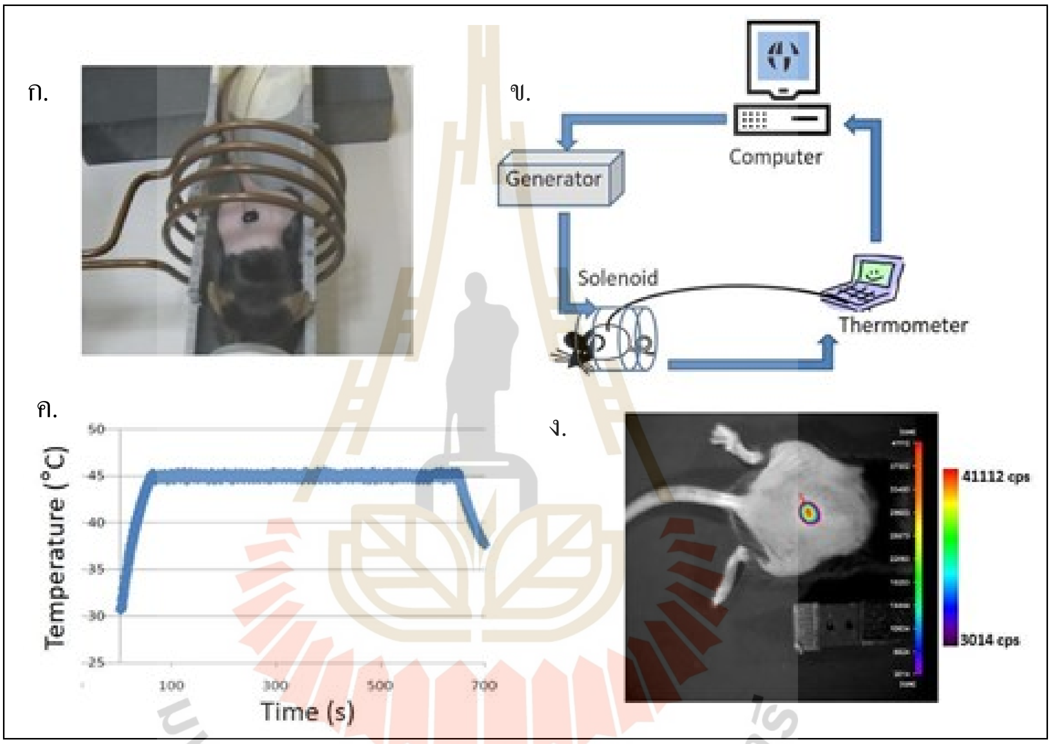
จากงานของ Jiayi Liu และคณะ ในปี ค.ศ. 2013 ได้นำเสนอวิธีการบำบัดรักษาโรคมะเร็งแบบให้ความร้อน โดยได้ทดลองปลูกเนื้องอกมะเร็งจำลองในหลอดอาหารของกระต่าย โดยแบบจำลองเนื้องอกหลอดอาหารของกระต่ายถูกสร้างขึ้นโดยการฉีดเซลล์มะเร็ง VX2 เข้าไปในหลอดอาหาร และได้ใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็กฉีดเข้าไปในส่วนของเนื้องอกมะเร็ง เพื่อเป็นตัวช่วยดูดซับสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้เกิดความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง โดยใช้อุปกรณ์ทำความร้อนแบบเหนี่ยวนำแบบพกพาที่มีความถี่ 300 กิโลเฮิรตซ์ และสร้างความเข้มของสนามที่ปรับได้ ผลิตทำโดย Shuangping Instrument Technology, Co. , Ltd. เครื่องกำเนิดสนามประกอบด้วยเครื่องกำเนิดไฟฟ้ากระแสสลับที่ป้อนตัวเหนี่ยวนำคอยล์ เส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดมีขนาดใหญ่พอที่จะวางกระต่ายไว้ข้างในได้ ซึ่งแสดงระบบของชุดกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กดังรูปที่ 1.7 ควบคุมการให้ความร้อนอยู่ที่ 46 องศาเซลเซียส โดยใช้ระยะเวลาการรักษา 10 นาที และได้แสดงให้เห็นว่าการให้ความร้อนแก่เนื้องอกมะเร็งนี้มีผลในการรักษามะเร็งได้ โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ติดกัน (Jiayi Liu, 2013)

รูปที่ 1.7 ชุดเครื่องมือทดลองของระบบไฮเปอร์เทอร์เมีย ของ Jiayi Liu และคณะ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

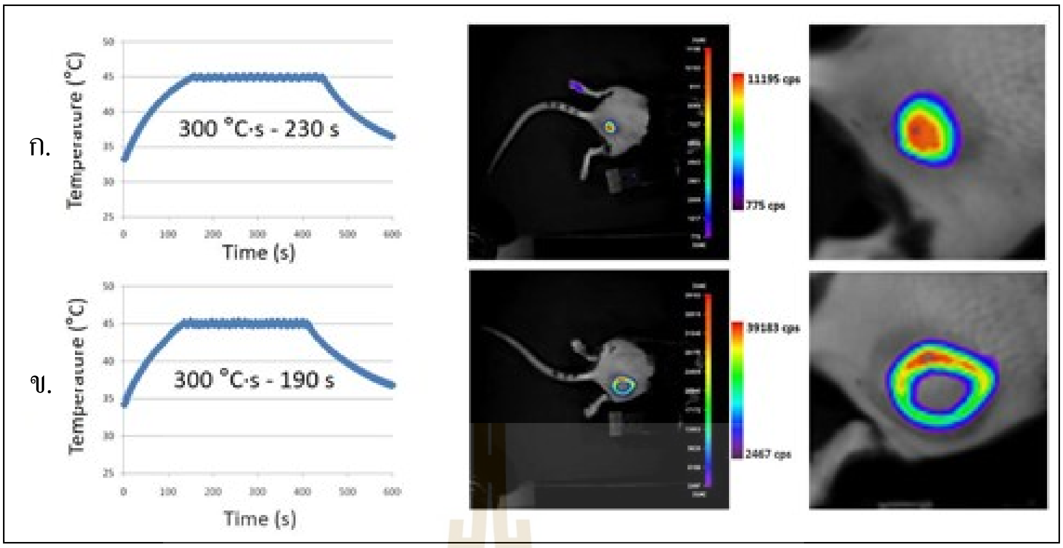
จากงานวิจัยของ Olivier Sandre และคณะ ในปี ค.ศ. 2017 ได้นำเสนอการให้เห็นถึงการกระจายตัวของความร้อนภายในตัวของหนู ที่ได้ทำการฉีดอนุภาคนาโนของเหล็กออกไซด์เข้าใต้ผิวหนัง เป็นวิธีการทำเนื้องอกเทียม หลังจากนั้นได้นำตัวของหนู เข้าไปใส่ในสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับ เพื่อที่จะสร้างความร้อนให้กับเนื้อเยื่อที่ฉีดใส่เข้าไปในตัวหนู ทางนักวิจัยได้สร้างขดลวดอินดักชันในรูปแบบของโซลินอยด์วงแหวนทองแดง จำนวน 4 รอบ เส้นผ่านศูนย์กลาง

ภายนอก 55 มิลลิเมตร ด้านใน 38 มิลลิเมตร และขนาดของความสูงเป็น 38 มิลลิเมตร โดยเส้นลวดทองแดงมีลักษณะเป็นท่อกลวงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 มิลลิเมตร หนา 0.4 มิลลิเมตร ใช้ของเหลวเป็นน้ำเย็นที่อุณหภูมิไหลผ่านท่อ เพื่อระบายความร้อนที่เกิดขึ้น สร้างความเข้มของสนามแม่เหล็กขนาด 10.2 กิโลแอมป์ต่อเมตร สนามแม่เหล็กความหนาแน่น 12.8 มิลลิเทสลา ที่ความถี่ 755 กิโลเฮิรตซ์ ได้จัดวิธีการทดลองดังรูปที่ 1.8 ก. และ รูปที่ 1.8 ข. ทำการทดลองให้ความร้อนอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 10 นาทีและวัดผลการทดลองดังรูปที่ 1.8 ค.



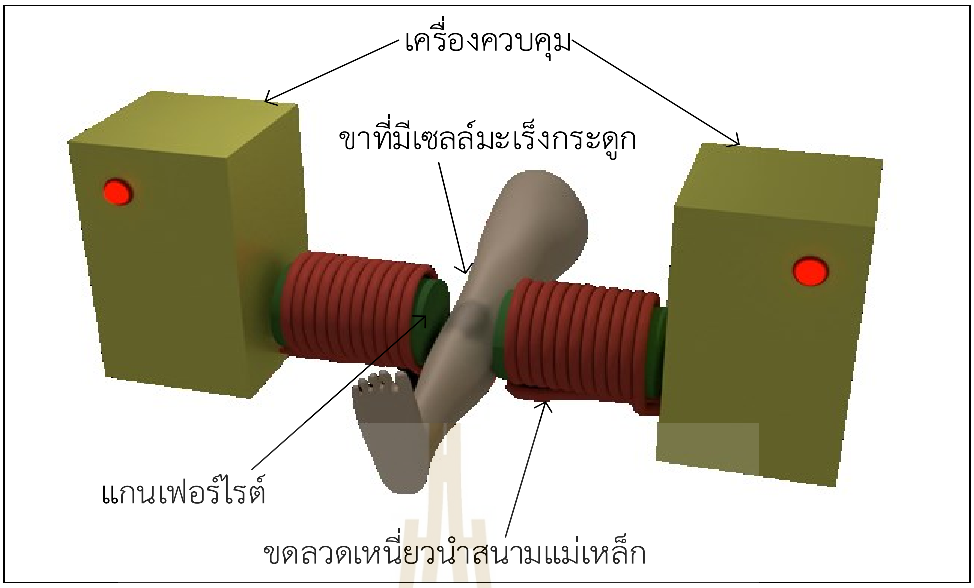
รูปที่ 1.8 แบบจำลองจากการกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กของ Olivier Sandre และคณะ

และทำการถ่ายภาพเรืองแสงที่เกิดจากความร้อนใต้ผิวหนัง ในระยะเวลา 6 ชั่วโมงหลังจากให้ความร้อนจากสนามแม่เหล็กได้ดังรูปที่ 1.9 (Olivier Sandre, 2017)

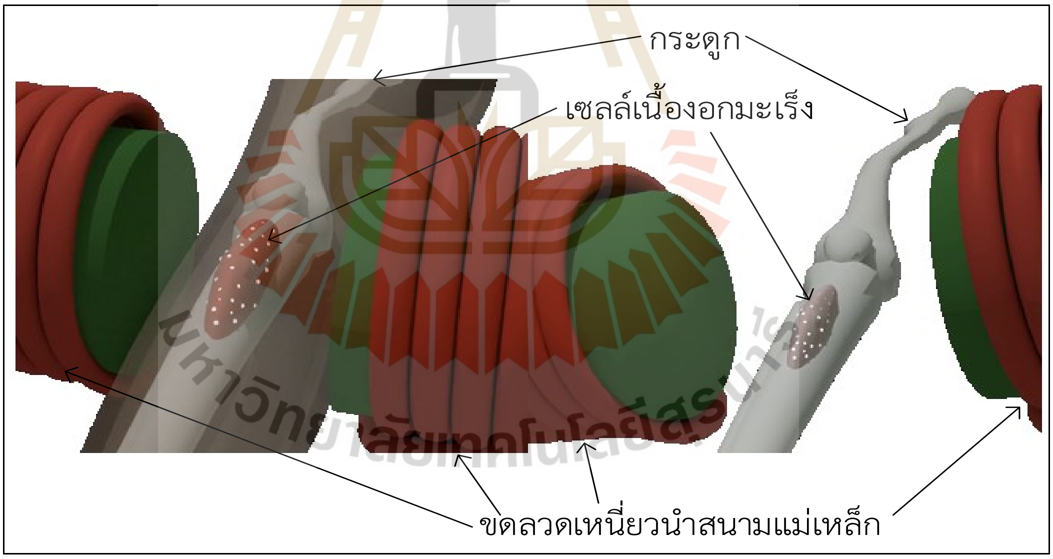


รูปที่ 1.9 การถ่ายภาพความร้อนจากการกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กของ Olivier Sandre และคณะ

ในปี ค.ศ. 2018 ทางนักวิจัยและนักพัฒนาบริษัท MSI Automation, Inc. ได้ทำการออกแบบโมเดลจำลองระบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 100 - 150 กิโลเฮิรตซ์ โดยใช้แกนเฟอร์ไรต์ เป็นแกนกลางของขดลวดเหนี่ยวนำ ดังรูปที่ 1.10 เพื่อเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก และสามารถเลือกใช้กำลังงานได้คือ 5.0, 7.0, 10.0 และ 20.0 กิโลวัตต์ ซึ่งเป็นแบบแกนเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจำนวนสองแกน เหมาะสมกับการใช้งานกับส่วนที่เป็นระยาง เช่น แขน ขา โดยได้ทำการจำลองระบบการใช้งานกับเซลล์มะเร็งกระดูกที่เกิดขึ้นบริเวณขาส่วนลาง โดยที่ได้ใช้สารอนุภาคทางแม่เหล็ก ฉีดเข้าไปที่เซลล์มะเร็งก่อน และทำการเหนี่ยวนำอนุภาคทางแม่เหล็กที่ฉีดเข้าไปในร่างกายเกิดความร้อนด้วยระบบจำลอง ดังรูปที่ 1.11 ให้พลังงานความร้อนแบบต่อเนื่อง ตามระยะเวลาของผู้ใช้กำหนด หรือจนกว่าเซลล์มะเร็งนั้นจะถูกทำลายจนหมด (MSI Automation, Inc., 2018)



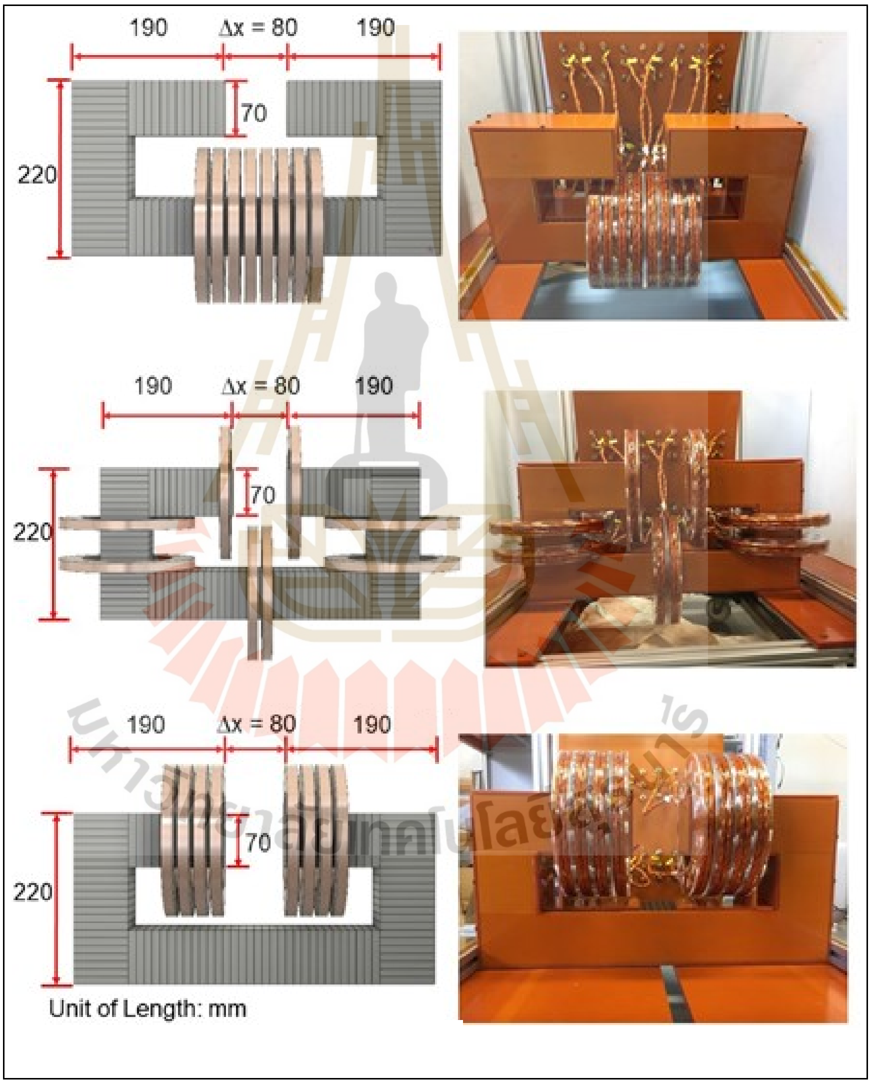
รูปที่ 1.10 โมเดลจำลองระบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กของบริษัท MSI Automation, Inc.



รูปที่ 1.11 ภาพจำลองการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งกระดูก ด้วยโมเดลจำลอง ของบริษัท MSI Automation, Inc.

ในปี ค.ศ. 2020 Hang Xu และคณะได้นำเสนอถึงการออกแบบต้นแบบของสำหรับการใช้แกนแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งแบบให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กความถี่สูง โดยได้ออกแบบชุดแกนในการพันขดลวดหลากหลายรูปแบบ บนแกนแบบ C-core ได้ทำการทดสอบ

เปรียบเทียบในส่วนของการพันขดลวด และรูปแบบการจัดวางขดลวด ในตำแหน่งต่าง ๆ บนแกนแม่เหล็ก โดยมีเป้าหมายของระบบนี้ คือการสร้างความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กสูงสุด 0.06 เทสล่า ความถี่สูงสุดที่ 200 กิโลเฮิรตซ์ ใช้ระยะเวลาในการทดลอง 300 วินาที โดยระบบได้ประกอบด้วยขดลวดจำนวน 8 ชุด ซึ่งทำการจัดเรียงอยู่บนแกนแม่เหล็กแสดงดังรูปที่ 1.12 ในแต่ละชุดจะพันด้วยขดลวดจำนวน 10 รอบ ค่าความเหนี่ยวนำของแต่ละขดอยู่ที่ประมาณ 1.86 มิลลิเฮนรี สำหรับกำลังงานของระบบนี้ค่อนข้างสูง และเกิดความร้อนที่ขดลวดสูงมาก



รูปที่ 1.12 รูปแบบการจัดวางขดลวดของ Hang Xu และคณะ

บทที่ 2
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการวิเคราะห์และออกแบบเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูก โดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง เพื่อให้เนื้องอกที่เป็นมะเร็งถูกทำลาย ให้เซลล์มะเร็งตายหรือฝ่อ และไม่สามารถเจริญเติบโตและแพร่กระจายไปยังส่วนอื่น ๆ ของร่างกายได้ ซึ่งสามารถแบ่งเป็นส่วนที่สำคัญได้สามส่วนดังนี้

1) หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในส่วนของการวิธีการรักษาโรคมะเร็งแบบการรักษาด้วยความร้อน
2) หลักการให้ความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริก
3) หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวงจรเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
4) สรุป

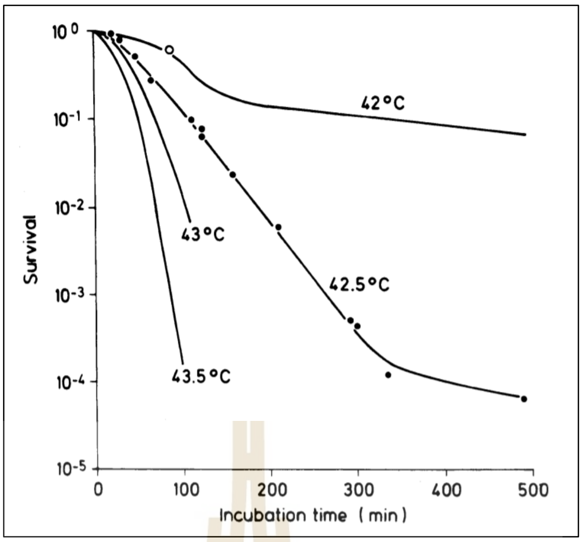
2.1 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในส่วนของการวิธีการรักษาโรคมะเร็งแบบการรักษาด้วยความร้อน

หัวข้อนี้ผู้วิจัยจะกล่าวถึง หลักการและสาเหตุของการการตายของเซลล์มะเร็งด้วยความร้อน การถ่ายเทพลังงานความร้อนภายในร่างกาย

2.1.1 หลักการและสาเหตุของการการตายของเซลล์มะเร็งด้วยความร้อน

เนื่องด้วยการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งจากอุณหภมิร่างกายให้สูงขึ้นจนถึงช่วง 42 - 45 องศาเซลเซียส และทำการคงค่าอุณหภูมิให้คงที่ เพื่อหาอัตราการมีชีวิตรอดของเซลล์มะเร็งต่อเวลาที่ทำการให้ความร้อน และได้ผลการทดลองดังรูปที่ 2.1

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 2.1 อัตราการมีชีวิตรอดของเซลล์มะเร็งต่อเวลา

ซึ่งระยะเวลาจะมีความสัมพันธ์กับอุณหภูมิ เมื่อให้พลังงานความร้อนกับเซลล์มะเร็งมาก จะทำให้ระยะเวลาในการให้ความร้อนลดลง และเมื่อทำการวิเคราะห์ผลจากการทดลอง แสดงให้เห็นว่าการให้ความร้อนไปที่เซลล์มะเร็งในช่วง 42 - 43 องศาเซลเซียส จะมีอัตราการมีชีวิตรอดที่สูงกว่าช่วงที่ให้อุณหภูมิมากกว่า 43 องศาเซลเซียสอย่างเห็นได้ชัด ดังนั้นจะได้สมการของปริมาณความร้อนที่เซลล์มะเร็งได้รับดังสมการที่ (2.1) (Bert Hildebrandt, 2002)

$$D = tR^{T} \tag{2.1}$$

โดยที่ D คือ ปริมาณความร้อน มีหน่วยเป็นกรัมแคลอรี่ (Cal)

t คือ ระยะเวลาในการให้ความร้อน มีหน่วยเป็นวินาที (s)

T คือ อุณหภูมิต้องการเพิ่มให้กับเซลล์มะเร็ง มีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส (°C)

R คือ ค่าคงที่ โดยที่ $R = 2$ เมื่ออุณหภูมิมากกว่าเท่ากับ 43 องศาเซลเซียส และ $R = 4$ เมื่ออุณหภูมิน้อยกว่า 43 องศาเซลเซียส

จะเห็นได้ว่าการให้พลังงานความร้อนที่มากกว่าจะจำให้เซลล์มะเร็งมีอัตราการมีชีวิตรอดที่น้อยลงอย่างมาก แต่ก็ได้ถูกจำกัดของอุณภูมิไว้ เนื่องจากบริเวณของส่วนที่ทำการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนก็ยังมีเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติอยู่ด้วย ดังนั้นการให้ความร้อนที่มากเกินไปก็จะทำให้เนื้อเยื่อของเซลล์ปกติได้รับความเสียหายไปด้วย

2.1.2 การถ่ายเทพลังงานความร้อนภายในร่างกาย

เนื่องด้วยในร่างกายของมนุษย์มีระบบไหลเวียนเลือดมีเส้นเลือดอยู่เป็นจำนวนมากในหลาย ๆ ส่วนของร่างกาย ระบบไหลเวียนเลือดจะทำหน้าที่รักษาอุณหภูมิ และ pH ของร่างกาย ระบบไหลเวียนเลือดจะมีเลือดเป็นตัวพาความร้อน ซึ่งภายในเลือดเป็นของเหลว ประกอบด้วยน้ำเลือด เม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาว และเกล็ดเลือด ซึ่งหัวใจทำหน้าที่ไหลเวียนผ่านระบบหลอด เมื่อมีส่วนในส่วนหนึ่งของร่างกายมีอุณหภูมิที่ผิดปกติไปจากส่วนอื่น ระบบไหลเวียนจะทำการปรับอุณหภูมิของร่างกาย โดยที่หัวใจจะทำหน้าที่สูบฉีดเลือดไปทั่วทั้งร่างกาย ทำให้ส่วนต่าง ๆ ส่งถ่ายความร้อนผ่านน้ำเลือดไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้ และทำให้มีความสมดุลของอุณหภูมิในร่างกาย ดังนั้นการถ่ายเทความร้อนจึงเป็นกระบวนการพื้นฐานที่สำคัญมากในสิ่งมีชีวิต โดยเฉพาะอย่างยิ่งในร่างกายมนุษย์ เพื่อรักษาอุณหภูมิให้คงที่เกือบตลอดเวลา ในส่วนของผลลัพธ์ที่เกี่ยวข้องกับการถ่ายเทความร้อนทางชีวภาพนั้นได้มีการคิดค้นขึ้นมาเมื่อนานมาแล้ว และได้มีการนำมาประยุกต์กับการทดลองในหลากหลายด้าน เช่น สมการการถ่ายเทความร้อนทางชีวภาพของ Pennes (Pennes, 1948), แบบจำลองการถ่ายเทความร้อนทางชีวภาพที่มีโครงสร้างจุลภาคอื่น ๆ (S. Weinbaum, 1984), (L.M. Jiji, 1984), (Holmes, 1980)

สมการความร้อนของ Pennes เป็นพื้นฐานของสมการแพร่กระจายความร้อน ซึ่งถูกนำมาใช้กันมากสำหรับการถ่ายเทความร้อนของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ทางชีวภาพ (Lienhard, 2005) (Wissler, 1998) โดยสมการของ Pennes จะรวมปัจจัยหลัก ๆ ของส่วนที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิเท่านั้น ซึ่งจะมีบางปัจจัยที่ไม่ได้ถูกนำมาใช้ในการคำนวณ จะได้สมการของการแพร่กระจายความร้อนดังสมการที่ (2.2) และสมการที่ (2.3) (Yang, Converse, Mahvi, & Webster, 2007)

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + Q + Q_B + A \qquad (2.2)$$

$$Q_B = \rho_B C_B \omega_B (T - T_B) \qquad (2.3)$$

โดยที่ ρ คือ ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ มีหน่วยเป็นกิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตร (kg/m^3)

C คือ ความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ มีหน่วยจูลต่อกิโลกรัมองศาเซลเซียส (J/kg°C)

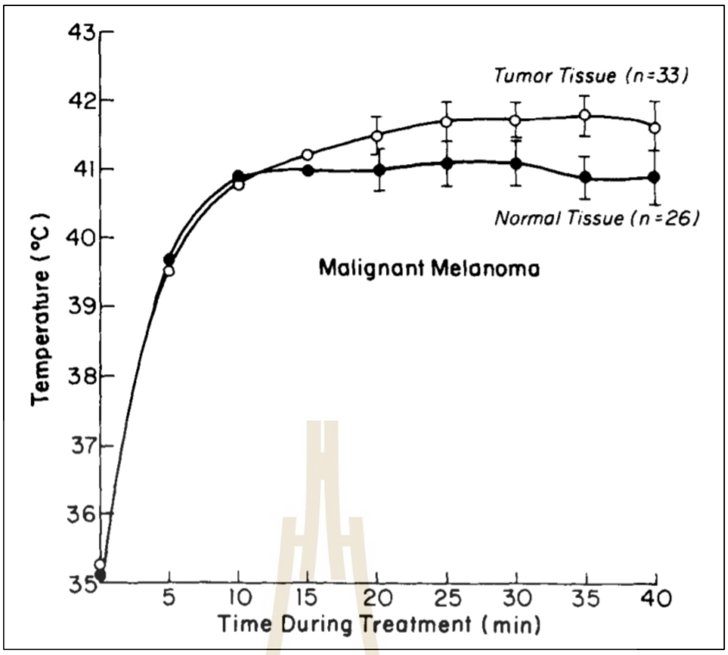
T คือ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อ มีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส (°C)

t คือ เวลา มีหน่วยเป็นวินาที (s)

k	คือ	สภาพการนำความร้อน มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อเมตรองศาเซลเซียส (W/m°C)
Q	คือ	ความหนาแน่นของพลังงานจากเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อลูกบาศก์เมตร (W/m^3)
Q_B	คือ	เทอมของการกำซาบของเลือด มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อลูกบาศก์เมตร (W/m^3)
A	คือ	ความร้อนจากการเผาผลานพลังงาน มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อลูกบาศก์เมตร (W/m^3)
ρ_B	คือ	ความหนาแน่นของเลือด มีหน่วยเป็นกิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตร (kg/m^3)
C_B	คือ	ความร้อนจำเพาะของเลือด มีหน่วยจูลต่อกิโลกรัมองศาเซลเซียส (J/kg°C)
ω_B	คือ	อัตราการกระจายของเลือด มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์ (Hz)
T_B	คือ	อุณหภูมิของเลือด มีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส (°C)

สำหรับการรักษาโรคมะเร็งแบบการรักษาด้วยความร้อน คือ มีการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ในบริเวณที่ตรวจพบว่าเนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งอยู่ ทำให้เซลล์มะเร็งและเซลล์ปกติได้รับความร้อนในปริมาณที่ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อทำการทดลองให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยกระแสไฟฟ้าสลับที่ความถี่ 27.12 เมกะเฮิรตซ์ เป็นระยะเวลาหนึ่ง จะพบว่าอุณหภูมิของเนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ติดกันเริ่มมีอุณหภูมิที่แตกต่างกัน โดยที่เนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งจะมีอุณหภูมิที่สูงกว่า แสดงดังรูปที่ 2.2 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งมีการสะสมพลังงานความร้อนได้ดีกว่าเนื้อเยื่อปกติ (Kim JH, Hahn EW, Ahmed SA, 1982)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

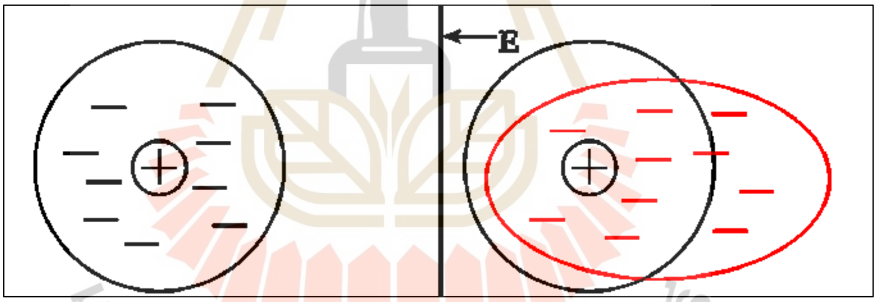


รูปที่ 2.2 การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในเนื้องอกและเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ติดกัน

เนื่องจากเซลล์มะเร็งมีการเจริญเติบอย่างผิดปกติ คือมีการเจริญเติบโตและแบ่งตัวของเซลล์อย่างมาก จนไม่สามารถควบคุมได้ จึงเกิดเป็นก้อนเนื้องอกขึ้นบริเวณนั้น และกลายเป็นเซลล์มะเร็งที่สามารถแพร่กระจายได้ ซึ่งในส่วนนี้จะมีการเติบโตของเซลล์และมีการกระจุกตัวของเส้นเลือดอยู่เป็นจำนวนมากกว่าเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติ ทำให้เนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็งถ่ายโอนความร้อนผ่านเส้นเลือดได้ยากและทำให้มีความไวต่อความร้อนมากกว่าเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติ มีประสาทการรับความสึกของความร้อนที่แย่กว่าบริเวณเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติ และมีการสะสมความร้อนที่เนื้องอกของเซลล์มะเร็งมากกว่าเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติส่วนอื่นประมาณ 5 - 10 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นผลดีต่อการรักษาโรคมะเร็งแบบการรักษาด้วยความร้อน ที่จะสามารถส่งถ่ายพลังงานความร้อนให้แก่เซลล์มะเร็งได้โดยส่งผลกระทบต่อเซลล์ปกติน้อย ทำให้การรักษาแบบรักษาด้วยความร้อนเป็นวิธีการรักษาที่มีประสิทธิ์ภาพ และยังสามารถเพิ่มประสิทธิ์ภาพของการรักษาโรคมะเร็งได้ด้วยการรักษาร่วมกับกับวิธีอื่น เช่น การใช้ร่วมกับการให้เคมีบำบัด สำหรับในกลุ่มผู้ป่วยที่มีแนวโน้มยากต่อการรักษาด้วยวิธีการรักษาแบบเดียว จะทำให้ความร้อนช่วยเพิ่มความสามารถในการทำลายเซลล์มะเร็งทำให้การรักษามีประสิทธิภาพมากขึ้น

2.2 หลักการให้ความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริก

การถ่ายโอนความร้อนจากให้กับเนื้อเยื่อนั้นมีหลากลายวิธี ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอถึงการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับ โดยสร้างความร้อนให้กับเนื้อเยื่อโดยใช้หลักการให้ความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริกด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า วัสดุแต่ละชนิดมีค่าของไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกัน จึงทำให้การตอบสนองของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีผลต่อวัสดุแต่ละชนิดนั้นมีค่าไม่เท่ากัน สำหรับวัสดุที่มีผลต่อคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับจะเป็นวัสดุที่มีองค์ประกอบวัสดุเป็นรูปแบบของโมเลกุลที่มีขั้ว เมื่อวัสดุอยู่ภายในสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา สนามไฟฟ้านั้นจะมีการสลับทิศทาง ทำให้โมเลกุลที่มีขั้วมีการเคลื่อนไหวและยืดหดตามสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้น ๆ แสดงดังรูปที่ 2.3 โดยสนามแม่เหล็กจะมีทิศทางจากขั้วบวกไปทางขั้วลบ ตามหลักการดึงดูดของประจุ จะทำให้อิเล็กตรอนภายอะตอมเบนไปในทิศทางที่ตรงข้ามกับสนามแม่เหล็ก นั้นคือมีไปทางขั้วบวกของแหล่งกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และตัวของอะตอมที่มีโปรตอนอยู่ภายใน ซึ่งมีประจุไฟฟ้าเป็นบวก จะเบนไปในทิศทางเดียวกับคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า



รูปที่ 2.3 แบบจำลองของอะตอมที่มีผลจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

2.2.1 การเกิดความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริก

วัสดุที่มีค่าไดอิเล็กตริกสามารถให้ความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับได้ เมื่อมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเคลื่อนผ่านวัสดุนั้น จะเกิดการเคลื่อนที่ของเบนของอิเล็กตรอนภายในอะตอม และเมื่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามีการสลับทิศไปกลับ โดยเปลี่ยนแปลงตามเวลา จะทำให้อะตอมของวัสดุนั้นได้รับผลกระทบ และเกินการสลับขั้วของโมเลกุลไปตามคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ได้รับ เมื่อโมเลกุลของวัสดุมีการสลับขั้วไปมา ทำให้เกิดการเสียดสีภายในระดับโมเลกุลทำให้เกิดความร้อนสะสมภายในวัสดุนั้น ๆ เรียกกระบวนการนี้ว่าเป็นการเกิดโพลาไรซ์ รูปแบบของการเกิดโพลาไรซ์ของสารไดอิเล็กตริกนี้สามารถแบ่งออกเป็น 4 ลักษณะ คือ

1) การเกิดโพลาไรซ์แบบสเปซชาร์ต (space charge polarization)

2) การเกิดโพลาไรซ์แบบการจัดเรียงไดโพล (polarization by dipole alignment)

3) การเกิดโพลาไรซ์แบบไอโอนิก (ionic polarization)

4) การเกิดโพลาไรซ์แบบอิเล็กทรอนิกส์ (electronic polarization)

สำหรับการเกิดโพลาไรซ์ในแต่ละรูปแบบจะถูกแบ่งออกด้วยความถี่ของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่สารไดอิเล็กตริกนั้นได้รับ เมื่อสารไดอิเล็กตริกได้รับคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับจะทำให้เกิดค่าสัมประสิทธิ์การเกิดโพลาไรซ์ สามารถคำนวณหาจากการเหนี่ยวนำของสนามแม่เหล็กได้ดังสมการที่ (2.4)

$$p=\alpha' E_{loc} \tag{2.4}$$

โดยที่ p คือ ไดโพลโมเมนต์

α' คือ สัมประสิทธิ์การเกิดโพราไรซ์

E_{loc} คือ ค่าสนามไฟฟ้าภายในวัสดุ

จากสมการที่ (2.4) เมื่อภายในวัสดุมีโมเลกุลจำนวน N โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร จะสามารถแสดงไดโพลโมเมนต์ได้ดังสมการที่ (2.5) หรืออาจแสดงอยู่ในรูปแบบของการป้อนสนามไฟฟ้าได้ดังสมการที่ (2.6)

$$p=N\alpha' E_{loc} \tag{2.5}$$

$$p=\chi E \tag{2.6}$$

โดยที่ N คือ จำนวนโมเลกุล

χ คือ ซัสเซพติบิลิตี้

E คือ ค่าสนามไฟฟ้า

สำหรับค่าซัสเซพติบิลิตี้ของไดอิเล็กตริกของตัวกลางที่เป็นอวกาศว่างนั้นจะเป็นความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้า D และสนามไฟฟ้า E ซึ่งสามารถอธิบาย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.7) แต่ถ้าพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้าดังกล่าวในไดอิเล็กตริกจะสามารถแสดงได้ ดังสมการที่ (2.8)

$$D = \varepsilon_0 E \tag{2.7}$$

$$D = \varepsilon_0 E + p \tag{2.8}$$

โดยที่ D คือ ความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้า

ε_0 คือ ค่าความซาบซึมได้ของสนามไฟฟ้าของสุญญากาศ

เมื่อนำสมการที่ (2.6) แทนในสมการที่ (2.8) จะได้สมการใหม่ดังนี้

$$D = (\varepsilon_0 + \chi)E \tag{2.9}$$

หรือ

$$D = \varepsilon' E \tag{2.10}$$

ถ้า $\chi = \varepsilon' - \varepsilon_0$ จะสามารถหาค่าซัสเซพติบิลิตี้สัมพัทธ์ (Relative susceptibility) ดังนี้

$$\chi_r = \frac{\chi}{\varepsilon_0} \tag{2.11}$$

และเมื่อแทนค่า χ ลงในสมการที่ (2.11) และทำการจัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังนี้

$$\chi_r = \varepsilon_r' - 1 \tag{2.12}$$

โดยที่ χ_r คือ ค่าซัสเซพติบิลิตี้สัมพัทธ์

ε_r' คือ ค่าสภาพยอมสัมพัทธ์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ซึ่งการหาค่าความสัมพันธ์ของค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (Relative permittivity) เป็นคุณสมบัติของตัวกลางไดอิเล็กตริกกับค่าความสามารถในการเกิดโพลาไรซ์ ซึ่งเป็นคุณสมบัติของโมเลกุลเนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้าภายในจะแตกต่างจากสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามาแสดงได้ดังนี้

$$\frac{N\alpha'}{\varepsilon_0}=\varepsilon_r'-1 \tag{2.13}$$

นอกจากนี้หากเป็นตัวกลางในรูปแบบอื่น ๆ สามารถแสดงค่าของสนามไฟฟ้าภายในได้ดังนี้

$$E_{loc}=E+\frac{p}{3\varepsilon_0}=E\left(1+\frac{\chi}{3\varepsilon_0}\right)=\frac{\varepsilon'+2\varepsilon_0}{3\varepsilon_0}E=\frac{\varepsilon_r+2}{3}E \tag{2.14}$$

เมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.12) ลงในสมการที่ (2.5) จะสามารถเขียนการเกิดโพลาไรซ์ได้สมการดังนี้

$$p=N\alpha'\frac{\varepsilon_r'+2}{3}E \tag{2.15}$$

$$\frac{N\alpha'}{3\varepsilon_0}=\frac{\varepsilon_r'-1}{\varepsilon_r'+2} \tag{2.16}$$

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

2.2.2 คุณสมบัติพื้นฐานของสารไดอิเล็กตริก

สำหรับการให้ความร้อนแก่สารไดอิเล็กตริกด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้น มีความจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องศึกษาถึงลักษณะของการเกิดและการแพร่กระจายของความร้อนในสารไดอิเล็กตริก โดยความสามารถในการดูดซับพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงพลังงานความร้อนของสารไดอิเล็กตริกนี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามความถี่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับด้วย โดยคุณสมบัติของสารไดอิเล็กตริกสามารถอธิบายได้ด้วยพฤติกรรมของการดูดซับที่ความถี่ต่าง ๆ ด้วยค่าสภาพยอมทางไฟฟ้าเชิงซ้อน (Complex permittivity) หรือที่เรียกว่า "ค่าลงที่ไดอิเล็กตริกประสิทธิผล" (Effective dielectric constant) สามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการนี้

$$\frac{\varepsilon^*}{\varepsilon_0} = \varepsilon_r = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' \tag{2.17}$$

โดยที่ ε^* คือ ค่าสภาพยอมทางไฟฟ้าเชิงซ้อน

ε_r คือ ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก

ε_r'' คือ ปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก

ε_0 คือ ค่าความซาบซึมได้ของสนามไฟฟ้าของสุญญากาศ

สำหรับการเกิดการสูญเสียในวัสดุไดอิเล็กตริกจะพิจารณาในส่วนของจำนวนจินตภาพของค่าคงที่ไดอิเล็กตริก โดยขึ้นอยู่กับความถี่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน จะได้สมการแสดงความสัมพันธ์ดังนี้

$$\tan\delta = \varepsilon_r'' / \varepsilon_r' \tag{2.18}$$

โดยที่ $\tan\delta$ คือ ค่าการสูญเสียแทนเจนต์

2.2.3 การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก

สำหรับการแพร่กระจายพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในสารไดอิเล็กตริกจะให้เกิดความร้อนสะสมภายในวัสดุไดอิเล็กตริก พลังงานส่วนนี้จะทำให้ขั้วของโมเลกุลเกิดเรียงตัวแบบการสลับขั้วตามทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เมื่อขั้วของโมเลกุลมีสลับที่อย่างรวดเร็วจะทำให้เกิดความเสียดทายจากการเคลื่อนที่หรือหมุนขั้ว ทำให้เกิดความร้อนภายในวัสดุไดอิเล็กตริก และมีการแพร่กระจายของความร้อน โดยแปรผันตรงกับกำลังงานของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายในหนึ่งหน่วยปริมาตรนี้สามารถแสดงได้ดังสมการนี้

$$\frac{P_d}{\Re} = \sigma_d E_{loc}^2 \tag{2.19}$$

$$\sigma_d = \omega\varepsilon'\varepsilon_0 \tan\delta_{eff} \tag{2.20}$$

โดยที่ P_d คือ กำลังงานดูดกลืนต่อหน่วยมวล

$\Re$	คือ	ค่าความต้านทานแม่เหล็ก
σ_d	คือ	ค่าความนำของไดอิเล็กตริก
E_{loc}	คือ	ค่าสนามไฟฟ้าภายในวัสดุ
ω	คือ	ค่าความถี่เชิงมุม
ε'	คือ	ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก
ε_0	คือ	ค่าความซาบซึมได้ของสนามไฟฟ้าของสุญญากาศ
δ_{eff}	คือ	ค่าคงที่ประสิทธิผลของไดอิเล็กตริก

เมื่อทำการแทนค่าความนำของไดอิเล็กตริกลงในสมการที่ (2.19) จะสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.21) สำหรับกรณีที่คลื่นภายในตัวกลางมีความแตกต่างจากคลื่นที่ให้จากภายนอกแล้วที่เดินทางผ่านตัวกลางในทิศทาง Z จะได้กำลังของคลื่นภายในตัวกลางดังสมการที่ (2.22)

$$\frac{P_d}{\Re} = \omega\varepsilon'\varepsilon_0 \tan\delta_{eff} E_{loc}^2 \tag{2.21}$$

$$P_{(Z)} = P_0 e^{-2\alpha z} \tag{2.22}$$

โดยที่	P_0	คือ	กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง
	α	คือ	ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในตัวกลางไดอิเล็กตริก

เมื่อพิจารณาสนามไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ในระยะทาง d_1 ได้ดังสมการที่ (2.23) และเมื่อทำการจัดรูปแบบใหม่จะได้ดังสมการที่ (2.24)

$$\int_0^{d_1} e^{-2\alpha z} dz = \frac{1}{2\alpha}(1 - e^{-2\alpha d_1}) \tag{2.23}$$

$$\frac{P(d_1)}{\Re} = \omega\varepsilon' r\varepsilon_o \tan\delta E^2{}_{loc} \frac{1}{2\alpha}(1 - e^{-2\alpha d_1}) \tag{2.24}$$

สำหรับการเกิดความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีรูปแบบการแพร่กระจายของความร้อนภายในตัวกลางด้วยวิธีการต่าง ๆ กัน เช่น การนำความร้อน การพาความ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ร้อน การแพร่กระจายความร้อน สำหรับกรณีนี้จะพิจารณาเฉพาะการแพร่กระจายความด้วยการแพร่เท่านั้น ซึ่งเป็นการเกิดความร้อนจากคลื่นความถี่ภายในตัวกลาง ซึ่งรวมเทอมของความร้อนภายใน สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการนี้

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2}+\frac{\partial^2 T}{\partial y^2}+\frac{\partial^2 T}{\partial z^2}+\frac{q(x,y,z)}{k}=\frac{1}{a}\frac{\partial T}{\partial t} \tag{2.25}$$

$$a=\frac{k}{\rho C_P} \tag{2.26}$$

โดยที่ T คือ อุณหภูมิ มีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส (°C)

$q(x,y,z)$ คือ กำลังงานต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อลูกบากศ์เมตร (W/m^3)

k คือ ค่าความนำเชิงอุณหภูมิ มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อเมตรต่อองศาเซลเซียส (W/m·°C)

a คือ ค่าความความสามารถในการแพร่กระจายอุณหภูมิ มีหน่วยเป็นตารางเมตรต่อวินาที (m^2/s)

ρ คือ ความหนาแน่น มีหน่วยเป็นกิโลกรัมต่อลูกกบากศ์เมตร (kg/m^3)

C_P คือ ค่าความร้อนจำเพาะ มีหน่วยเป็นจูนต่อกิโลกรัมต่อองศาเซลเซียส (J/kg·°C)

t คือ เวลา มีหน่วยเป็นวินาที (s)

2.3 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับวงจรเหนี่ยวสนามแม่เหล็ก

หัวข้อนี้ผู้วิจัยจะกล่าวถึงวัสดุสารแม่เหล็ก, ตัวเหนี่ยวนำ และวงจรแม่เหล็กพื้นฐาน

2.3.1 การหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็ก

สำหรับการหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า สามารถใช้สมการของแม็กซ์เวลล์เป็นสมการเริ่มต้นได้ดังนี้

$$\nabla\times \boldsymbol{E}=-j\omega\mu \boldsymbol{H} \tag{2.27}$$

$$\nabla\times \boldsymbol{H}=\boldsymbol{J}_S+j\omega\varepsilon \boldsymbol{E}+\sigma \boldsymbol{E} \tag{2.28}$$

$$\nabla \bullet \boldsymbol{B} \qquad (2.29)$$

$$\nabla \bullet \boldsymbol{D} \qquad (2.30)$$

การหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็ก จะใช้เวกเตอร์สนามแม่เหล็ก $\boldsymbol{A}$ นำไปแทนในสมการที่ (2.29) และใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์ $\nabla \bullet \quad \boldsymbol{A}$) และจะได้สมการดังนี้

$$\boldsymbol{B} = \nabla \times \boldsymbol{A} \qquad (2.31)$$

จากนั้นแทนสมการที่ (2.31) ลงในสมการที่ (2.27) โดยใช้ความสัมพันธ์ของสมการสนามแม่เหล็ก $\boldsymbol{B}$ ซึ่งสามารถคำนวณได้ด้วยการเคิร์ลศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก $\boldsymbol{A}$ เท่านั้น แสดงได้ดังสมการนี้

$$\boldsymbol{B} = \mu \boldsymbol{H}_A = \nabla \times \boldsymbol{A} \qquad (2.32)$$

$$\boldsymbol{H}_A = \frac{1}{\mu} \nabla \times \boldsymbol{A} \qquad (2.33)$$

$$\nabla \times \boldsymbol{E}_A = -j\omega\mu \boldsymbol{H}_A = -j\omega \nabla \times \boldsymbol{A} \qquad (2.34)$$

จะได้

$$\nabla \times \left[\boldsymbol{E}_A + j\omega\mu \boldsymbol{H}_A \right] = 0 \qquad (2.35)$$

จากเวกเตอร์เอกลักษณ์ $\nabla \times (-\nabla \varphi) = 0$ ได้ความสัมพันธ์ใหม่ดังนี้

$$\boldsymbol{E}_A + j\omega \boldsymbol{A} = -\nabla \varphi \qquad (2.36)$$

$$\boldsymbol{E}_A = -\nabla \varphi - j\omega \boldsymbol{A} \qquad (2.37)$$

จากสมการของแมกซ์เวลล์และเอกลักษณ์เวกเตอร์ $\nabla \times \nabla \times \boldsymbol{A} = \nabla \nabla \bullet \boldsymbol{A} \qquad \boldsymbol{A}$ และ $\nabla \bullet \boldsymbol{A} = \boldsymbol{0}$ และจัดรูปสมการใหม่ได้ดังนี้

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

$$\nabla \times \boldsymbol{H}_A = \boldsymbol{J}_S + \sigma \boldsymbol{E}_A \tag{2.38}$$

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times \boldsymbol{A} \right) + \sigma \frac{\partial}{\partial t} \boldsymbol{A} + \sigma \nabla \varphi = \boldsymbol{J}_S \tag{2.39}$$

$$\nabla \times \frac{1}{\mu} \nabla \times \boldsymbol{A} = \boldsymbol{J}_S - j\omega\sigma \boldsymbol{A} \tag{2.40}$$

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \boldsymbol{A} - j\omega\sigma \boldsymbol{A} = \boldsymbol{J}_S \tag{2.41}$$

โดยที่ $\boldsymbol{H}_A$ คือ ค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก

$\boldsymbol{J}_S$ คือ ค่าความหนาแน่นของกระแส

σ คือ ค่าสภาพนำทางไฟฟ้า

$\boldsymbol{E}_A$ คือ ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า

φ คือ ค่าโพเทนเชียลไฟฟ้า

เมื่อนำมาใช้กับรูปแบบของสนามแม่เหล็กใน 2 มิติ ซึ่งมีแหล่งกำเนิดที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลาอยู่มนทิศทางแกน Z สนามแม่เหล็กอยู่ในแกน X-Y ทำให้สมการที่ (2.41) ในระบบพิกัดฉากจะแสดงได้ดังสมการนี้

$$\frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 \boldsymbol{A}_Z}{\partial x^2} + \frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 \boldsymbol{A}_Z}{\partial y^2} - j\omega\sigma \boldsymbol{A}_Z = \boldsymbol{J}_S \tag{2.42}$$

โดยที่ $\boldsymbol{E}$ คือ ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า

$\boldsymbol{H}$ คือ ค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก

$\boldsymbol{B}$ คือ ค่าความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$\boldsymbol{D}$ คือ ค่าความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้า

$\boldsymbol{J}_S$ คือ ค่าความหนาแน่นของกระแส

ρ_S คือ ค่าความหนาแน่นประจุไฟฟ้าของแหล่งกำเนิด

$\boldsymbol{A}$ คือ ค่าศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

จากสมการที่ (2.37) ถึง (2.40) เป็นการวิเคราะห์รูปแบบของสมการแม็กซ์เวลล์จากสมการที่ (2.41) ถึง (2.42) เป็นรูปแบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยอันดับสอง นอกจากการคำนวณหาค่าการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในก้อนวัตถุที่มีคุณสมบัติดูดซับกำลังงาน สำหรับในงานนี้จะใช้การคำนวณหาค่าการสูญเสียกำลังงานของตัวกลางที่มีการสูญเสียดังนี้

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{J^2}{\sigma\rho} \tag{2.43}$$

$$P = \rho SAR \tag{2.44}$$

$$P = \frac{J^2}{\sigma} \tag{2.45}$$

โดยที่	P	คือ	ค่าความหนาแน่นของกำลังงานที่สูญเสีย มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อลูกบากศ์เมตร (W/m^3)
	SAR	คือ	อัตราการดูดซับกำลังงาน มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อกิโลกรัม (W/kg)
	σ	คือ	ค่าความนำ มีหน่วยเป็นซีเมนส์ต่อเมตร (S/m)
	J	คือ	ค่าความหนาแน่นของกระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ต่อตารางเมตร (A/m^2)

จากชุดสมการการหาผลเฉลยที่ได้นำเสนอมาข้างต้น สามารถนำไปใช้หาค่าอัตราการดูดซับกำลังงานจากคลื่นสนามแม่เหล็กที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางวัสดุไดอิเล็กตริกได้ และสมการชุดนี้ยังเป็นพื้นฐานของโปรแกรมจำลองผลการทดลองทางคณิตศาสตร์ ที่จะใช้ประกอบการช่วยออกแบบต่อไป

2.3.2 วัสดุสารแม่เหล็ก

วัสดุสารแม่เหล็กนิยมใช้กันอย่างกว้างขวางในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ โดยแบ่งเป็นกลุ่มใหญ่ได้สองกลุ่มดังนี้

1) วัสดุสารแม่เหล็กชนิดเฟอร์โรแมคเนติกที่มีค่าความสูญเสียในแกนเหล็กต่ำแต่มีความซึมซาบสัมพัทธ์สูงนิยมใช้ในการทำตัวเหนี่ยวนำและหม้อแปลงไฟฟ้า โดยแกนแม่เหล็กจะมีลักษณะเป็นแผ่นบางซ้อนกันหลายชั้น วัสดุเฟอร์โรแมคเนติกนี้ผลิตมาจากเหล็ก และนิกเกิล ใช้งานกับความถี่ต่ำช่วง 50 - 60 เฮิรตซ์

2) วัสดุสารแม่เหล็กชนิดเฟอร์ไรต์เป็นวัสดุแม่เหล็กที่ผลิตจากเซรามิกออกไซด์ของวัสดุ เช่น แมงกานีส, สังกะสี, นิกเกิล, ทองแดง, แบเรียม หรืออื่น ๆ ซึ่งจะถูกผสมกับออกไซด์ของเหล็ก (Fe_3O_2) ใช้งานได้กับความถี่ตั้งแต่ 1 กิโลเฮิรตซ์ขึ้นไป

อัตราส่วนของความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กที่ผลิตได้ในวัสดุสารแม่เหล็กต่อความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กที่ผลิตได้ในสุญญากาศ หรือในแกนที่ไม่ใช่สารแม่เหล็ก โดยใช้ความเข้มของสนามแม่เหล็กค่าเดียวกัน มีชื่อเรียกว่า “ความซึมซาบได้สัมพัทธ์” เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ μ_r ในอากาศ $\mu_r = 1$

ตารางที่ 2.1 ความซึมซาบสัมพัทธ์ของวัสดุสารแม่เหล็ก

วัสดุแม่เหล็ก	ความซึมซาบสัมพัทธ์, μ_r
Ferrite-I (Ni-Zn)	150
Ferrite-II (Nn-Zn)	1,000 - 4,000
Nickel alloys (48%)	40,000
Metallic glass/metglass	10,000
Silicon-steel (2.5%)	5,000
Core หรือ Armature-iron	4,500
Low silicon-iron	2,700

2.3.3 ตัวเหนี่ยวนำ

ตัวเหนี่ยวนำเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่สำคัญอีกชนิดหนึ่ง โดยมีการใช้งานกันอย่างแพร่หลายในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งลักษณะของตัวเหนี่ยวนำจะเป็นการนำเอาลวดตัวนำมาพันเรียงกันเป็นขดลวดอาจพันบนแกนชนิดต่าง ๆ ซึ่งส่วนมากแกนเป็นแม่เหล็กที่ทำมาจากเหล็ก เฟอร์ไรต์ หรือเป็นแบบไม่มีแกน เรียกว่าแกนอากาศ ซึ่งมีคุณสมบัติในการป้องกันการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวขดลวดเมื่อกระแสไหลผ่านตัวขดลวด พลังงานจะถูกเก็บไว้ชั่วคราวในรูปสนามแม่เหล็กเมื่อกระแสนั้นเปลี่ยนแปลงจะทำให้สนามแม่เหล็กที่แปรตามเวลาเกิดแรงดันไฟฟ้าในตัวนำ ซึ่งค่าการเหนี่ยวนำเป็นผลมาจากสนามแม่เหล็กรอบตัวนำที่มีกระแสไหลผ่าน เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลในตัวนำจะสร้างฟลักซ์แม่เหล็กขึ้นมา ซึ่งการเหนี่ยวนำนี้จะถูกกำหนดโดยปริมาณฟลักซ์แม่เหล็ก Φ ผ่านวงจร ดังสมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

$$L = \frac{d\Phi}{di} \tag{2.46}$$

โดยที่ L คือ ค่าความเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)

Φ คือ ปริมาณเส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเวเบอร์ (Wb)

i คือ กระแสไฟฟ้า มีหน่วยเป็นแอมแปร์ (A)

ลวดหรือตัวนำอื่น ๆ จะสร้างสนามแม่เหล็กเมื่อกระแสไหลผ่าน ดังนั้นทุกตัวนำมีค่าการเหนี่ยวนำซึ่งไม่มากก็น้อยขึ้นอยู่กับการพันขดลวดเข้าไปในคอยล์ ซึ่งการเพิ่มจำนวนเส้นแรงแม่เหล็กเป็นการเพิ่มสนามแม่เหล็กและเพิ่มการเหนี่ยวนำ โดยยิ่งพันมากรอบจำนวนเส้นแรงแม่เหล็กและค่าการเหนี่ยวนำก็ยิ่งสูง การเหนี่ยวนำยังขึ้นอยู่กับรูปร่างของคอยล์และปัจจัยอื่น ๆ อีกมากมาย

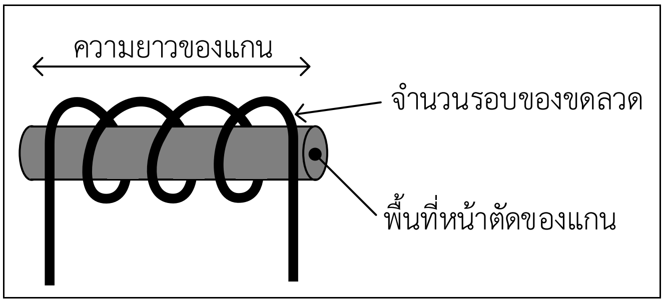
ปัจจัยที่มีผลต่อความเหนี่ยวนำ ค่าความเหนี่ยวนำจะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับ 4 ปัจจัยดังนี้

1) จำนวนรอบของขดลวดเขียนแทนด้วยอักษร N ถ้าจำนวนรอบของขดลวดมีปริมาณมาก ก็จะทำให้สนามแม่เหล็กที่เกิดจากการไหลของกระแสไฟฟ้าในขดลวดเพิ่มมากขึ้นด้วย จากนั้นจะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้นในตัวเหนี่ยวนำ และจากการที่มีเส้นแรงแม่เหล็ก จำนวนมากตัดกับขดลวด จึงส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนรอบของขดลวด

2) พื้นที่หน้าตัดของแกนเขียนแทนด้วยอักษร A ถ้าพื้นที่หน้าตัดของแกนมากขึ้นจะทำให้เส้นแรงแม่เหล็ก (ฟลักซ์) มีจำนวนมากขึ้นด้วย ส่งผลให้สนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นจึงทำให้ค่าความเหนี่ยวนำมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นค่าความเหนี่ยวนำ จึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพื้นที่หน้าตัดของแกน

3) วัสดุที่นำมาทำเป็นแกนเขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ μ วัสดุที่นำมาทำเป็นแกนมีหลายชนิดเช่น อากาศ, เหล็ก, เฟอร์ไรต์, โคบอล ฯลฯ เป็นต้น แต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติในการเพิ่มความเข้มสนามแม่เหล็ก ที่เรียกว่า ค่าความซึมซาบ แตกต่างกัน ในกรณีที่มีความซาบซึมมากก็จะทำให้เกิดค่าความเหนี่ยวนำมาก ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความซาบซึมของแกน

4) ความยาวของแกนเขียนแทนด้วยอักษร l ถ้าความยาวของแกนขยายออกผลรวมของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดจะมีปริมาณลดลง แต่ถ้าความยาวของแกนสั้นลงสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดในแต่ละขดจะเสริมกันทำให้เกิดสนามแม่เหล็กมีปริมาณมากขึ้น ทำให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนผกผันกับความยาวของแกน



รูปที่ 2.4 แสดงขดลวดเหนี่ยวนำ

ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจะขึ้นอยู่กับจำนวนรอบของขดลวด พื้นที่หน้าตัดของแกน และความยาวของแกน นอกจากนี้ยังขึ้นอยู่กับวัสดุที่นำมาทำเป็นแกนซึ่งจะมีค่าคงตัวที่เรียกว่า ค่าความซาบซึมทางแม่เหล็กของแกน กรณีขดลวดแกนอากาศ ค่าความซึมซาบให้ซึมผ่านได้ประมาณเท่ากับที่ว่างหรือวัสดุทีไม่ใช่สารแม่เหล็กและในสุญญากาศ คือ μ_0 ซึ่งมีค่า $4\pi \times 10^{-7}$ เฮนรีต่อเมตร และตัวกลางหรือวัสดุประเภทสารแม่เหล็ก ทีมีความซึมซาบได้สัมพัทธ์เป็น μ_r จะได้ดังสมการที่ (2.22) และค่าความนำจะขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.23)

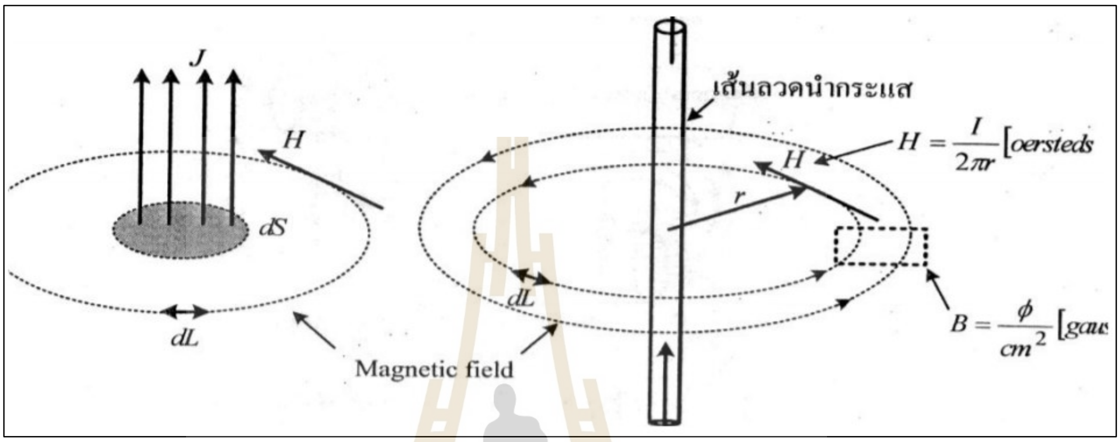
$$\mu = \mu_r \mu_0 \tag{2.47}$$

$$L = \frac{N^2 \mu A}{l} \tag{2.48}$$

โดยที่ μ คือ ค่าความซึมซาบของวัสดุ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)
μ_r คือ ค่าความซึมซาบสัมพัทธ์ของวัสดุ
μ_0 คือ ค่าความซึมซาบของสุญญากาศ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)
L คือ ค่าความเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)
N คือ จำนวนรอบของขดลวด มีหน่วยเป็นรอบ (Turn)
A คือ พื้นที่หน้าตัดของแกน มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)
l คือ ความยาวของแกน มีหน่วยเป็นเมตร (m)

2.3.4 วงจรแม่เหล็กพื้นฐาน

สนามแม่เหล็กสามารถเกิดขึ้นได้จากการไหลของกระแสไฟฟ้าผ่านตัวนำ ซึ่งทำให้เกิดเส้นแรงแม่เหล็ก วงจรแม่เหล็กสามารถอธิบายได้จากกฎของแอมแปร์ ดังรูปที่ 2.5 การอินทิเกรตความเข้มของสนามแม่เหล็กในวงปิดใด ๆ จะมีค่าเท่ากับกระแสที่ไหลในวงปิดนั้น ๆ



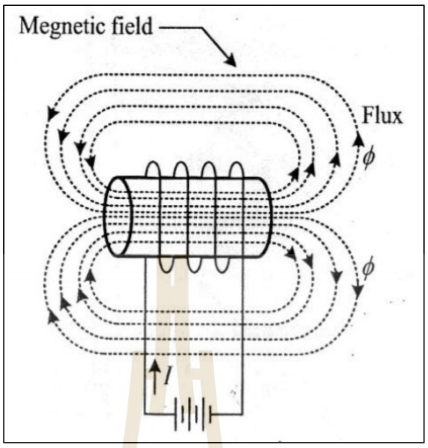
รูปที่ 2.5 สนามแม่เหล็ก

$$\int H \cdot dL = \int j \cdot dS = \sum I = NI = \mathcal{F} \tag{2.49}$$

โดยที่ H คือ ความเข้มสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์รอบต่อเมตร (A·Turns/m)
dL คือ ความยาวช่วงสั้นของสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเมตร (m)
j คือ ความหนาแน่นของกระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ต่อตารางเมตร (A/m^2)
dS คือ พื้นที่ที่กระแสไหลผ่าน มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)
$\sum I$ คือ ผลรวมของกระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ (A)
N คือ จำนวนรอบของขดลวด มีหน่วยเป็นรอบ (Turns)
I คือ กระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ (A)
$\mathcal{F}$ คือ แรงเคลื่อนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์รอบ (A·Turns)

จากรูปที่ 2.5 เมื่อนำขดลวดมาพันหลาย ๆ รอบในแกนอากาศตามรูปที่ 2.6 และจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวด จะเกิดการกระจายของเส้นแรงแม่เหล็กอยู่รอบ ๆ ขดลวดและมีความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กเพิ่มมากขึ้น โดยที่ขนาดของเส้นแรงนั้นถูกกำหนดจากผลคูณของ

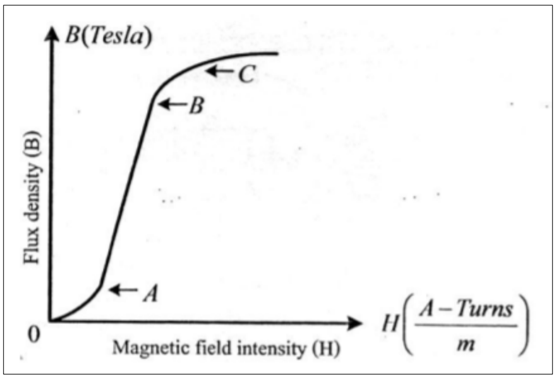
กระแสและจำนวนรอบของขดลวด หรือเรียกอีกอย่างว่า Magneto Motive Force คือแรงผลคูณของกระแสและจำนวนรอบของขดลวด ($\mathcal{F}$) หรือ mmf



รูปที่ 2.6 การกระจายของสนามแม่เหล็กในขดลวดแกนอากาศ

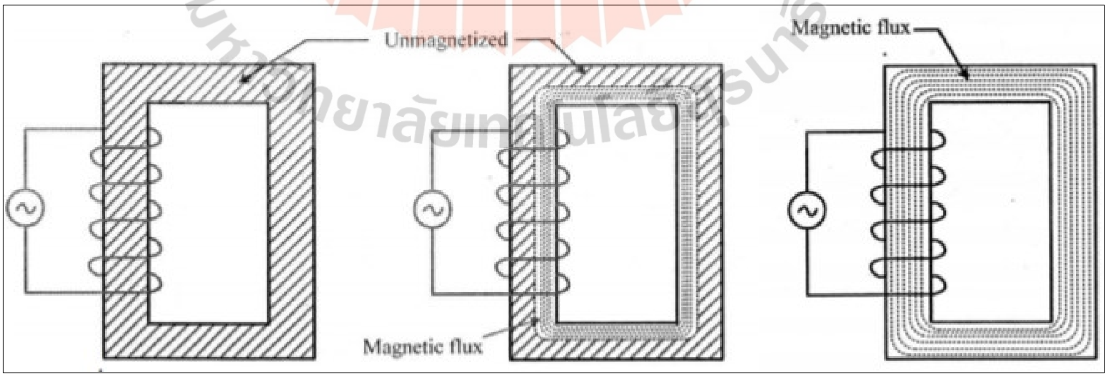
รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแม่เหล็กและความเข้มสนามแม่เหล็ก

จากรูปที่ 2.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็ก B และความเข้มของเส้นแรงแม่เหล็ก H อัตราส่วนระหว่าง B ต่อ H นี้เรียกว่า ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก สำหรับขดลวดแกนอากาศอัตราส่วนของ B ต่อ H มีค่าเป็นหนึ่ง



รูปที่ 2.8 เส้นโค้งการสร้างสนามแม่เหล็ก

เมื่อมีการจ่ายกระแสเข้าที่ขดลวด โดยที่แกนแม่เหล็กที่ทำจากวัสดุเฟอร์โรแมคเนติก ทำให้เกิดความเข้มของสนามแม่เหล็ก เพิ่มขึ้นจากศูนย์อย่างช้า ๆ ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งค่าความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กนี้จะเพิ่มขึ้นอย่างช้า ๆ จนถึงจุด A จากนั้นค่าความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วจนถึงจุด B และถัดจากจุด B คล้ายกับว่าจะไม่เพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับอัตราการเพิ่มขึ้นของสนามแม่เหล็ก เนื่องจากตำแหน่งถัดจากจุด B แกนแม่เหล็กเกิดการอิ่มตัว และจุด C เป็นจุดที่แกนแม่เหล็กเกิดการอิ่มตัว โดยเมื่อเกิดการอิ่มตัวของแกนแม่เหล็กอัตราส่วนของความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กต่อสนามแม่เหล็ก จะเข้าใกล้ค่าหนึ่ง ซึ่งเกิดขึ้นกับขดลวดแกนอากาศดังที่ได้กล่าวแล้วข้างต้น

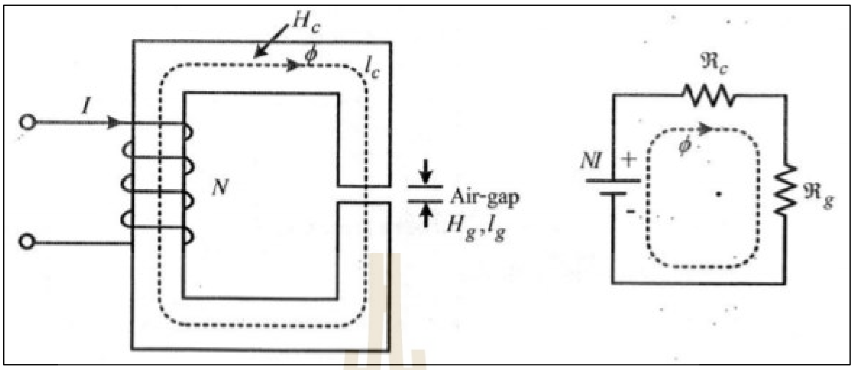


ก.ไม่มีการทำแม่เหล็ก ข.ขณะสร้างแม่เหล็กบางส่วน ค.การไหลของเส้นแรงแม่เหล็กก่อนเกิดการอิ่มตัว

รูปที่ 2.9 ลักษณะการไหลของเส้นแรงแม่เหล็กในแกนแม่เหล็ก

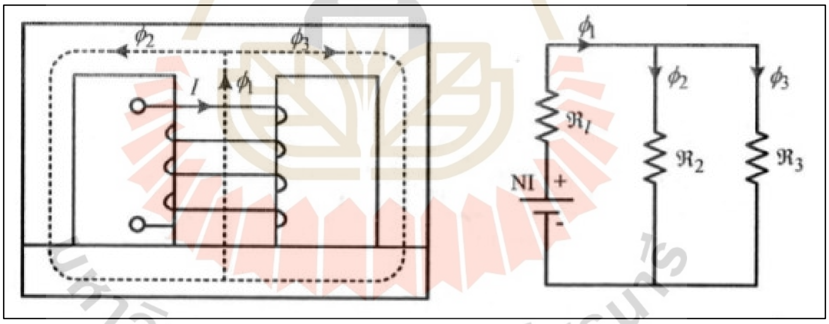
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

จากรูปที่ 2.9 แสดงการไหลของเส้นแรงแม่เหล็กในแกนแม่เหล็ก ซึ่งการไหลของเส้นแรงจะเริ่มต้นจากด้านในแกนจนกระทั้งเต็มแกนก่อนที่จะเกิดการอิ่มตัว



ก.วงจรแม่เหล็กแบบอนุกรม ข. วงจรสมมูล

รูปที่ 2.10 วงจรแม่เหล็กแบบอนุกรม



ก.วงจรแม่เหล็กแบบขนาน ข. วงจรสมมูล

รูปที่ 2.11 วงจรแม่เหล็กแบบขนาน

การคำนวณสำหรับวงจรแม่เหล็กมีหลักการคำนวณคล้ายกับการคำนวณวงจรไฟฟ้า แสดงดังรูปที่ 2.10 และรูปที่ 2.11 ซึ่งเป็นตัวอย่างการแปลงวงจรแม่เหล็กไปเป็นวงจรไฟฟ้า สำหรับการคำนวณโดยพารามิเตอร์ของวงจรแม่เหล็กสามารถเทียบพารามิเตอร์กับวงจรไฟฟ้าได้ตามตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ความสัมพันธ์ระหว่างวงจรไฟฟ้าและวงจรแม่เหล็ก

วงจรไฟฟ้า	**วงจรแม่เหล็ก**
แรงเคลื่อนไฟฟ้า, E (โวลต์, v)	แรงเคลื่อนแม่เหล็ก, $\mathcal{F}$ (แอมแปร์, A)
กระแสไฟฟ้า, I (แอมแปร์, A)	เส้นแรงแม่เหล็ก, Φ (เวเบอร์, Wb)
ความต้านทานไฟฟ้า, R (โอห์ม, Ω)	ความต้านทานแม่เหล็ก, $\Re$ (แอมแปร์ต่อเวเบอร์, A/Wb)
-	ความเข้มสนามแม่เหล็ก, H (แอมแปร์ต่อเมตร, A/m)
ความหนาแน่นของกระแส, J (แอมแปร์ต่อตารางเมตร, A/m^2)	ความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็ก, B (เทสลา, T)

จากกฎของแอมแปร์ (Ampere's Law) สมมุตว่าไม่คิดผลของเส้นแรงรั่วไหลภายนอกแกนแม่เหล็ก และเส้นแรงแม่เหล็กไหลอยู่ในแกนอย่างคงที่ไปตามความยาวของแกนแม่เหล็ก l_c จะได้สมการดังนี้

$$Hl_c = NI \tag{2.50}$$

และเส้นแรงแม่เหล็กไหลอยู่ในแกนอย่างคงที่ไปตามความยาวของแกนแม่เหล็ก A_c มีค่าเท่ากันเป็นผลให้ความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กมีค่าคงที่ดังนั้น

$$B = \mu H = \mu_0 \mu_r \frac{NI}{l_c} \tag{2.51}$$

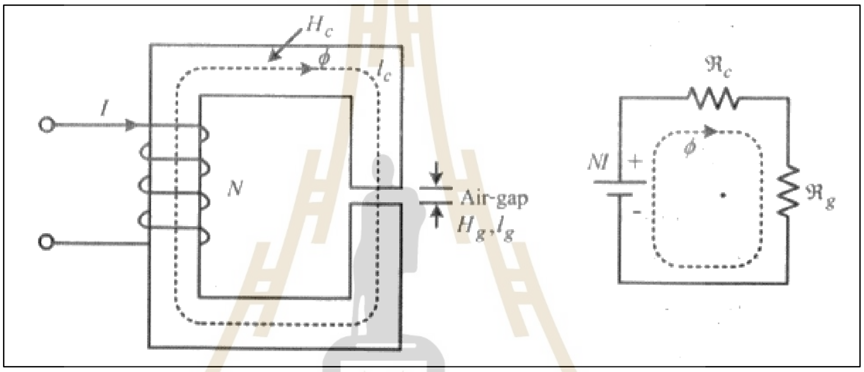
ดังนั้น เส้นแรงในแกนมีค่าเท่ากับ

$$\Phi = BA_c = \frac{\mu_0 \mu_r A_c NI}{l_c} \tag{2.52}$$

โดยที่ H คือ ความเข้มสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์รอบต่อเมตร (A·Turns/m)

l_c คือ ความยาวของแกนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเมตร (m)

N	คือ	จำนวนรอบของขดลวด มีหน่วยเป็นรอบ (Turns)
I	คือ	กระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ (A)
B	คือ	ความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเทสลา (T)
μ	คือ	ค่าความซึมซาบของวัสดุ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)
μ_r	คือ	ค่าความซึมซาบสัมพัทธ์ของวัสดุ
μ_0	คือ	ค่าความซึมซาบของสุญญากาศ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)
Φ	คือ	เส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเวเบอร์ (Wb)
A_c	คือ	พื้นที่หน้าตัดของแกนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)



ก. ตัวเหนี่ยวนำที่มีช่องว่างอากาศ ข.วงจรสมมูล

รูปที่ 2.12 ตัวเหนี่ยวนำที่มีช่องว่างอากาศ (Air-Gap)

จากรูปที่ 2.12 เมื่อแกนแม่เหล็กมีช่องว่างเป็นอากาศยาวเท่ากับ l_c ดังนั้นค่าความต้านทานในแกนแม่เหล็ก $\Re_c$ ในกรณีที่มีช่องว่างอากาศ จะได้ดังสมการนี้

$$\Re_c = \frac{l_c}{\mu_0 \mu_r A_c} \tag{2.53}$$

และค่าต้านทานในช่องว่างอากาศ $\Re_g$ มีค่าเท่ากับ

$$\Re_g = \frac{l_g}{\mu_0 A_c} \tag{2.54}$$

และผลรวมของค่าความต้านทานแม่เหล็ก (Reactance) คือ

$$\Re = \Re_c + \Re_g \tag{2.55}$$

และเส้นแรงแม่เหล็กภายในแกนแม่เหล็กและในช่องว่างอากาศ คือ

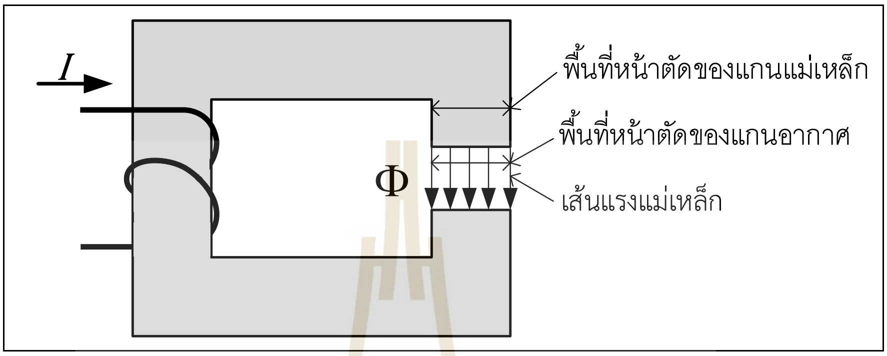
$$\Phi = \frac{\mathcal{F}}{\Re} \quad \frac{I}{\Re_c + \Re_g} = \frac{NI}{\left[\dfrac{l_c}{\mu_0 \mu_r A_c}\right] + \left[\dfrac{l_g}{\mu_0 A_c}\right]}$$

$$= \frac{NI}{\dfrac{1}{\mu_0 A_c}\left[\dfrac{l_c}{\mu_r} + l_g\right]} = \frac{NI}{\dfrac{l_g}{\mu_0 A_c}}$$

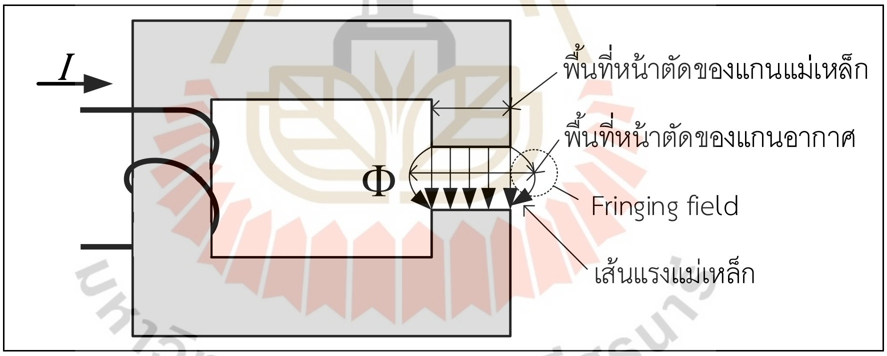
$$\Phi = \frac{NI(\mu_0 A_c)}{l_g} \tag{2.56}$$

โดยที่	$\Re$	คือ	ค่าความต้านทานแม่เหล็กรวม มีหน่วยเป็นแอมแปรต่อเวเบอร์ (A/Wb)
	$\Re_c$	คือ	ค่าความต้านทานแกนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปรต่อเวเบอร์ (A/Wb)
	$\Re_g$	คือ	ค่าความต้านทานแกนอากาศ มีหน่วยเป็นแอมแปรต่อเวเบอร์ (A/Wb)
	Φ	คือ	เส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเวเบอร์ (Wb)
	$\mathcal{F}$	คือ	แรงเคลื่อนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์รอบ (A·Turns)
	N	คือ	จำนวนรอบของขดลวด มีหน่วยเป็นรอบ (Turns)
	I	คือ	กระแส มีหน่วยเป็นแอมแปร์ (A)
	l_c	คือ	ความยาวของแกนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเมตร (m)
	l_g	คือ	ความยาวของแกนส่วนที่เป็นอากาศ มีหน่วยเป็นเมตร (m)
	μ_r	คือ	ค่าความซึมซาบสัมพัทธ์ของวัสดุ
	μ_0	คือ	ค่าความซึมซาบของสุญญากาศ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)
	A_c	คือ	พื้นที่หน้าตัดของแกนแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)

ในวงจรแม่เหล็กที่ใช้งานจริง ๆ จะมีเส้นแรงส่วนหนึ่งรั่วออกมาสู่อากาศเสมอ เส้นแรงที่รั่วออกมานี้เรียกว่า Leakage Flux ซึ่งในการคำนวณเกี่ยวกับวงจรแม่เหล็กในส่วนของแกนอากาศจะถูกแบ่งออกเป็น 2 กรณี คือ กรณีที่ไม่คิดส่วนของ Fringing field ดังรูปที่ 2.13 และกรณีที่คิดส่วนของ Fringing field ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.13 วงจรแม่เหล็กในส่วนของแกนอากาศกรณีที่ไม่คิดส่วนของ Fringing field



รูปที่ 2.14 วงจรแม่เหล็กในส่วนของแกนอากาศกรณีที่คิดส่วนของ Fringing field

จากรูปที่ 2.13 คือกรณีไม่คิดผลจากการเกิด Fringing field จะได้พื้นที่หน้าตัดของแกนแม่เหล็กเท่ากับพื้นที่หน้าตัดของแกนอากาศ และรูปที่ 2.14 คือกรณีที่คิดผลจากการเกิด Fringing field ซึ่งในความเป็นจริงและจะมีการเกิดของ Fringing field ด้วย

ดังนั้นความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กที่เคลื่อนที่ผ่านช่องว่างอากาศนี้จะสามารถหาได้จากสมการที่ (2.32) แต่พื้นที่ที่เส้นแรงแม่เหล็กเคลื่อนผ่านในบริเวณอากาศนี้จะไม่แน่นอน โดยจะแปรผันตามความยาวของส่วนที่เป็นอากาศ และจะเปลี่ยนแปลงไปตามรูปแบบของพื้นที่หน้าตัดของแกนแม่เหล็กด้วย

$$B_g = \frac{\Phi}{A_g} \tag{2.57}$$

$$H_g = \frac{B_g}{\mu_0} \tag{2.58}$$

โดยที่ B_g คือ ความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กของแกนอากาศ มีหน่วยเป็นเทสลา (T)

Φ คือ เส้นแรงแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นเวเบอร์ (Wb)

A_g คือ พื้นที่หน้าตัดของแกนอากาศ มีหน่วยเป็นตารางเมตร (m^2)

H_g คือ ความเข้มสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์รอบต่อเมตร (A·Turns/m)

μ_0 คือ ค่าความซึมซาบของสุญญากาศ มีหน่วยเป็นเฮนรีต่อเมตร (H/m)

2.4 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับวงจรเหนี่ยวนำความร้อนและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการรักษาโรคมะเร็งแบบการรักษาด้วยความร้อน ได้แสดงให้เห็นว่ามีความเป็นไปได้ที่สนามแม่เหล็กจะสามารถให้ความร้อนไปยังเนื้องอกที่มีเซลล์มะเร็ง และความร้อนสะสมจะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งให้ฝ่อได้ เพื่อยับยั้งเซลล์มะเร็งไม่ให้ลุกลามไปยังอวัยวะอื่นภายในร่างกายได้ส่วนในบทต่อไปจะกล่าวถึงในเรื่องของการออกแบบและสร้างเครื่องบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง

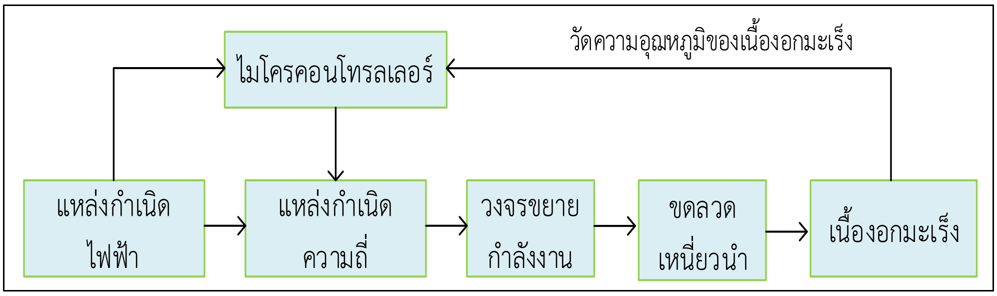
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 3
การศึกษาและออกแบบระบบสำหรับการวิเคราะห์

ในบทนี้ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาและออกแบบและสร้างระบบการให้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ที่สามารถควบคุมอุณหภูมิภายในเซลล์มะเร็งให้คงที่ตลอดระยะเวลาในการให้ความร้อน โดยใช้แกนเฟอร์ไรต์ช่วยในการควบคุมเส้นแรงแม่เหล็ก และเพื่อเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ให้สามารถส่งกำลังงานความร้อนไปยังเซลล์มะเร็งได้อย่างแม่นยำและมีประสิทธิภาพ โดยขั้นตอนในการออกแบบ ได้จำลองผลการทดลองการถ่ายโอนพลังงานความร้อนของขดลวดในรูปแบบของขดลวดแพนเค้ก รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์ และแบบขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ โดยได้ทำสร้างจำลองเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าโดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ในการจำลองผล เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบและสร้างตัวปล่อยคลื่นที่ใช้กับการทดลองได้จริง และมีประสิทธิภาพที่ดีต่อไป

3.1 การออกแบบระบบเหนี่ยวนำความร้อน

สำหรับการออกแบบระบบให้ความร้อนผ่านการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะประกอบไปด้วยแหล่งกำเนิดความถี่ วงจรขยายกำลังงาน และตัวปล่อยคลื่น ซึ่งในแต่ละส่วนจะมีหน้าที่แตกต่างกันไปและมีการควบคุมการทำงานของระบบ ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยชุดวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับข้อมูลจากเซนเซอร์วัดอุณหภูมิของเนื้องอกเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อจำลองและรับจากเซนเซอร์วัดความเข้มของสนามแม่เหล็ก เพื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์เกี่ยวกับการควบคุมอุณหภูมิภายในเนื้องอกเซลล์มะเร็ง และควบคุมการทำงานของแหล่งกำลังงานคลื่นความถี่ให้สามารถปรับเปลี่ยนได้ตามความต้องการ ซึ่งแหล่งกำลังงานคลื่นความถี่จะส่งสัญญาณไปยังวงจรขยายกำลังงานให้สัญญาณความถี่นี้มีกำลังงานสูงขึ้น และส่งต่อกำลังงานไปยังตัวปล่อยคลื่นที่มีขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กผ่านแกนเฟอร์ไรต์เพื่อให้มีความเข้มของสนามแม่เหล็กที่มากขึ้น และส่งสนามแม่เหล็กจากแกนเฟอร์ไรต์ไปยังเนื้อเยื่อจำลองผ่านอากาศ ภายในเนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบจากสนามแม่เหล็กจะเกิดความร้อนสะสม และความร้อนนี้จะเป็นตัวทำลายเซลล์มะเร็งให้ตายได้ โดยในใส่ที่มีความเข้มของสนามแม่เหล็กมากจะทำให้เกิดความร้อนสูง โดยแผนภาพของระบบให้ความร้อนผ่านการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กแสดงดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนภาพของระบบให้ความร้อนผ่านการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก

3.2 การออกแบบและสร้างเนื้อเยื่อจำลอง

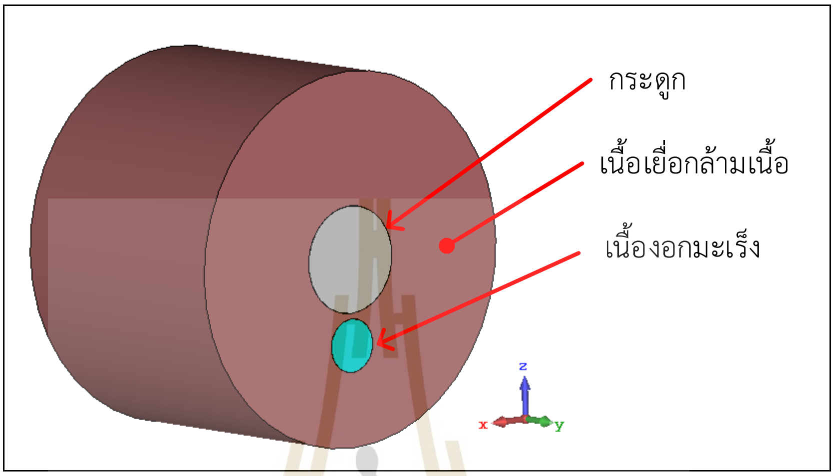
สำหรับการออกแบบเนื้อเยื่อที่ใช้ในการสร้างผลการจำลองจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้น จำเป็นต้องอ้างอิงจากคุณลักษณะต่าง ๆ จากเนื้อเยื่อของจริง เช่น ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก ค่าความนำ ค่าความหนาแน่น ความจุความร้อน เป็นต้น สำหรับการจำลองและการสร้างแบบจำลองในครั้งนี้ได้กำหนดลักษณะที่อ้างอิงมาจากเนื้อเยื่อจริงคือ ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก เนื่องจากเป็นค่าที่มีผลต่อการเกิดความสะสมที่ได้รับพลังงานจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูง เพื่อให้ทราบแนวทางและความเป็นไปได้ของการบำบัดรักษามะเร็งโดยใช้พลังงานความร้อนจากการเหนี่ยวนำด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการจำลองประกอบไปด้วยเนื้อเยื่อปกติของกล้ามเนื้อ ส่วนของกระดูก และเนื้อเยื่อของมะเร็ง ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นไปตามตารางที่ 3.1 (S Gabriely, 1996) (Martellosio, 2017)

ตารางที่ 3.1 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการจำลอง

ชนิดของเนื้อเยื่อ	ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant, ε_r')	ค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor, ε_r'')
กระดูก	2	0.5
กล้ามเนื้อ	50	4
เนื้อเยื่อมะเร็ง	55.25	19.82

เมื่อทราบค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกขั้นตอนต่อไปเป็นการออกแบบรูปร่างลักษณะของแบบจำลองเนื้อเยื่อ สำหรับงานนี้ได้มุ่งเน้นการบำบัดรักษามะเร็งกระดูก ซึ่งมักเกิดกับกระดูกที่มีลักษณะเป็นท่อนยาว จึงได้ทำการออกแบบแบบจำลองเป็นรูปแบบคล้ายกับแขนของมนุษย์ มีลักษณะเป็นทรงกระบอกแสดงดังรูปที่ 3.2 โดยมีเนื้อเยื่อของกล้าเนื้ออยู่บริเวณรอบนอก ตรงบริเวณ

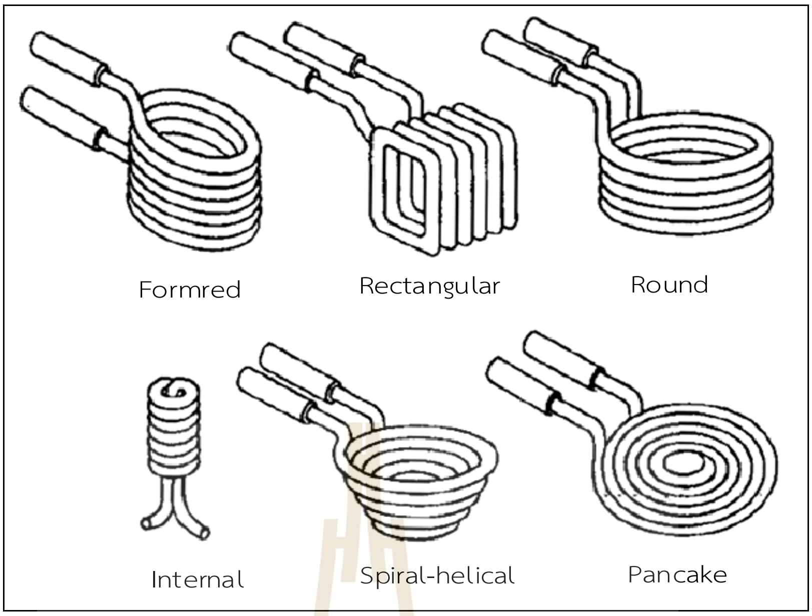
แกนกลางเป็นแบบจำลองของกระดูก และมีเนื้องอกของเซลล์มะเร็งอยู่ใกล้กับกระดูก ซึ่งเป็นไปตามลักษณะของมะเร็งกระดูกชนิดปฐมภูมิ โดยเนื้องอกของมะเร็งจะอยู่ที่รอบนอกของกระดูก ยังไม่แพร่กระจายลุกลามเข้าไปยังเนื้อของกระดูก



รูปที่ 3.2 รูปแบบลักษณะของเนื้อเยื่อจำลองในโปรแกรมคอมพิวเตอร์

3.3 การออกแบบโครงสร้างของตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กโดยใช้ขดลวด

การออกแบบลักษณะของโครงสร้างตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กโดยทั่วไป จะประกอบด้วยขดลวดตัวนำ นำมาขดให้อยู่ในรูปแบบต่าง ๆ เพื่อให้สามารถสร้างสนามแม่เหล็กออกมาได้ตามความต้องการ และการใช้งานในลักษณะที่แตกต่างกัน โดยรูปแบบการสร้างขดลวดสำหรับเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในแบบพื้นฐานจะแสดงดังรูปที่ รูปที่ 3.3 ซึ่งในงานนี้ได้เลือกใช้รูปแบบของการพันขดลวดมาเพื่อเปรียบเทียบอยู่สองชนิด คือ แบบขดลวดโซลินอยด์แบบกลม (Helical solenoid) และแบบขดลวดแพนเค้ก (Pancake) ซึ่งรูปแบบของการพันขดลวดทั้งสองชนิดที่ได้ได้เลือกมา เป็นพื้นฐานของรูปแบบการพันขดลวดได้ดี



รูปที่ 3.3 ตัวอย่างลักษณะรูปแบบขดลวดเหนี่ยวนำ

สำหรับหลักการเลือกใช้วัสดุที่นำมาใช้ในการสร้างพันขดลวดนั้นมีหลักการเลือกใช้อยู่หลายปัจจัย เช่น ค่าคุณสมบัติการนำไฟฟ้า คุณสมบัติใช้งานได้ในอุณหภูมิต่าง ๆ ความแข็งแรง ความยืดหยุ่น ซึ่งจะมีผลต่อการมีพันขดลวดในการทดสอบหรือใช้งานจริง โดยวัสดุที่นิยมใช้เป็นตัวนำจะมีค่าความนำที่ดี หรือมีความค่าสภาพความต้านทานที่ต่ำ มีตัวอย่างของวัสดุและค่าสภาพต้านทานไฟฟ้าดังตารางที่ 3.2 สำหรับในงานทดลองนี้ ได้เลือกตัวนำเป็นโลหะชนิดทองแดงซึ่งสามารถนำไฟฟ้าและความร้อนได้ดี ขึ้นรูปเป็นเส้นลวดแล้ว สามารถนำมาดัดเป็นรูปทรงได้ง่าย และมีความแข็งแรงพอสมควร ทำให้สามารถคงรูปร่างได้ และสามารถหาได้ง่าย

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ตารางที่ 3.2 ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้าของวัสดุตัวอย่างตัวนำที่อุณหภูมิ 20 องศาเซลเซียส

วัสดุตัวอย่าง	**ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้า (Ω·m)**
เงิน	1.59×10^{-8}
ทองแดง	1.68×10^{-8}
ทอง	2.44×10^{-8}
อะลูมิเนียม	2.82×10^{-8}
เหล็ก	1.0×10^{-7}
แพลทินัม	1.06×10^{-7}

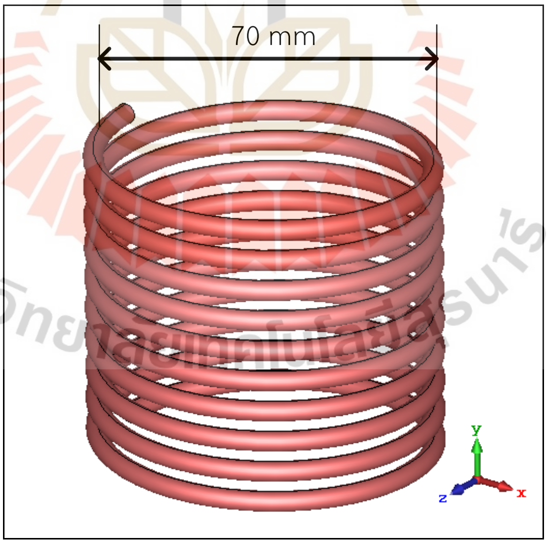
ตารางที่ 3.2 ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้าของวัสดุตัวอย่างตัวนำที่อุณหภูมิ 20 องศาเซลเซียส (ต่อ)

วัสดุตัวอย่าง	**ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้า (Ω·m)**
ดีบุก	1.09×10^{-7}
ตะกั่ว	2.2×10^{-7}

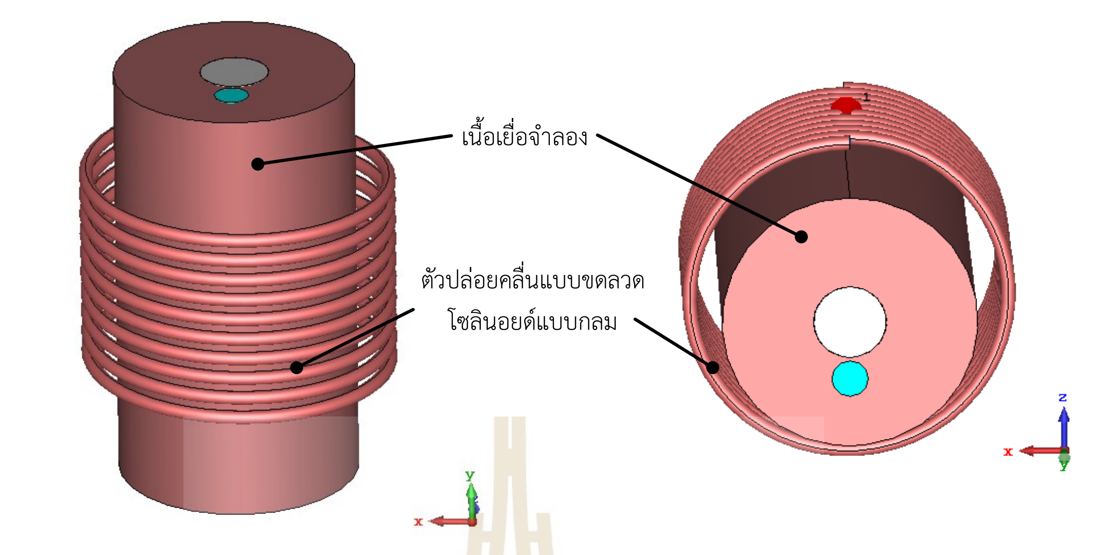
ดังนั้นการจำลองผลกระทบที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อจำลองจากการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กจากขดลวดในรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม และแบบขดลวดแพนเค้ก จึงได้แบ่งออกเป็น 2 ส่วนในการทดลอง

3.3.1 รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม

สำหรับการออกแบบขดลวดในรูปแบบของโซลินอยด์แบบกลมได้เลือกใช้วัสดุเป็นทองแดงเพื่อเป็นตัวนำในการพันขดลวด โดยใช้หลักการวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ในลักษณะของกันพันขดลวด ได้ใช้เส้นลวดตัวนำทองแดง ชนิดที่ชุบน้ำยาเคลือบแล้ว ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นลวดอยู่ที่ 3.2 มิลลิเมตร เริ่มขึ้นรูปในลักษณะเป็นวงกลมที่เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 70 มิลลิเมตร พันขึ้นแนวตั้งจำนวน 10 รอบ มีลักษณะเป็นดังรูปที่ 3.4

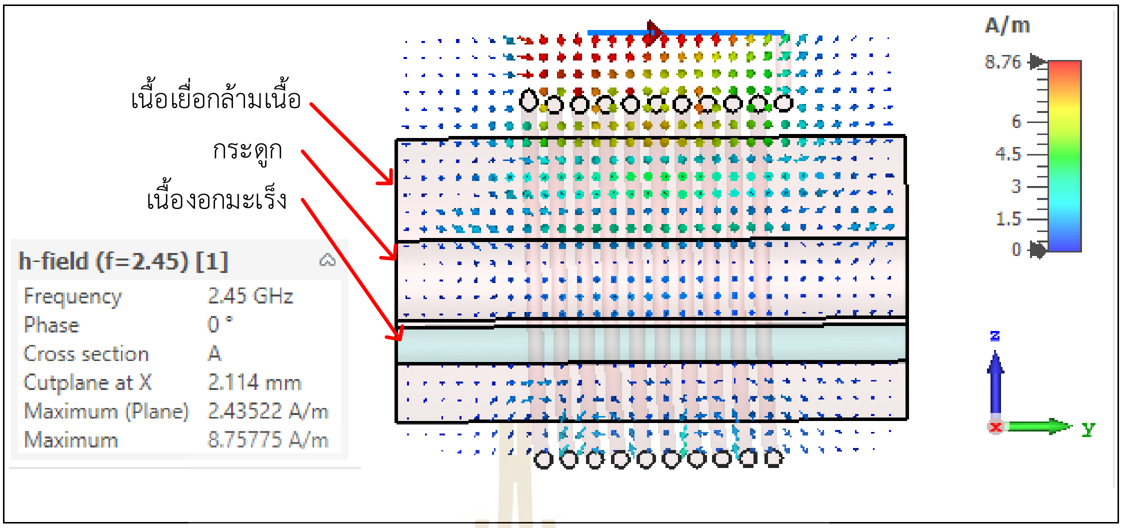


รูปที่ 3.4 การออกแบบตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม

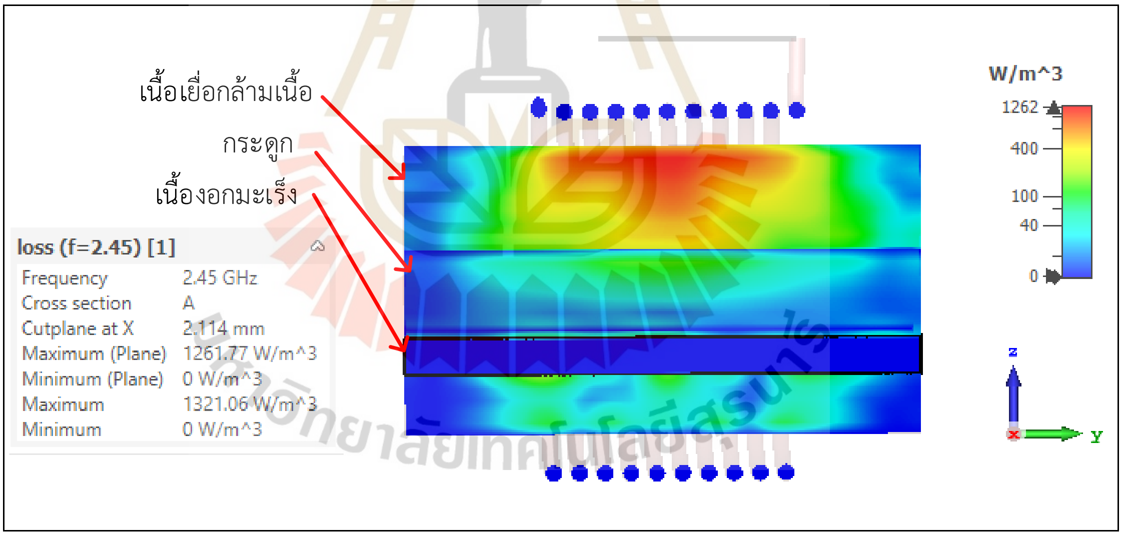


รูปที่ 3.5 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม

การป้อนข้อมูลเนื้อเยื่อจำลองลงในโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 พร้อมทั้งนำตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลมที่ได้ออกแบบไว้ มาจัดวางตำแหน่งให้เป็นไปตามลักษณะการใช้งานจริงที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.5 และทำการจำลองเพื่อหาผลของทิศทางการคลื่นที่ของสนามไฟฟ้า เมื่อมีเนื้อเยื่อเป็นตัวกลางในการดูดซับกำลังงานจากสนามแม่เหล็ก โดยจำลองผลการทดลองได้แสดงดังรูปที่ 3.6 และมีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลมแสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.6 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม



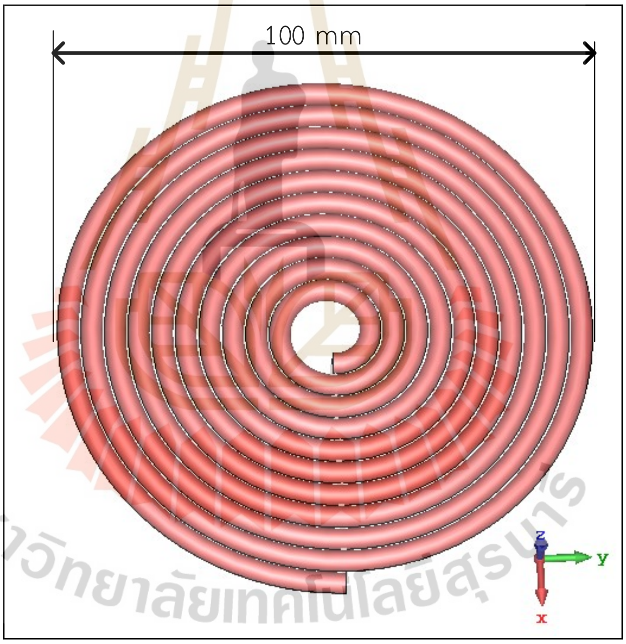
รูปที่ 3.7 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม

จากผลการทดลองจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ แสดงให้เห็นถึงทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นบริเวณตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม จากรูปที่ 3.6 พบว่ามีเส้นทางของสนามแม่เหล็กคลื่นผ่านบริเวณเนื้อเยื่อ และมีความเข้มของสนามแม่เหล็กสูงที่สุดคือ 8.7577 แอมแปร์ต่อเมตร และจาก

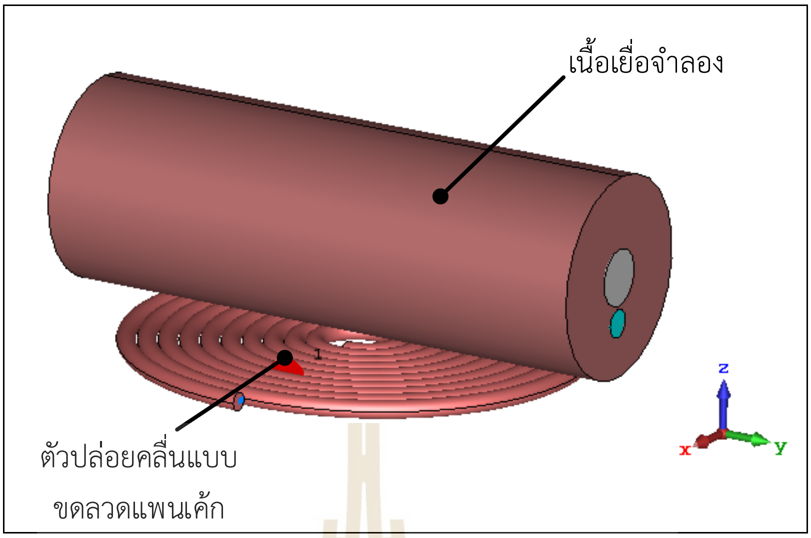
รูปที่ 3.7 พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางกระจายเข้าไปในบริเวณเนื้อเยื่อปริมาณมาก และเข้าไปถึงส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง โดยมีค่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสูงสุดอยู่ที่ 132.06 วัตต์ต่อลูกบากศ์เมตร

3.3.2 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

สำหรับการออกแบบในรูปแบบขดลวดแบบแพนเค้กได้เลือกใช้เป็นทองแดงเช่นเดียวกับรูปแบบของโซลินอยด์แบบกลม โดยใช้หลักการวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ในลักษณะของกันพันขดลวดได้ใช้เส้นลวดตัวนำทองแดง ชนิดที่ชุบนำยาเคลือบแล้ว ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นลวดอยู่ที่ 3.2 มิลลิเมตร เริ่มด้วยการพันเป็นขดวงกลมขนาดเล็กและการพันในรอบถัดไปจะเป็นแบบการพันออกไปทางด้านข้าง แบบอยู่ในระนาบเดียวกัน พันจำนวน 10 รอบ มีลักษณะเป็นดังรูปที่ 3.8

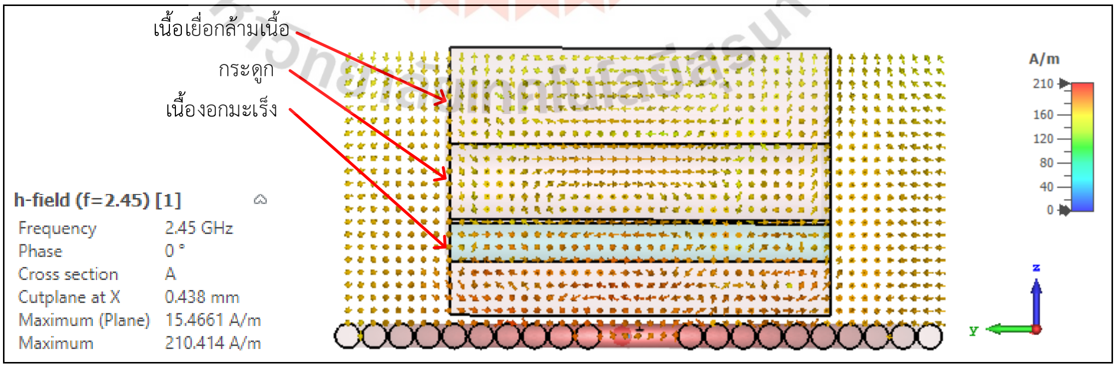


รูปที่ 3.8 การออกแบบตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

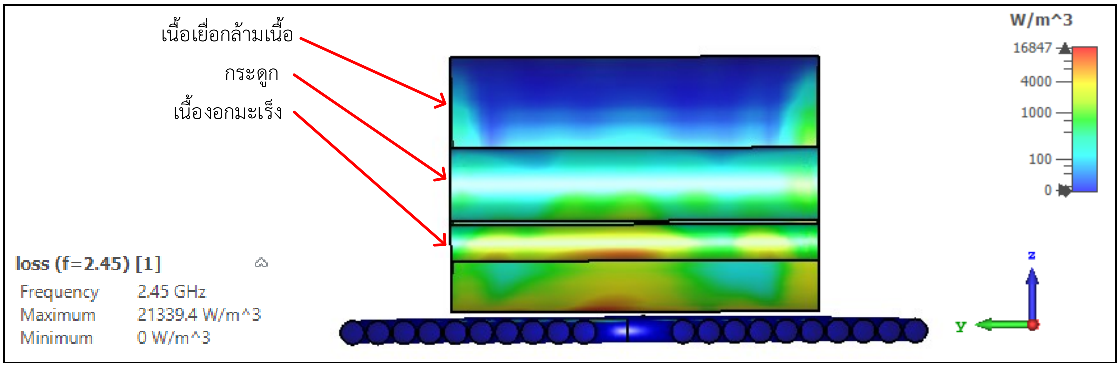


รูปที่ 3.9 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

การป้อนข้อมูลเนื้อเยื่อจำลองลงในโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 พร้อมทั้งนำตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้กที่ได้ออกแบบไว้ มาจัดวางตำแหน่งให้เป็นไปตามลักษณะการใช้งานจริงที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.9 และทำการจำลองเพื่อหาผลของทิศทางการคลื่นที่ของสนามไฟฟ้า เมื่อมีเนื้อเยื่อเป็นตัวกลางในการดูดซับกำลังงานจากสนามแม่เหล็ก โดยจำลองผลการทดลองได้แสดงดังรูปที่ 3.10และมีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้กแสดงดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.10 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

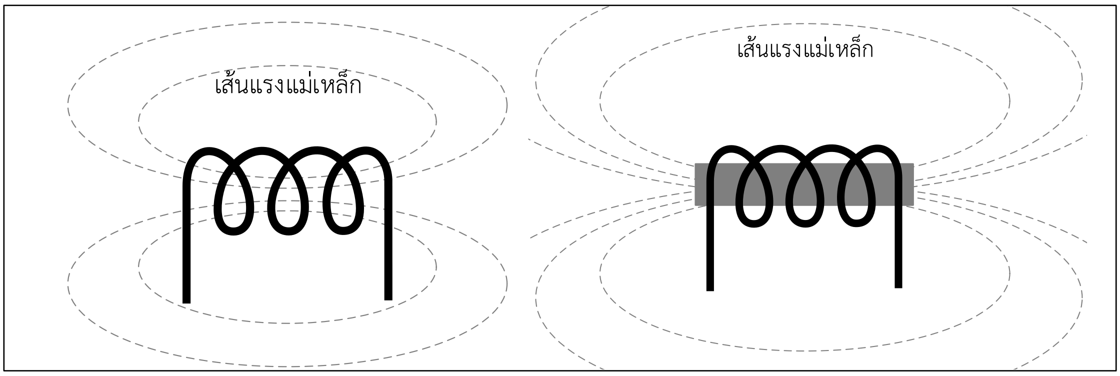


รูปที่ 3.11 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

จากผลการทดลองจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ แสดงให้เห็นถึงทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นบริเวณตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้กจากรูปที่ 3.6 พบว่ามีเส้นทางของสนามแม่เหล็กคลื่นผ่านบริเวณเนื้อเยื่อ และมีความเข้มของสนามแม่เหล็กสูงที่สุดคือ 210.414 แอมแปร์ต่อเมตร และจากรูปที่ 3.7 พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางกระจายเข้าไปในบริเวณเนื้อเยื่อเล็กน้อย และเข้าไปถึงส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง โดยมีค่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสูงสุดอยู่ที่ 21339.4 วัตต์ต่อลูกบาศก์เมตร

3.4 การออกแบบโครงสร้างของตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กโดยใช้แกนเฟอร์ไรต์

การออกแบบในส่วนของตัวปล่อยคลื่นด้วยการสร้างสนามแม่เหล็กจากสัญญาณความถี่สูงมีหลากหลายรูปแบบมาก ส่วนใหญ่ในการสร้างสนามแม่เหล็กจะใช้หลักการจ่ายกระแสให้กับขดลวดตัวนำและเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กในบริเวณของขดลวดตัวนำ ซึ่งรูปแบบการจัดวาง รูปแบบการพันของขดลวด จะมีหลากหลายลักษณะ และมีการใช้แกนเฟอร์ไรต์ที่มีค่าความซึมซาบสัมพัทธ์สูงเพิ่มเข้าไปในขดลวดตัวนำ เพื่อช่วยเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ถ้าแกนเฟอร์ไรต์มีค่าความซึมซาบสัมพัทธ์สูงก็จะยิ่งทำให้ความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็กเพิ่มมากขึ้นด้วย โดยรูปที่ 3.12 ได้แสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของเส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดตัวนำแกนอากาศและขดลวดตัวนำแกนเฟอร์ไรต์

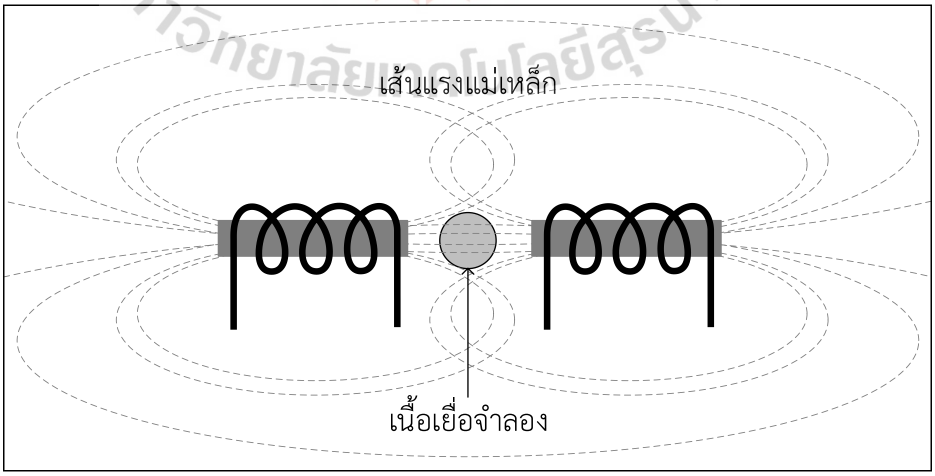


ก.เส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดแกนอากาศ ข.เส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดแกนเฟอร์ไรต์

รูปที่ 3.12 ความแตกต่างของเส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดตัวนำแกนอากาศและแกนเฟอร์ไรต์

นอกจากความเข้มของสนามแม่เหล็กจะมีความจำเป็นต่อการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อแล้ว ความลึกยังมีความจำเป็นอยู่มากเช่นกัน การที่จะส่งคลื่นสนามแม่เหล็กให้สามารถผ่านเนื้อเยื่อของเซลล์ปกติในร่างกายไปยังเนื้องอกของเซลล์มะเร็งได้นั้น จะเกิดการสูญเสียของสนามแม่เหล็กจำนวนมาก ทำให้สนามแม่เหล็กสามารถเหนี่ยวให้เกิดความร้อนที่ผิวเท่านั้น ซึ่งสามารถแก้ได้ด้วยการเพิ่มจำนวนขดลวดเหนี่ยวนำให้อยู่รอบ ๆ ชิ้นวัตถุของเนื้อเยื่อจำลอง เพื่อทำให้สนามแม่เหล็กเคลื่อนผ่านชิ้นเนื้อเยื่อจำลองได้ดี และมีความลึกมากขึ้น จนสามารถให้ความร้อนไปยังเนื้องอกเซลล์ได้ ดังรูปที่ 3.13

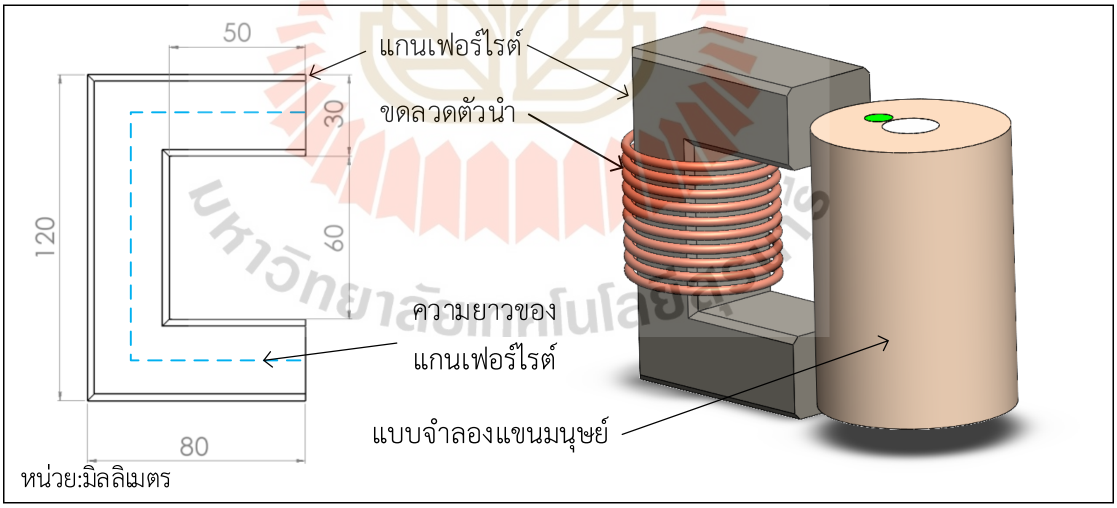
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



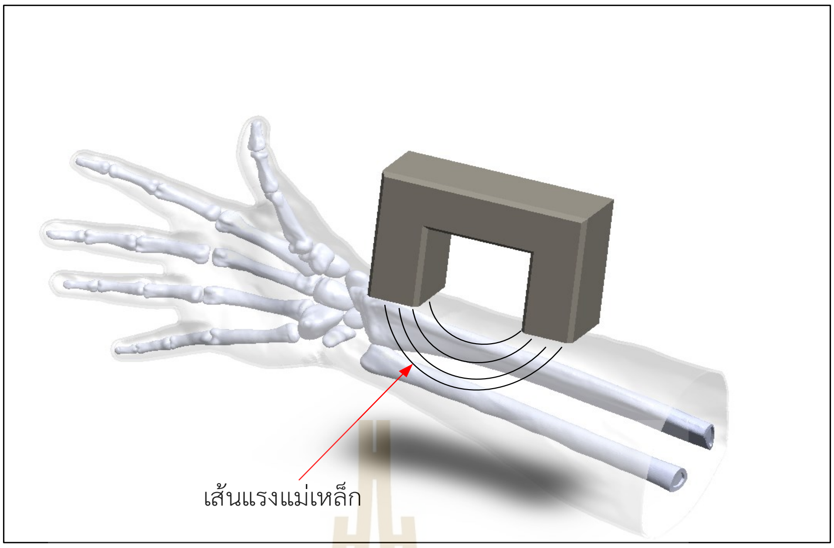
รูปที่ 3.13 เส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดตัวนำแกนเฟอร์ไรต์แบบสองขั้ว

จากรูปที่ 3.13 มีเส้นแรงแม่เหล็กเป็นจำนวนมากที่ไม่ได้เคลื่อนที่ผ่านเนื้อเยื่อจำลอง เส้นแรงแม่เหล็กส่วนนั้นจะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กในบริเวณอื่น ซึ่งเป็นส่วนที่ไม่ต้องการ จึงเป็นการสูญเสียสนามแม่เหล็กของระบบ

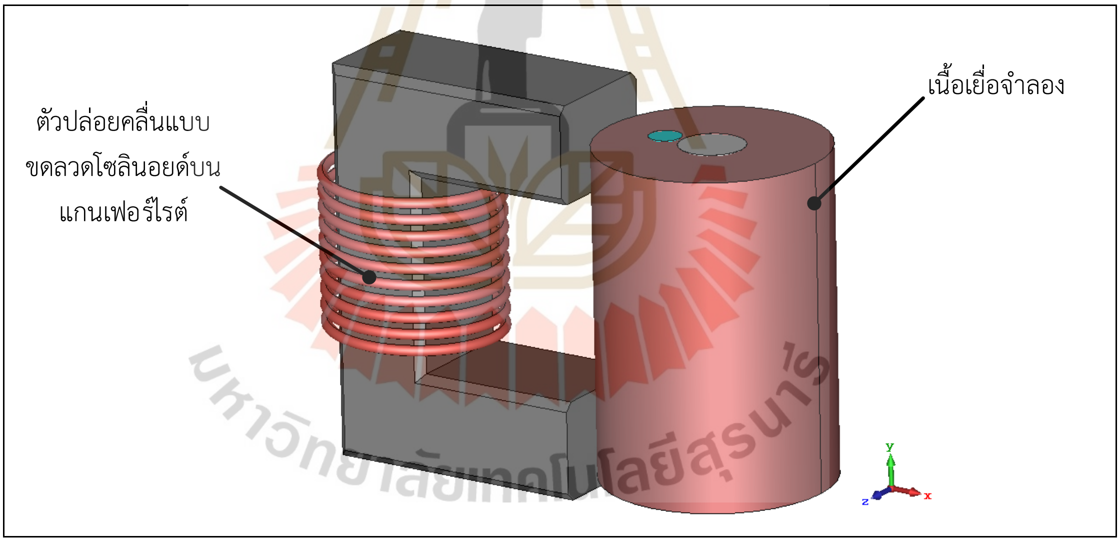
ดังนั้นจึงได้ออกแบบตัวปล่อยคลื่นเป็นแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบของตัว C (C-Core) แบบมีช่องว่างอากาศ โดยแกนเฟอร์ไรต์ C-Core มีลักษณะเป็นลูป มีส่วนที่ให้เส้นแรงแม่เหล็กเคลื่อนที่ผ่านอากาศน้อย ทำให้เกิดการสูญเสียของเส้นแรงแม่เหล็กน้อยไปด้วย และส่วนที่เป็นช่องว่างอากาศนั้นจะเป็นส่วนที่ปล่อยสนามแม่เหล็กให้กับเนื้อเยื่อจำลองโดยตรง ทำให้ตัวปล่อยคลื่นแบบแกนเฟอร์ไรต์ C-Core มีการสูญเสียที่น้อยมาก โดยวัตถุประสงค์ของการใช้งานคือ เป็นชุดสร้างสนามแม่เหล็กให้กับร่างการของมนุษย์ในอวัยวะส่วนที่พบมะเร็งกระดูก โดยเน้นที่กระดูกแขน และกระดูกขา ดังนั้นขนาดของแกนเฟอร์ไรต์ที่ทำหน้าที่เป็นตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กจะต้องมีขนาดที่เหมาะสมกับอวัยวะส่วนนั้น ๆ จึงได้ทำการออกแบบขนาดของแกนเฟอร์ไรต์เป็นรูปแบบของ C-Core ขนาดที่ครอบคุมส่วนของแขนมนุษย์ได้ และมีรูปร่างของแบบโมเดลและขนาดแสดงดังรูปที่ 3.14 สำหรับการออกแบบขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ลักษณะของการขึ้นรูปของขดลวดจะคล้ายกับของขดลวดโซลินอยด์แบบกลม ต่างตรงที่เปลี่ยนจากแกนอากาศเป็นเฟอร์ไรต์ โดยใช้หลักการวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์



รูปที่ 3.14 ขนาดของแกนเฟอร์ไรต์ C-Core ในการทดลอง



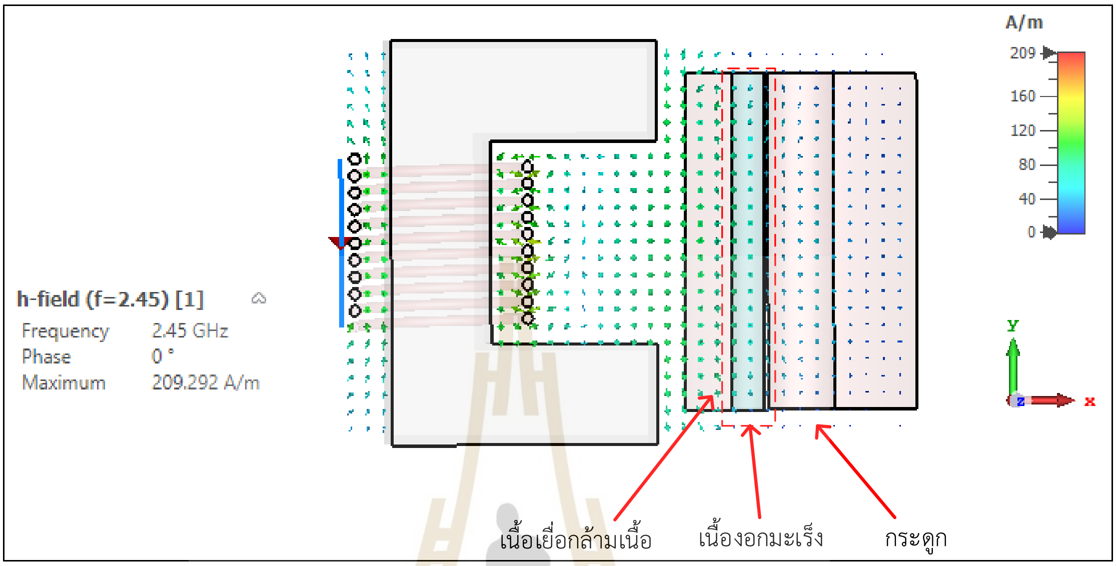
รูปที่ 3.15 แบบจำลองแกนเฟอร์ไรต์ C-Core ใช้กับกระดูกแขน



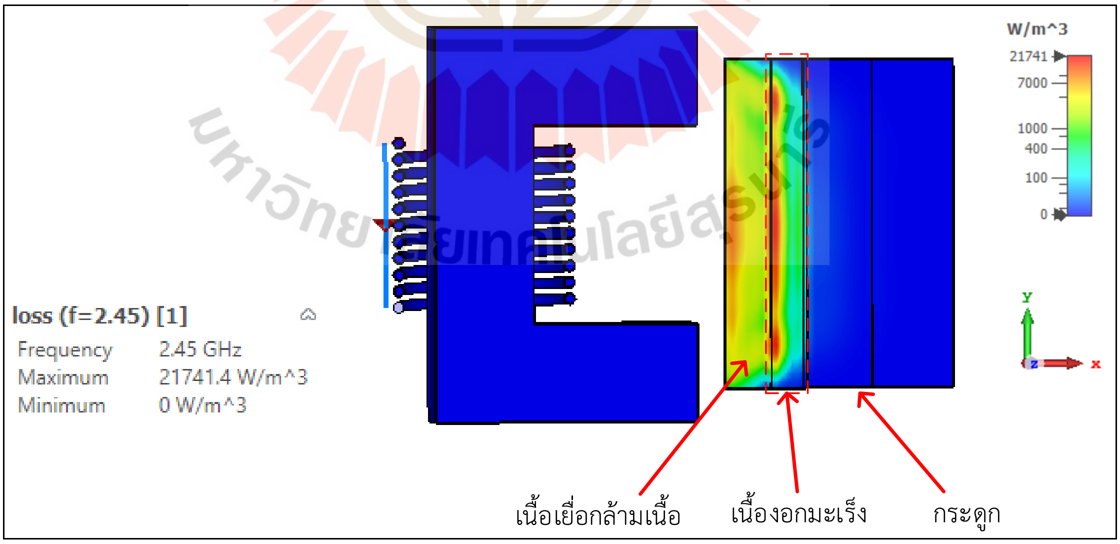
รูปที่ 3.16 โครงสร้างแบบจำลองของการใช้งานของตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

การป้อนข้อมูลเนื้อเยื่อจำลองลงในโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 พร้อมทั้งนำตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ที่ได้ออกแบบไว้ มาจัดวางตำแหน่งให้เป็นไปตามลักษณะการใช้งานจริงที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.16 และทำการจำลองเพื่อหาผลของทิศทางการคลื่นที่ของสนามไฟฟ้า เมื่อมีเนื้อเยื่อเป็นตัวกลางในการดูดซับกำลังงานจากสนามแม่เหล็ก โดย

จำลองผลการทดลองได้แสดงดังรูปที่ 3.17 และมีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์รูปที่ 3.18



รูปที่ 3.17 ทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์



รูปที่ 3.18 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์

จากผลการทดลองจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ แสดงให้เห็นถึงทิศทางและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นบริเวณตัวปล่อยคลื่นรูปแบบของขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ จากรูปที่ 3.17 พบว่ามีเส้นทางของสนามแม่เหล็กคลื่นผ่านบริเวณเนื้อเยื่อ และมีความเข้มของสนามแม่เหล็กสูงที่สุดคือ 209.292 แอมแปร์ต่อเมตร และจากรูปที่ 3.18 พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางกระจายเข้าไปในบริเวณเนื้อเยื่อปริมาณมาก และเข้าไปถึงส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง โดยมีค่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสูงสุดอยู่ที่ 21,741.4 วัตต์ต่อลูกบากศ์เมตร

3.5 สรุป

ในบทนี้ได้ศึกษาและออกแบบระบบสำหรับการวิเคราะห์ระบบเหนี่ยวนำความร้อนด้วยสนามแม่เหล็ก และโครงสร้างของตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็ก เพื่อใช้ในการสร้างสนามแม่เหล็กให้กับเนื้อเยื่อจำลอง และส่งผ่านเนื้อเยื่อไปยังเนื้องอกเซลล์มะเร็ง เพื่อให้เซลล์มะเร็งได้รับความร้อนตามระยะเวลาที่กำหนดไว้ และควบคุมอุณหภูมิให้คงที่ตลอดระยะเวลาในการให้ความร้อน จนทำให้เซลล์มะเร็งภายในก้อนเนื้องอกนั้นถูกทำลายไปทั้งหมด โดยที่เนื้อเยื่อปกติไม่ถูกทำลาย และปรับปรุงระบบให้มีความเหมาะสมกับการใช้งาน เพื่อให้ระบบสามารถทำงานได้โดยมีประสิทธิภาพสูงที่สุด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

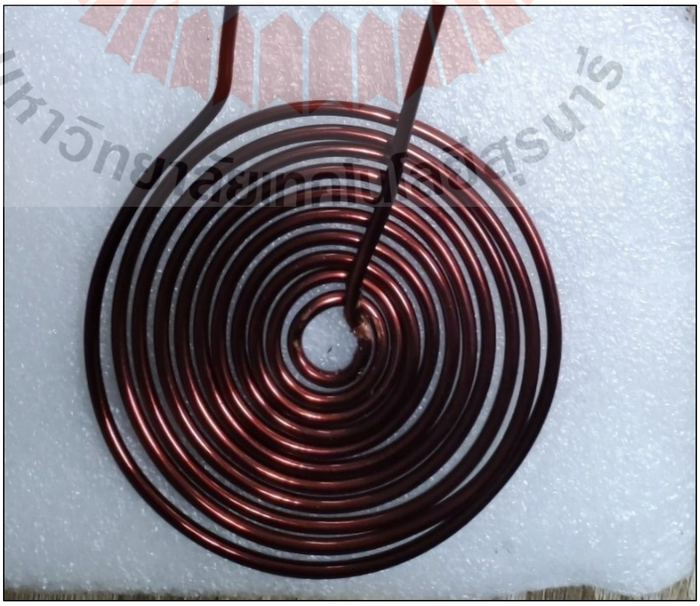
บทที่ 4
การทดลองและผลการทดลอง

4.1 ขั้นตอนการออกแบบลักษณะของชุดปล่อยคลื่น

จากการวิเคราะห์และออกแบบคุณลักษณะของขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กความถี่สูงไฟฟ้าเพื่อบำบัดรักษามะเร็งกระดูกโดยใช้พลังงานความร้อน ได้ออกแบบและจำลองโดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ในการออกแบบ ได้ใช้ขดลวดทองแดงในการพันเป็น รูปแบบของขดลวดแพนเค้ก รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์ และแบบขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ เพื่อทดสอบและทำการเปรียบเทียบประสิทธิ์ภาพการสร้างพลังงานความร้อนให้กับเนื้อเยื่อมะเร็งกระดูก ของตัวปล่อยคลื่นในแต่ละรูปแบบ สำหรับการออกแบบชุดปล่อยคลื่นในแต่ละชนิด ได้ออกแบบให้ใช้กับความถี่ที่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์

4.1.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

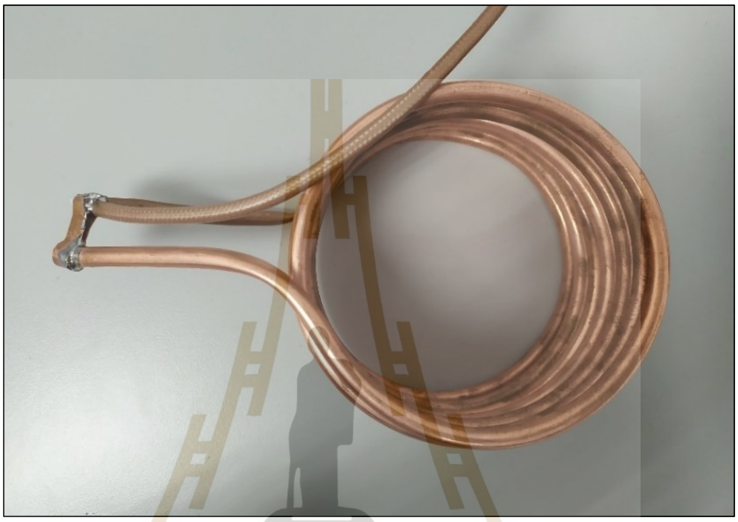
การออกแบบของขดลวดในการกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กแบบขดลวดในรูปแบบของแพนเค้กได้ออกแบบโดยการใช้เส้นลวดทองแดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.2 มิลลิเมตร พันเป็นขดวงกลมรูปทรงแบนแบบแพนเค้ก จำนวน 10 รอบ แสดงดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 รูปแบบการพันของขดลวดแบบแพนเค้ก

4.1.2 รูปแบบของขดลวดแบบโซลินอยด์

การออกแบบของขดลวดในการกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กแบบขดลวดในรูปแบบโซลินอยด์ ได้ออกแบบโดยการใช้เส้นลวดทองแดงกลวงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางวงนอก 6.2 มิลลิเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลางวงใน 4.6 มิลลิเมตร พันเป็นขดวงกลมรูปวงกลมแบบโซลินอยด์ จำนวน 10 รอบ แสดงดังรูปที่ 4.2, รูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.5



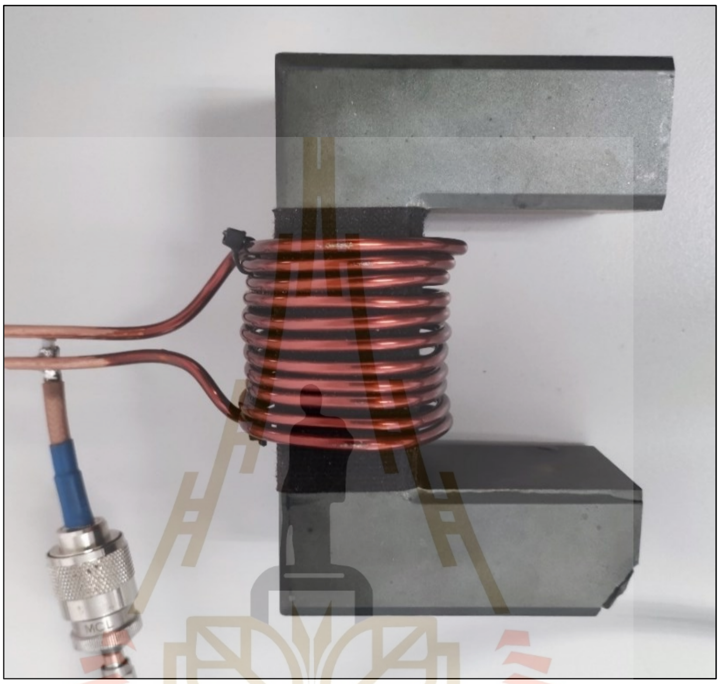
รูปที่ 4.2 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์มุมมองด้านบน

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.3 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์มุมมองด้านข้าง

4.1.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

การออกแบบของขดลวดในการกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กแบบขดลวดในรูปแบบของโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ได้ออกแบบโดยการใช้เส้นลวดทองแดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.2 มิลลิเมตร พันเป็นขดวงกลมบนแกนเฟอร์ไรต์รูปแบบตัว C จำนวน 10 รอบ แสดงดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 รูปแบบการพันของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

4.2 ขั้นตอนการสร้างสารเนื้อเยื่อจำลอง

สำหรับการสร้างเนื้อเยื่อจำลองในการทดสอบ เพื่อให้มีความคล้ายกับโครงสร้างของเซลล์มะเร็งกระดูก ผู้จัดทำได้ออกแบบการสร้างเนื้อเยื่อแบบจำลองให้มีลักษณะเป็นทรงกระบอก เพื่อใช้เป็นแบบจำของเซลล์มะเร็งที่เกิดอยู่บริเวณที่แขนของมนุษย์ โดยธรรมชาติของการเกิดเซลล์มะเร็งกระดูกจะเกิดอยู่ที่ผิวด้านนอกของกระดูกมีลักษณะเป็นก้อนเนื้องอกที่มีความแข็งกว่าเนื้อเยื่อปกติ การออกแบบแบบจำลองแขนของมนุษย์จะประกอบไปด้วย 3 ส่วนคือ เนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อแขน กระดูกแขน และเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง โดยทั้ง 3 ส่วนนี้ได้มีคุณสมบัติที่แตกต่างกันอย่างชัดเจน ในส่วนของวัสดุที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองจะใช้ ส่วนผสมของผงวุ้น เจลาติน และเกลือ ผสมกับน้ำกลั่นให้มีคุณสมบัติเป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกใกล้เคียงกลับเนื้อเยื่อของจริง การเตรียมวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองได้แก่

1) แบบหล่อพีวีซีทรงกระบอก

2) น้ำกลั่น

3) ผงวุ้น

4) เจลาติน

5) NaCl

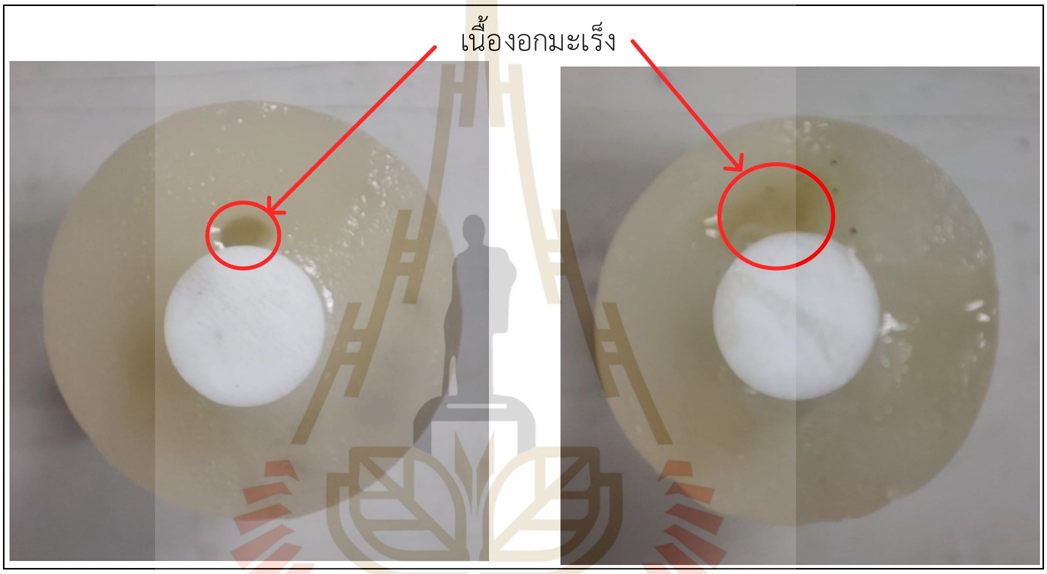
6) เทฟล่อน (PTFE)

สำหรับการสร้างเนื้อเยื่อแต่ละส่วนของแบบจำลองนั้น ในส่วนของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อปกติจะได้มาจากส่วนผสมของของผงวุ้น ส่วนของเนื้อเยื่อมะเร็งได้มาจากส่วนผสมของเจลาติน และในส่วนของกระดูกใช้เทฟล่อนในการแทนเป็นแบบจำลอง ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้ออยู่ที่ประมาณ 10 สำหรับส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็งอยู่ที่ประมาณ 50 ดังนั้นจะได้ทำการผสมสารขึ้นมาเพื่อเป็นแบบจำลองของเนื้อเยื่อ และทำการวัดคุณสมบัติไดอิเล็กตริกโดยใช้ส่วนผสมในลักษณะเดียวกัน โดยอัตราส่วน วิธีการผสม และรายละเอียดของการผสมอยู่ในส่วนของภาคผนวก ข โดยแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากส่วนผสมของวุ้นที่ใช้ในการทดลองแสดงดังรูปที่ 4.5 ก. และแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากส่วนผสมของเจลาตินแบบจำลองที่สร้างขึ้นจากส่วนผสมของแสดงดังรูปที่ 4.5 ข.

ก. แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ ข.แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง

รูปที่ 4.5 แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อและเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง

สำหรับการทดลองขั้นต่อไป จะทำการนำแบบชิ้นส่วนของแบบจำลองเนื้อเยื่อแต่ละชนิด มาประกอบเข้าด้วยกันให้เป็นในรูปแบบลักษณะคล้ายแขนของมนุษย์ เพื่อให้สามารถมองเห็นภาพในการจำลองสถานการณ์ได้ง่ายขึ้น สำหรับในการทดลองนี้ทางผู้จัดทำได้จำลองขนาดของเนื้อเยื่อที่เป็นเซลล์มะเร็งขึ้นมา 2 ขนาด เสมือนว่าเป็นระยะของการเกิดเซลล์มะเร็งที่แตกต่างกัน แบบที่ 1 เซลล์มะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร และเซลล์มะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 10 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงดังรูปที่ 4.6 สำหรับการทดลองส่วนนี้จะพิจารณาเฉพาะส่วนของคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่านั้น



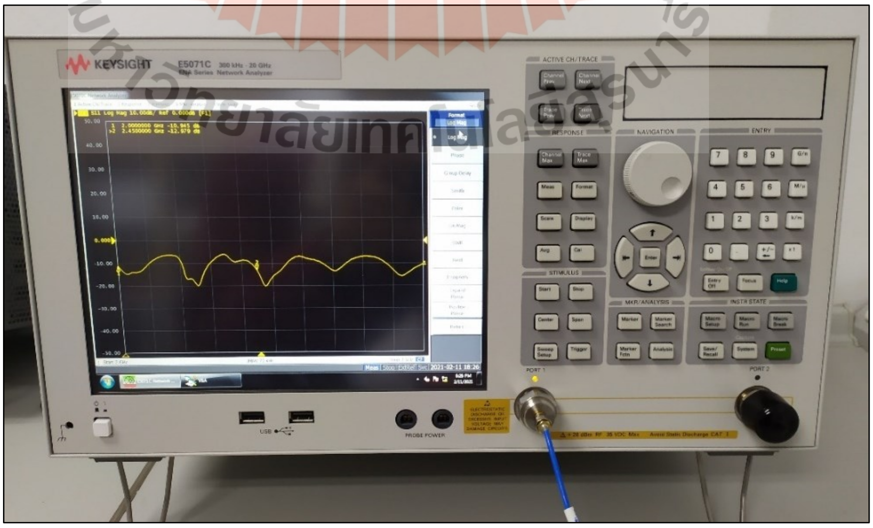
ก. เซลล์มะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มม. ข.เซลล์มะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม.

รูปที่ 4.6 แบบจำลองส่วนของเนื้อเยื่อของแขนมนุษย์

สำหรับขั้นตอนถัดไปแสดงถึงการวัดค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อแบบจำลองโดยใช้ชุดเครื่องมือวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก (Keysight N1501A Option 104 performance probe kit contents) แสดงดังรูปที่ 4.7 ซึ่งโพรบชุดนี้มีความสามารถวัดค่ากับชิ้นงานที่อุณหภูมิสูงได้ รองรับการวัดค่าที่ความถี่ 200 เมกะเฮิรตซ์ ถึง 20 กิกะเฮิรตซ์ ใช้งานร่วมกับเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Keysight E5071C Network Analyzer) แสดงดังรูปที่ 4.8 ใช้งานผ่านโปรแกรม Keysight N1501A ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับวัดค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกโดยเฉพาะ สำหรับการเริ่มต้นใช้งานชุดวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียจำเป็นต้องมีการปรับเทียบค่าของหัวโพรบก่อนการวัดค่าเสมอ เพื่อความแม่นยำในการวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสีย วิธีการปรับเทียบสามารถ

ทำได้ผ่านโปรแกรม Keysight N1501A โดยเลือกรูปแบบ Calibration type เป็นแบบ Air-Short-Water ปรับเทียบกับโหลดที่เป็นอากาศ และโหลดที่เป็น Short block จากนั้นจึงทำการปรับเทียบกับน้ำ DI (Deionized water) ที่ 25 องศาเซลเซียส โดยตัวโปรแกรมจะทำการตั้งค่าช่วงของการวัดตั้งแต่ 1 - 10 กิกะเฮิรตซ์

รูปที่ 4.7 โพรบคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก



รูปที่ 4.8 เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย Keysight E5071C Network Analyzer

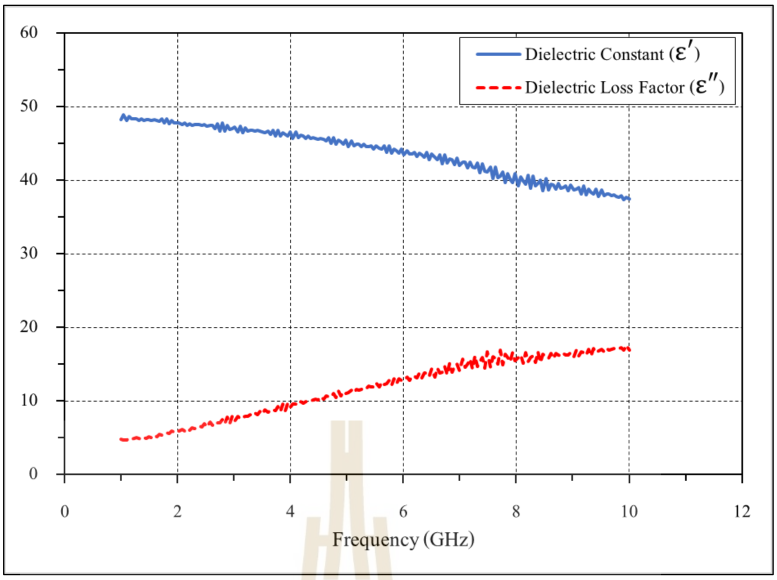
ในส่วนของการวัดค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียมีข้อกำหนดของการวัดค่าโดย วัสดุจะต้องมีพื้นผิวสัมผัสที่เรียบ ไม่มีฟองอากาศอยู่ระหว่างหัวโพรบกับวัสดุที่นำมาวัดค่าไดอิเล็กตริก ตัววัสดุจะต้องมีความหนาอย่างน้อย 3 เซนติเมตรขึ้นไป ซึ่งเป็นไปตามข้อกำหนดของหัวโพรบแล้วค่าไดอิเล็กตริกของวัสดุที่ใช้วัดค่า โดยค่าที่อ่านได้จากโปรแกรม จะแบ่งออกเป็นสองส่วนคือ ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant, ε_r') และค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor, ε_r'')

สำหรับการวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของเนื้อเยื่อแต่ละชนิดเป็นดังนี้

4.2.1 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ

รูปที่ 4.9 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ

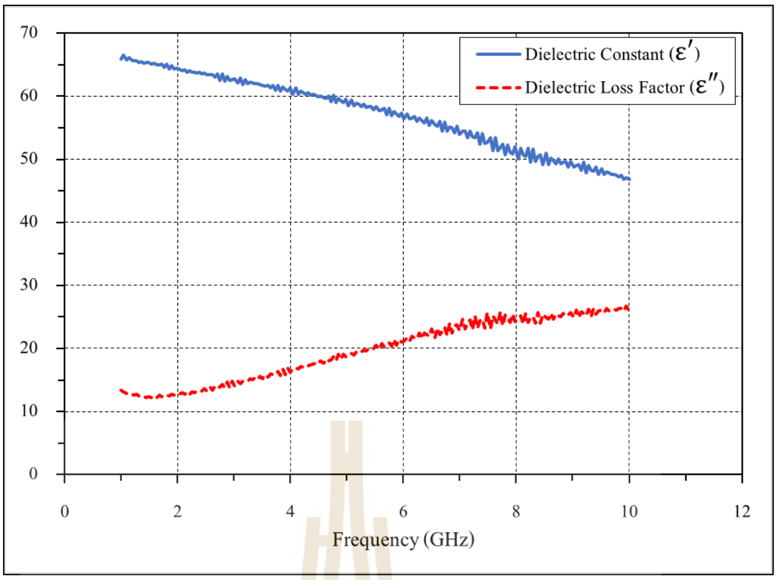
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.10 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ

4.2.2 แบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง

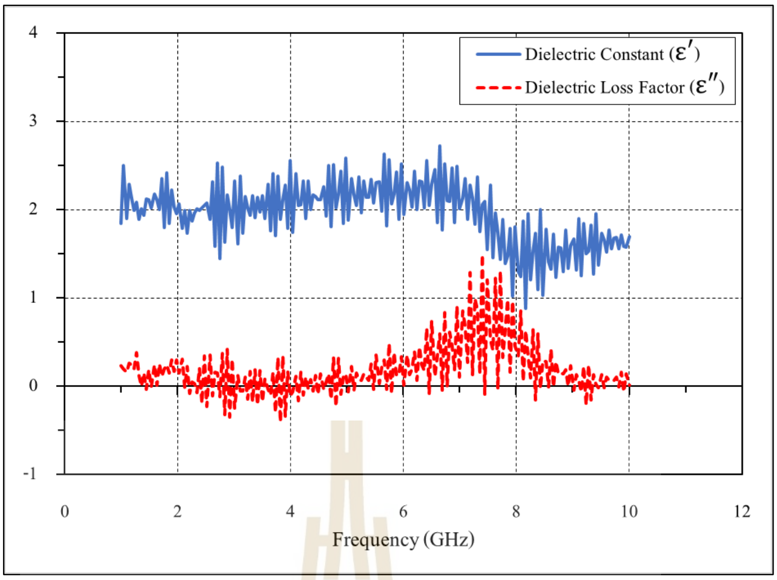
รูปที่ 4.11 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็ง

4.2.3 แบบจำลองกระดูก

รูปที่ 4.13 การวัดค่าไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองกระดูก



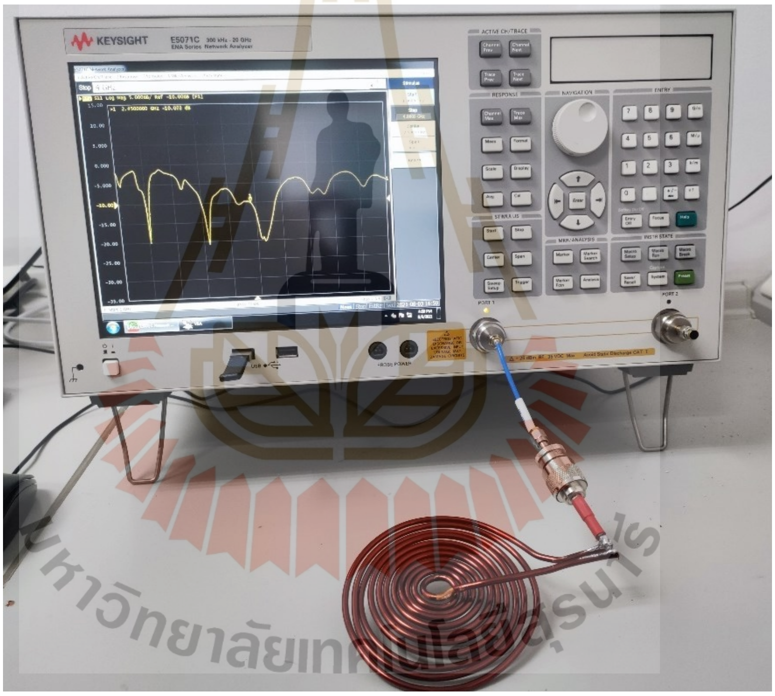
รูปที่ 4.14 กราฟแสดงคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียของแบบจำลองกระดูก

จากการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางของเนื้อเยื่อชนิดต่าง ๆ ทำให้สามารถเปรียบเทียบค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของแต่ละเนื้อเยื่อได้ชัดเจนมากขึ้น เมื่อสังเกตุค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ จากรูปที่ 4.10, รูปที่ 4.12 และ รูปที่ 4.14 จะเห็นว่าค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 4.7 เนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 6.3 และแบบจำลองกระดูกมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 2.0 ในส่วนของค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 6.5 เนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 13.5 และแบบจำลองกระดูกมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 0.0 จากผลการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของในตัวกลางของเนื้อเยื่อชนิดต่าง ๆ จะเห็นว่าค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อชนิดอื่น ๆ จากที่กล่าวไว้ในบทที่ 2 ว่าค่าค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกจะเป็นค่าการดูดซับพลังงานจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จึงสรุปได้ว่าเมื่อมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ เคลื่อนที่ตัดผ่านแบบจำจองเนื้อเยื่อนี้ ในส่วนของเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งจะดูดซับพลังงานได้ดีที่สุด และเมื่อเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งสะสมพลังงานไว้จะแปลงพลังงานส่วนนั้นอออกมาในรูปของความร้อน จึงทำให้เนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งมีอุณหภูมิสูงขึ้นเร็วกว่าเนื้อเยื่อในส่วนอื่น เมื่อแบบจำลองแขนมนุษย์นี้อยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเดียวกัน จากนั้นจะนำแบบจำลองเนื้อเยื่อชุดนี้ไปทดสอบวัดผลการดูดซับพลังงานและการแพร่กระจายความร้อนต่อไป

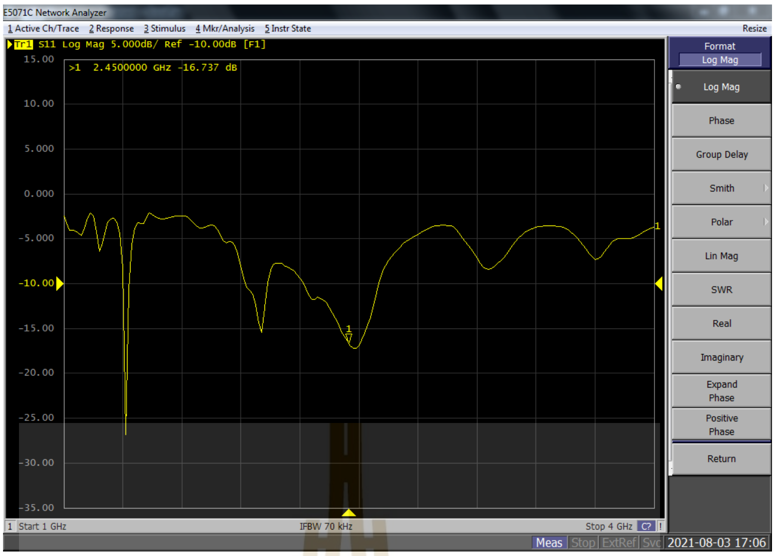
4.3 ผลการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของตัวปล่อยคลื่น

สำหรับการวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นในแต่ละประเภท เพื่อใช้ประกอบการหาอัตราการส่งถ่ายกำลังงานจากเครื่องกำเนิดคลื่นวิทยุไปยังตัวปล่อยคลื่นในช่วงของความถี่ที่ต้องการ เพื่อนำมาปรับปรุงตัวปล่อยคลื่นให้สามารถส่งถ่ายกำลังของคลื่นความถี่วิทยุออกไปยังตัวปล่อยคลื่นได้มีประสิทธิภาพมากที่สุด สำหรับค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นในการหาค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นอยู่ในรูปแบบของ S-parameter สำหรับค่าที่ต้องวัดที่ S11 เป็นค่าการสูญเสียย้อนกลับของตัวปล่อยคลื่นในแต่ละตัว โดยใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Keysight E5071C Network Analyzer) แสดงดังรูปที่ 4.4 เป็นเป็นตัวและแสดงว่าพารามิเตอร์ที่ต้องการ

4.3.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

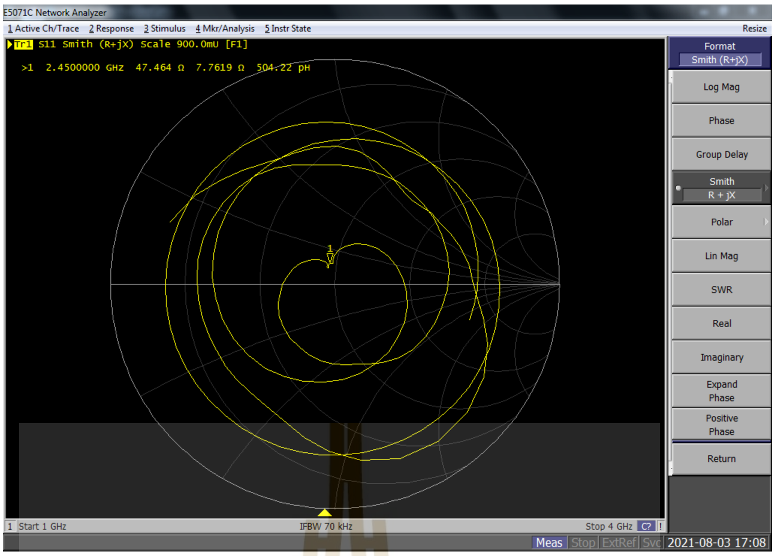


รูปที่ 4.15 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบแพนเค้ก



รูปที่ 4.16 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบแพนเค้ก

รูปที่ 4.17 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบแพนเค้ก

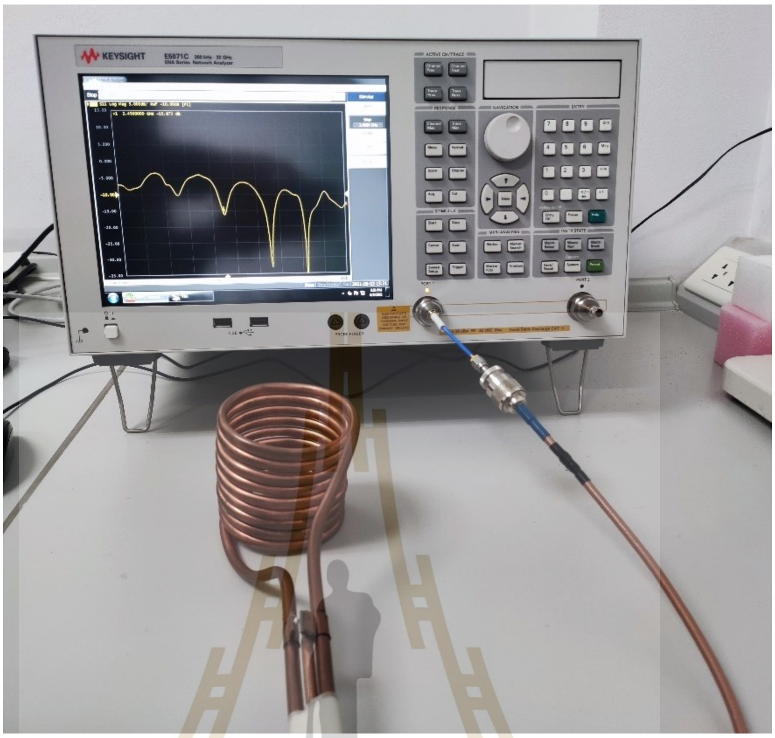


รูปที่ 4.18 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบแพนเค้ก

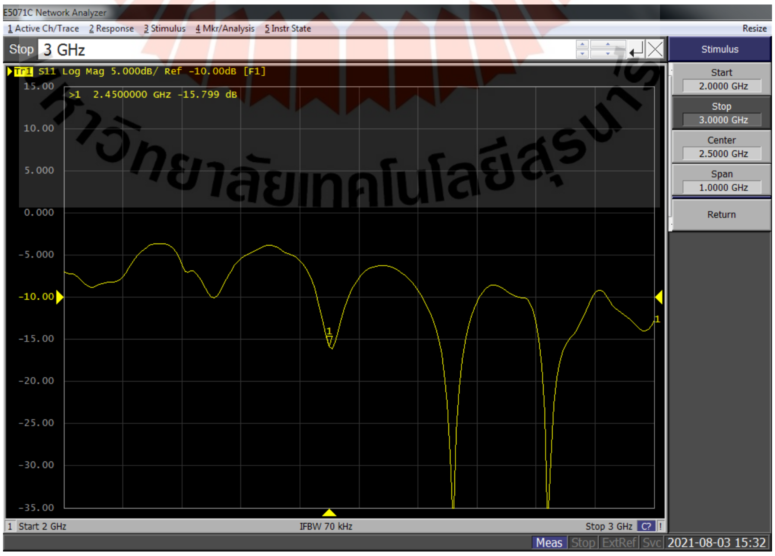
จากการวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบแพนเค้ก ดังรูปที่ 4.15 สามารถอ่านค่าได้จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายได้ดังรูปที่ 4.16, รูปที่ 4.17 และ รูปที่ 4.18 ได้ค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบแพนเค้กที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ได้แก่ การสูญเสียย้อนกลับ (S11) เท่ากับ -16.737 dB, ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) เท่ากับ 1.3621 และค่าอิมพีแดนซ์ 47.464 Ω

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

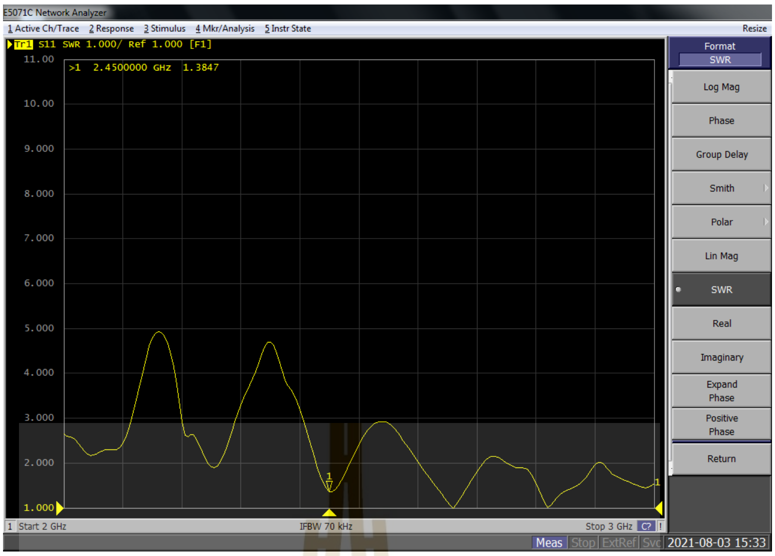
4.3.2 รูปแบบของขดลวดแบบโซลินอยด์



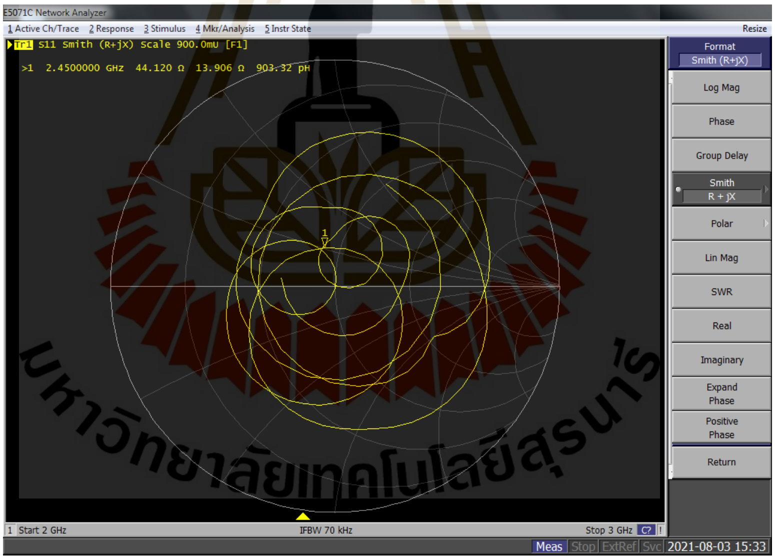
รูปที่ 4.19 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบโซลินอยด์



รูปที่ 4.20 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบโซลินอยด์



รูปที่ 4.21 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบโซลินอยด์

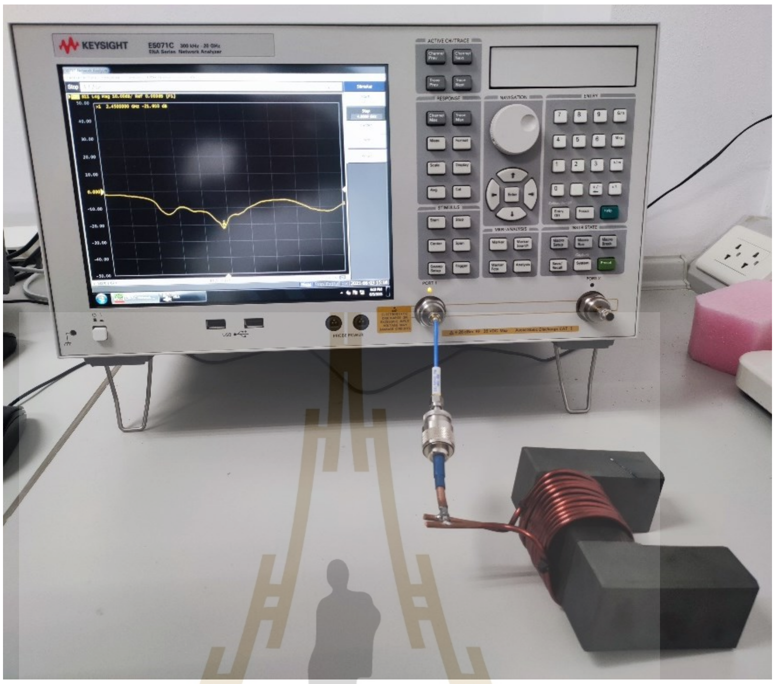


มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

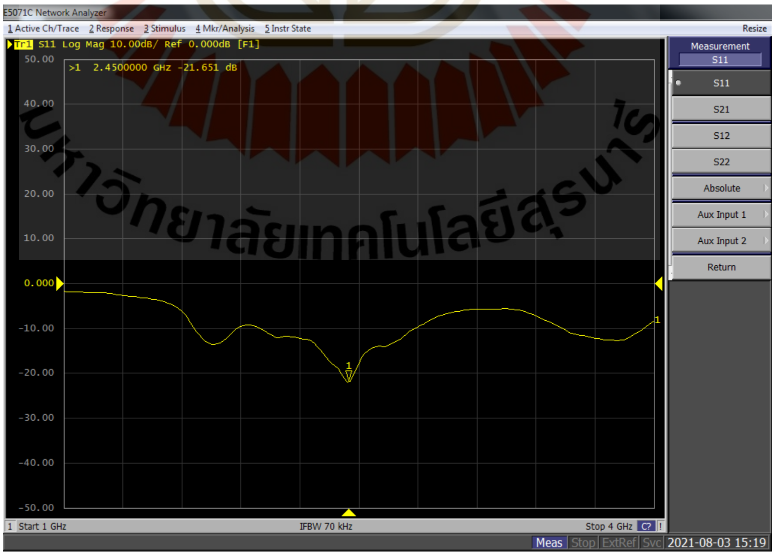
รูปที่ 4.22 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบโซลินอยด์

จากการวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบโซลินอยด์ดังรูปที่ 4.19 สามารถอ่านค่าได้จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายได้ดังรูปที่ 4.20, รูปที่ 4.21 และ รูปที่ 4.22 ได้ค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ได้แก่ การสูญเสียย้อนกลับ (S11) เท่ากับ -15.799 dB, ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) เท่ากับ 1.3847 และค่าอิมพีแดนซ์ 44.120 Ω

4.3.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

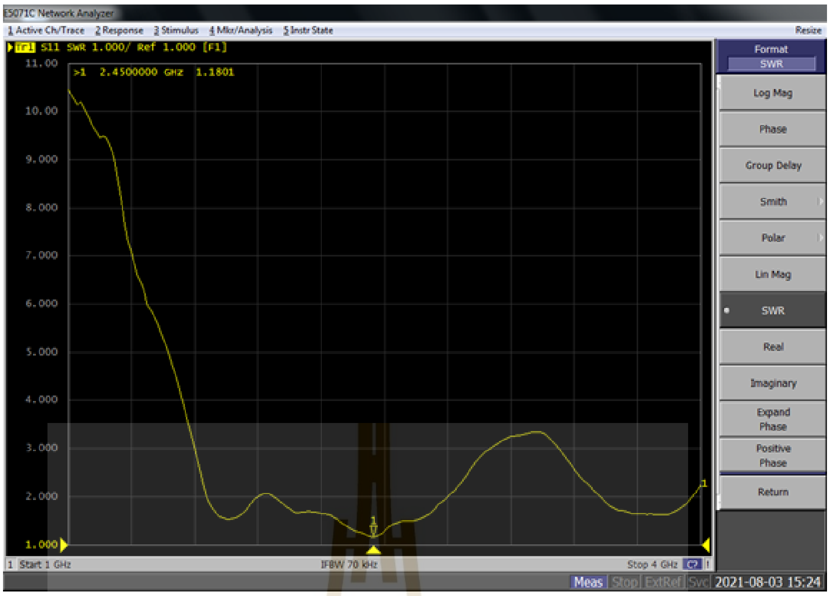


รูปที่ 4.23 การวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

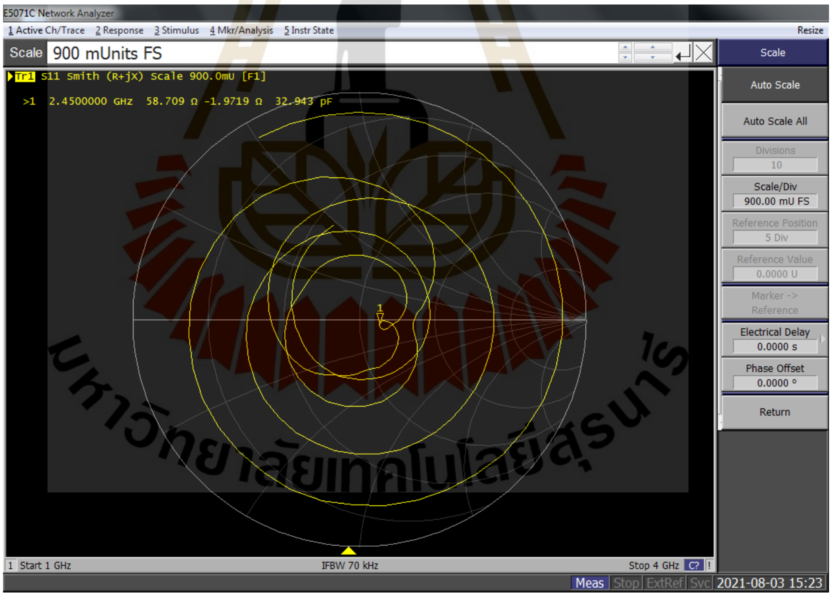


รูปที่ 4.24 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.25 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 4.26 ค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

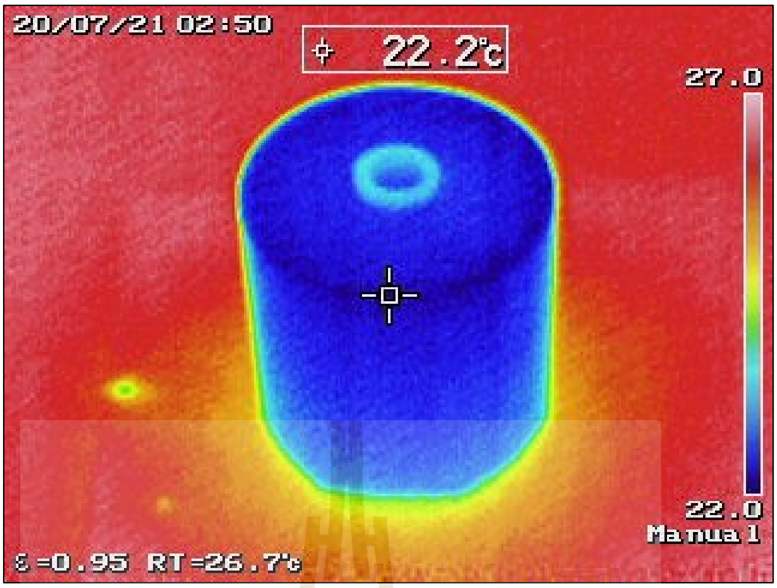
จากการวัดค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ดังรูปที่ 4.23 สามารถอ่านค่าได้จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายได้ดังรูปที่ 4.24, รูปที่ 4.25 และ รูปที่ 4.26 ได้ค่าการตอบสนองเชิงความถี่ของตัวปล่อยคลื่นของขดลวด

แบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ได้แก่ การสูญเสียย้อนกลับ (S11) เท่ากับ -21.651 dB, ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) เท่ากับ 1.1801 และค่าอิมพีแดนซ์ 58.709 Ω

4.4 ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนของเนื้อเยื่อจำลอง

สำหรับการทดลองการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อแบบจำลองของแขนมนุษย์โดยเริ่มต้นที่เนื้อเยื่อของแบบจำลองมีอุณหภูมิต่ำอยู่ที่ประมาณ 22.2 องศาเซลเซียส แสดงดังรูปที่ 4.28 ขณะเริ่มทำการทดลองอุณหภูมิห้องอยู่ที่ประมาณ 25 องศาเซลเซียส ในการทดลองจะใช้เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่วิทยุที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ (Signal Generator) แสดงดังรูปที่ 4.29 โดยจะใช้ตัวปล่อยคลื่นที่ได้จัดเตรียมไว้ทั้งสามรูปแบบ เพื่อสามารถนำมาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการแปลงกำลังงานทางไฟฟ้ากระแสสลับให้เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ โดยจะปล่อยกำลังงานขนาดประมาณ 50 วัตต์ให้กับตัวปล่อยคลื่นแต่ละตัว และทำการทดลองปล่อยคลื่นโดยผ่านตัวปล่อยคลื่นของแต่ละรูปแบบเป็นระยะเวลาอย่างละ 60 นาที และทำการเก็บภาพผลของการเกิดความร้อนสะสมของเนื้อเยื่อแต่ละจุดบนเนื้อเยื่อแบบจำลองด้วยกล้องถ่ายภาพความร้อนแบบ TrueIR ยี่ห้อ Keysight Technology รุ่น U5857A ซึ่งมีลักษณะดังรูปที่ 4.27

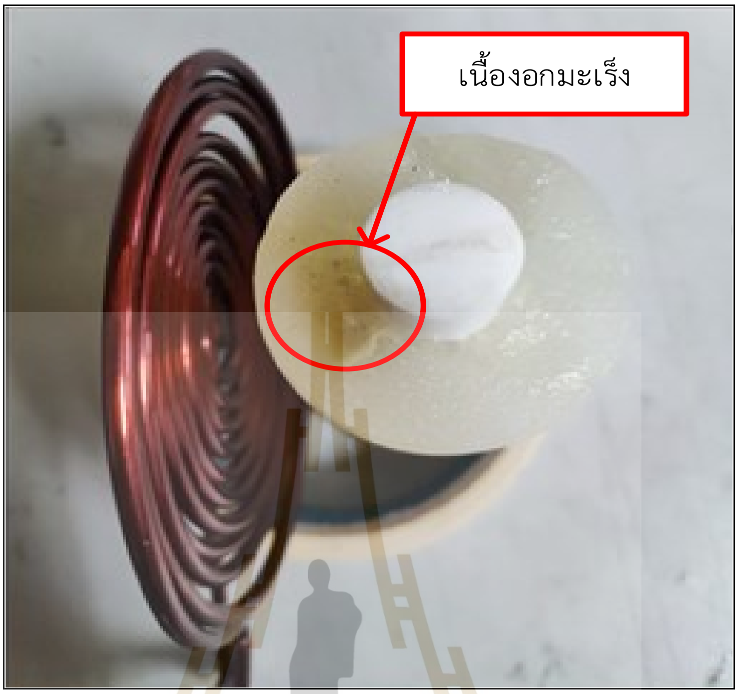
รูปที่ 4.27 กล้องถ่ายภาพความร้อนแบบ TrueIR ยี่ห้อ Keysight Technology รุ่น U5857A



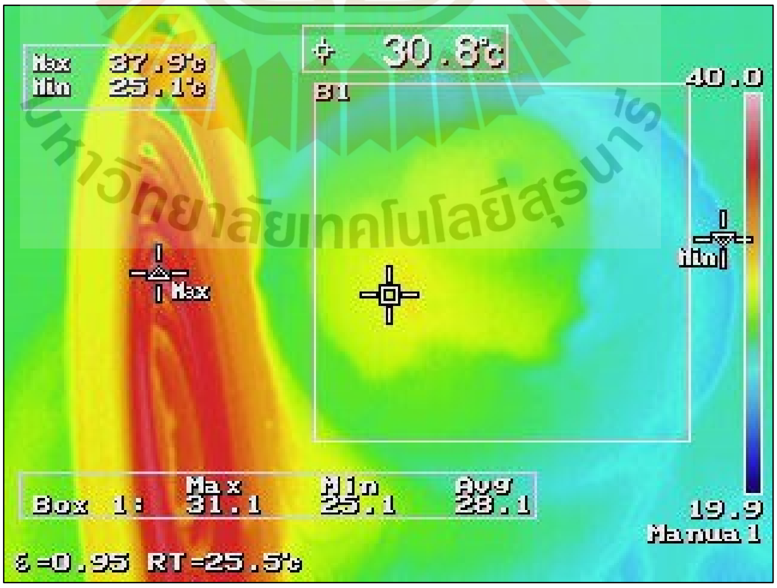
รูปที่ 4.28 ภาพถ่ายความร้อนจากแบบจำลองเนื้อเยื่อก่อนการทดลอง

รูปที่ 4.29 เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่วิทยุที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์

4.4.1 รูปแบบของขดลวดแบบแพนเค้ก

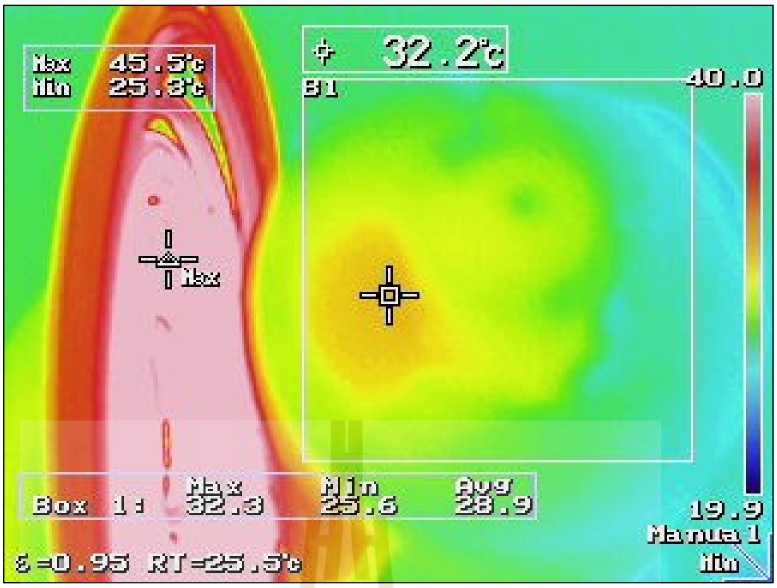


รูปที่ 4.30 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบแพนเค้ก

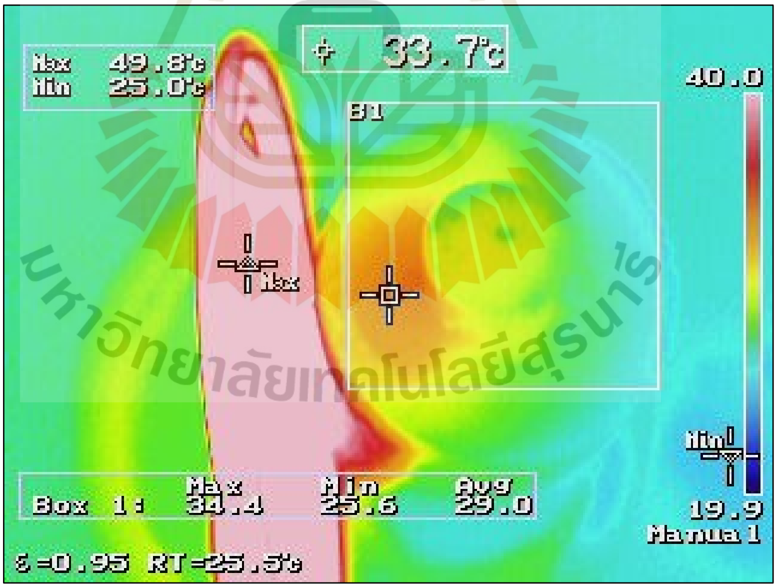


รูปที่ 4.31 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก ที่ระยะเวลา 40 นาที

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

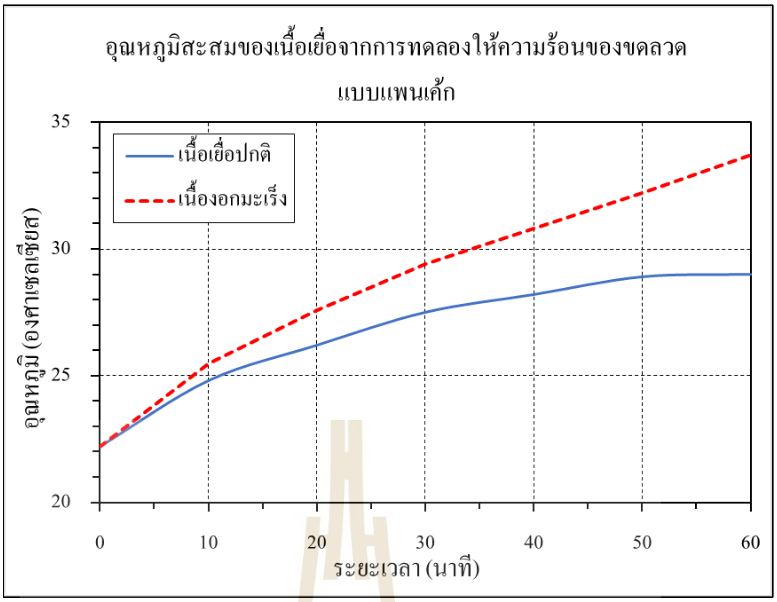


รูปที่ 4.32 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก ที่ระยะเวลา 50 นาที



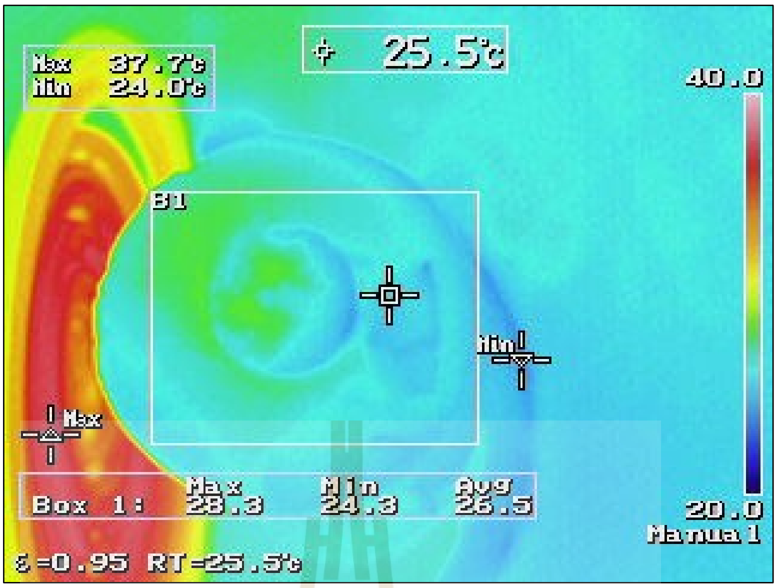
รูปที่ 4.33 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก ที่ระยะเวลา 60 นาที

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

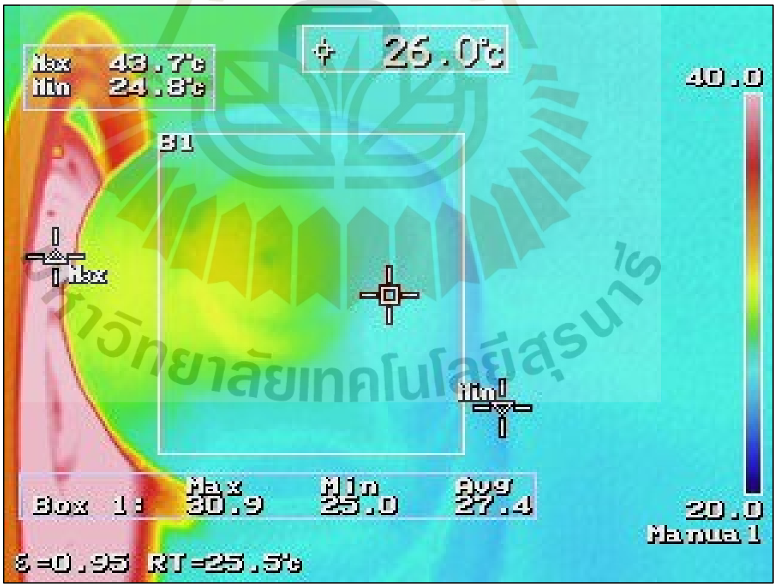


รูปที่ 4.34 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก

รูปที่ 4.35 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา

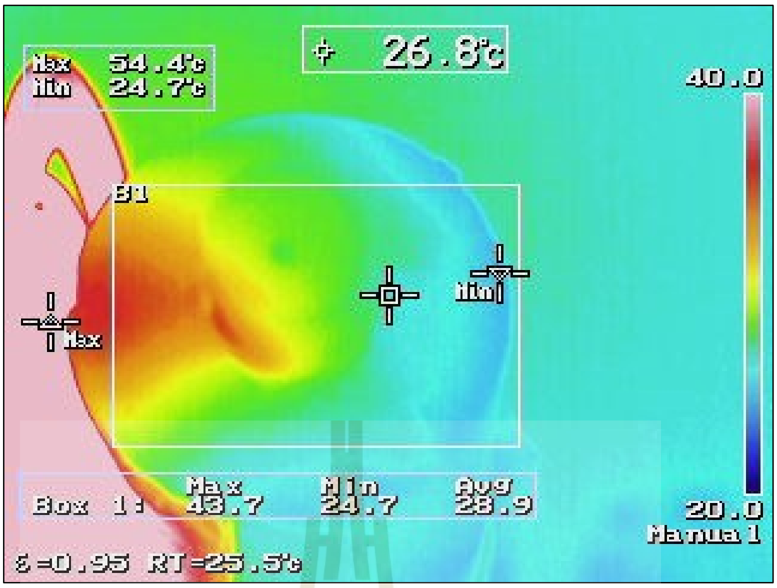


รูปที่ 4.36 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที

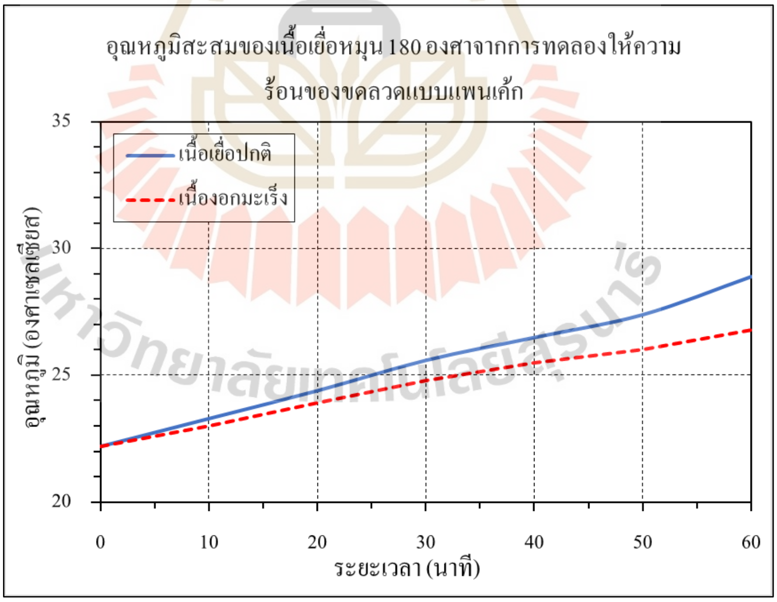


รูปที่ 4.37 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



รูปที่ 4.38 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กหมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที



รูปที่ 4.39 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศาจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก

จากการทดลองให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อจำลองจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้ก เมื่อเปรียบเทียบการวางตำแหน่งของบริเวณที่เนื้องอกมะเร็ง แสดงให้เห็นได้ว่าการวางและจัดมุมในรูปแบบที่ไม่ได้หมุนเนื้องอกของมะเร็ง หรือจัดวางเนื้องอกมะเร็งให้อยู่ใกล้กับด้านที่มีตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบแพนเค้กนั้น สามารถสร้างการสูญเสียในรูปแบบของความร้อนได้ดีกว่าแบบที่มีการหมุนทำมุมให้เนื้องอกของมะเร็งออกห่างไปจากตัวปล่อยคลื่น สรุปได้ว่าการจัดวางของการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบแพนเค้กจะมีประสิทธิ์ภาพสูงสุดเมื่อปล่อยคลื่นในบริเวณฝั่งที่อยู่ใกล้กับเนื้องอกมะเร็ง

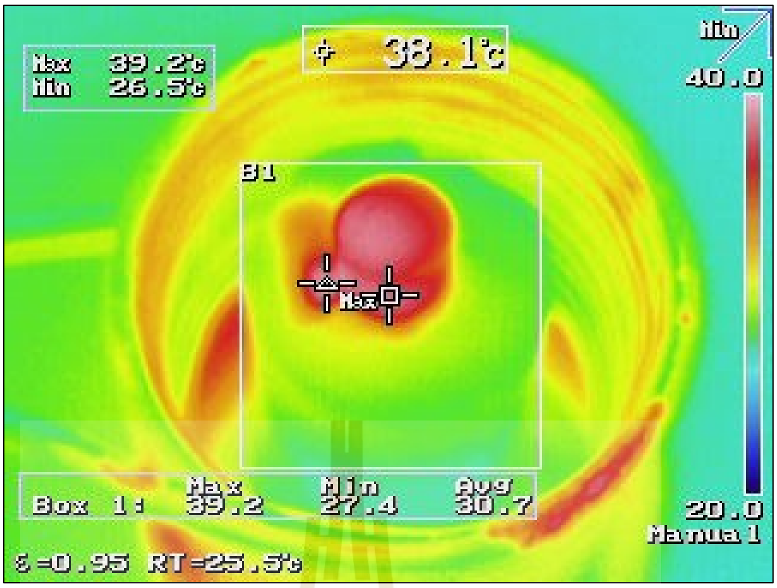
4.4.2 รูปแบบของขดลวดโซลินอยด์

รูปที่ 4.40 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์

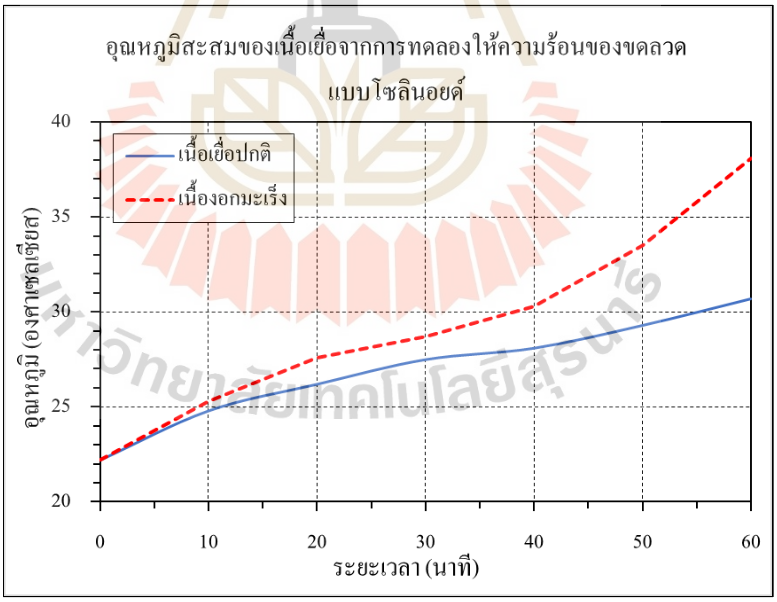
รูปที่ 4.41 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ระยะเวลา 40 นาที

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.42 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ที่ระยะเวลา 50 นาที



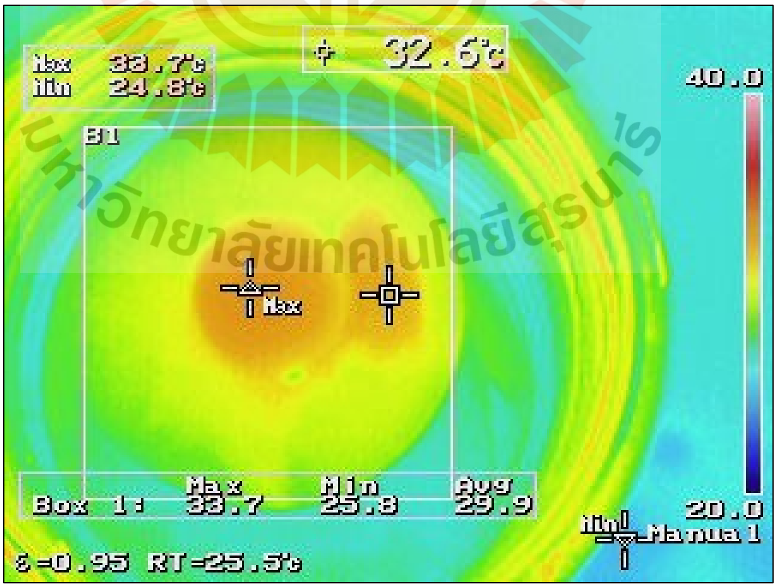
รูปที่ 4.43 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ ที่ระยะเวลา 60 นาที



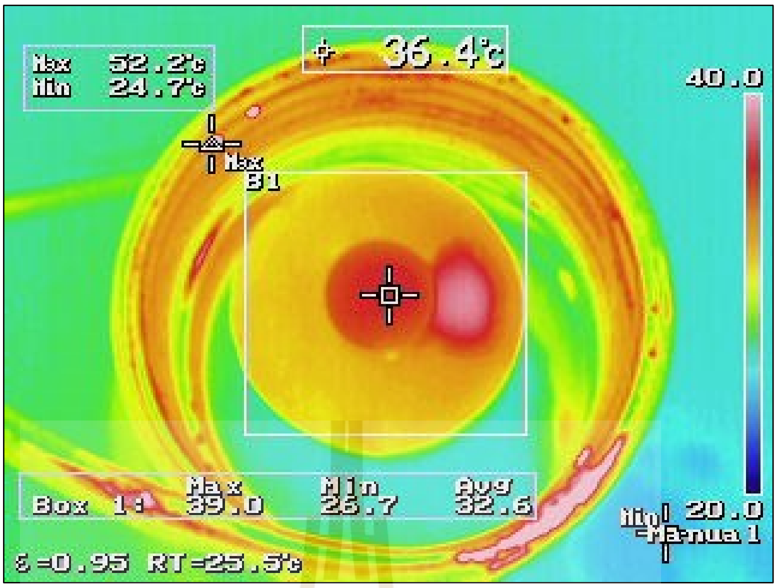
รูปที่ 4.44 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

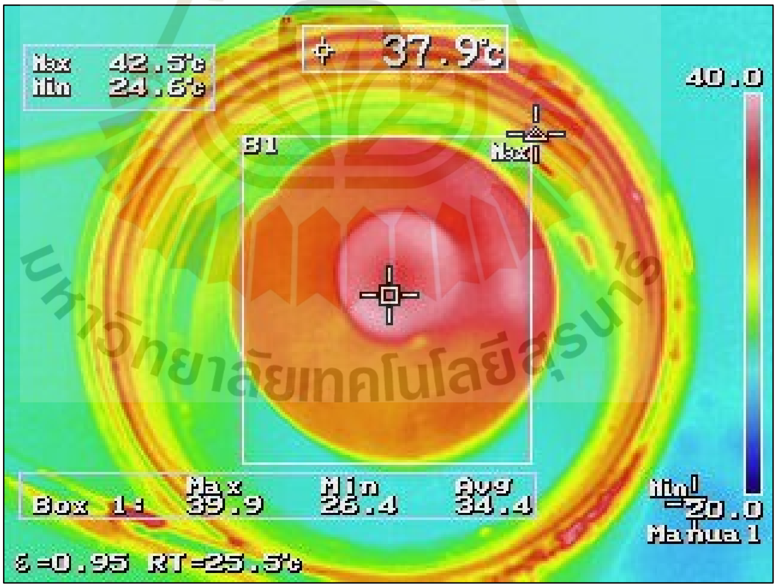
รูปที่ 4.45 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา



รูปที่ 4.46 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที

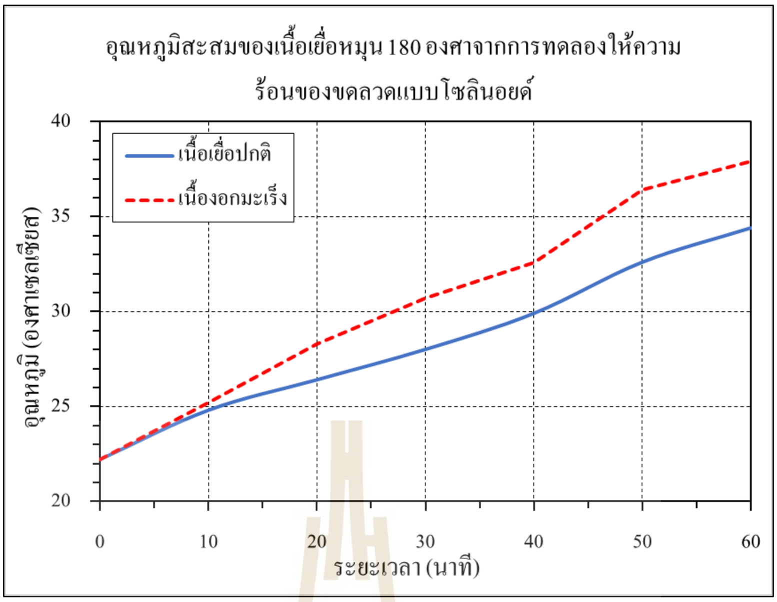


รูปที่ 4.47 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ โซลินอยด์ หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที



รูปที่ 4.48 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ โซลินอยด์ หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที

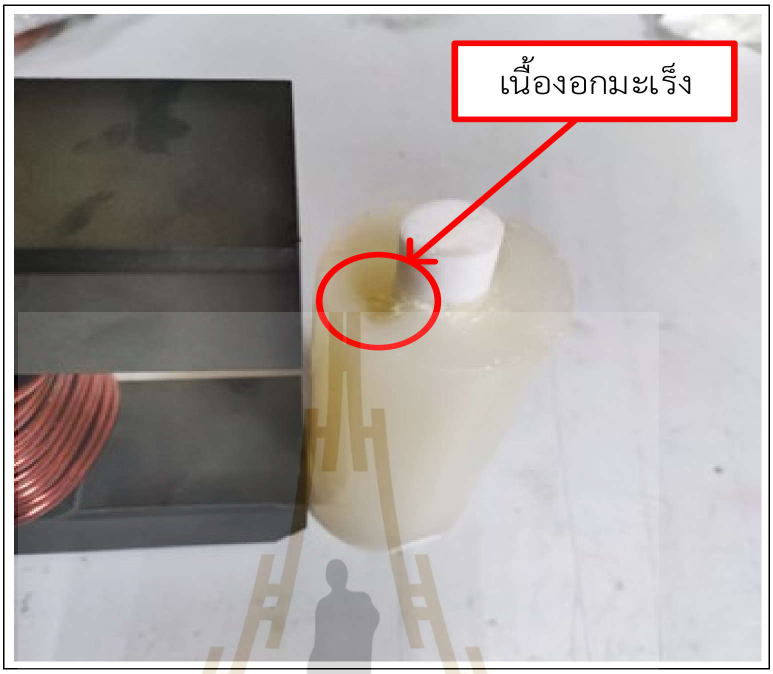
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



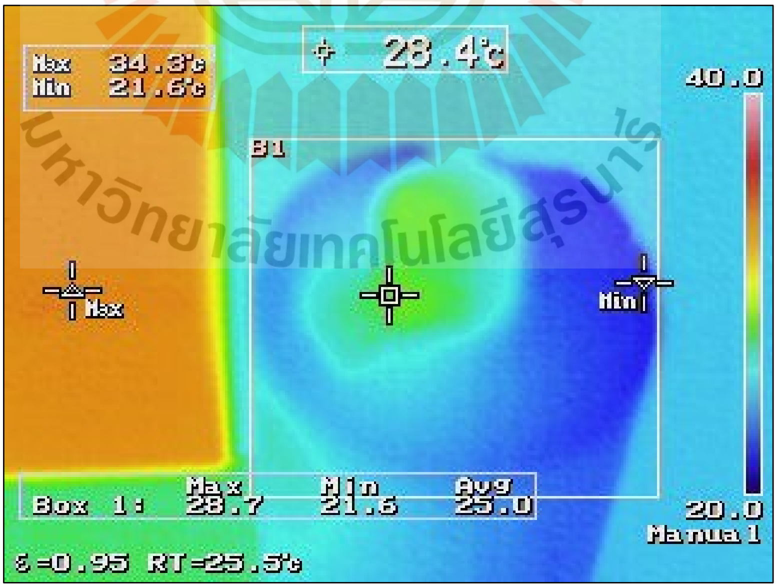
รูปที่ 4.49 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศา จากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์

จากการทดลองให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อจำลองจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์ เมื่อเปรียบเทียบการวางตำแหน่งของบริเวณที่เนื้องอกมะเร็ง แสดงให้เห็นได้ว่าการวางและจัดมุมในแต่ละรูปแบบมีผลของการสร้างพลังงานความร้อนมีค่าแตกต่างกันอยู่เล็กน้อย เนื่องจากขดลวดแบบโซลินอยด์มีความสมมาตร เมื่อมีการหมุนมุมของตำแหน่งเนื้องอกมะเร็งที่แตกต่างกัน สรุปได้ว่าการจัดวางของการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์จะมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกัน เมื่อมีการจัดวางมุมของเนื้องอกมะเร็งในแต่ละรูปแบบ ที่เนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็งอยู่ภายในของตัวปล่อยคลื่นแบบ

4.4.3 รูปแบบขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

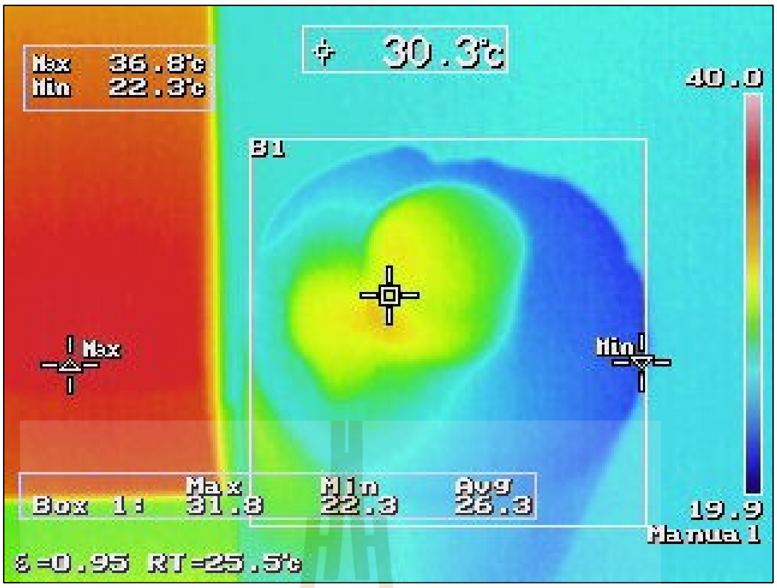


รูปที่ 4.50 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

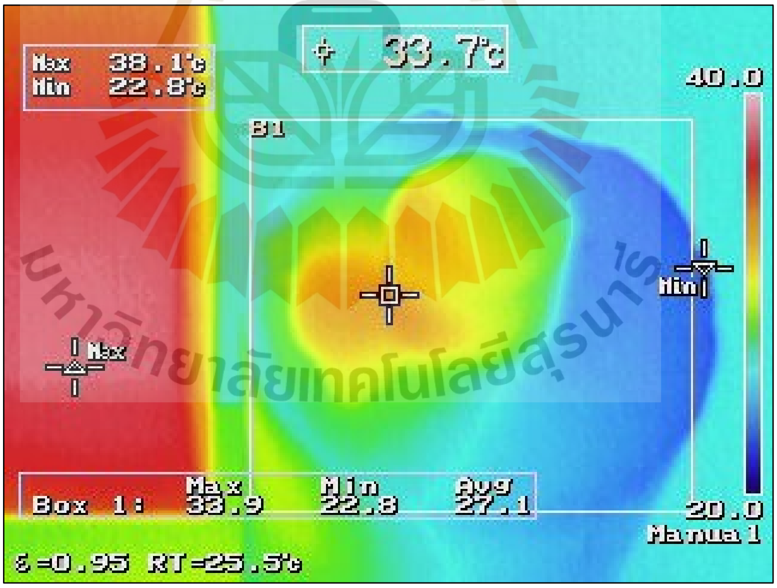


รูปที่ 4.51 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์
บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 40 นาที

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

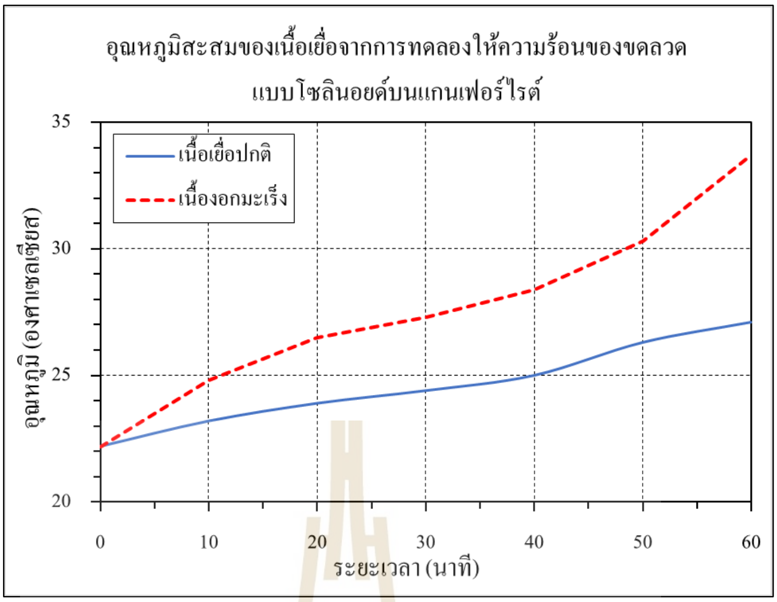


รูปที่ 4.52 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 50 นาที

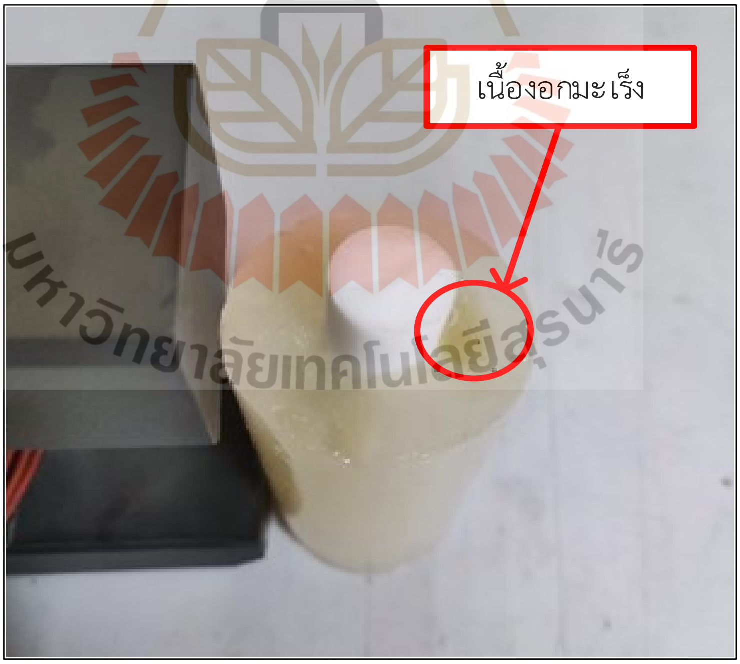


รูปที่ 4.53 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ที่ระยะเวลา 60 นาที

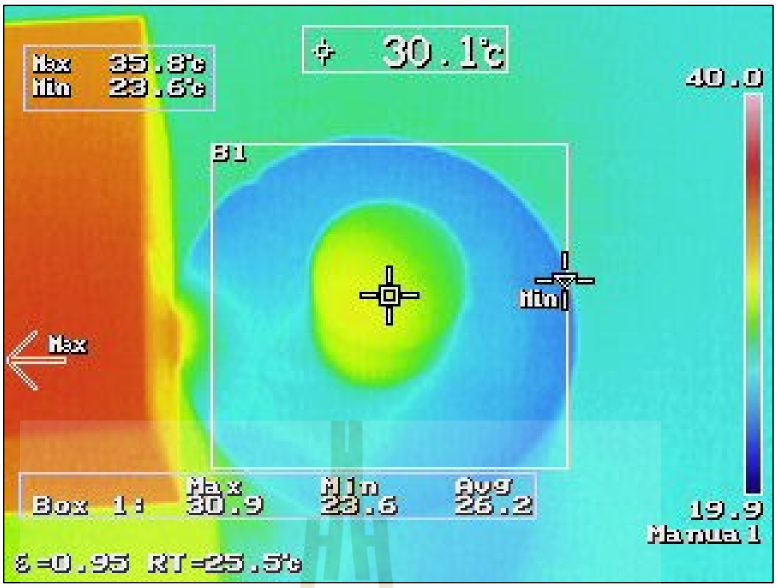
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



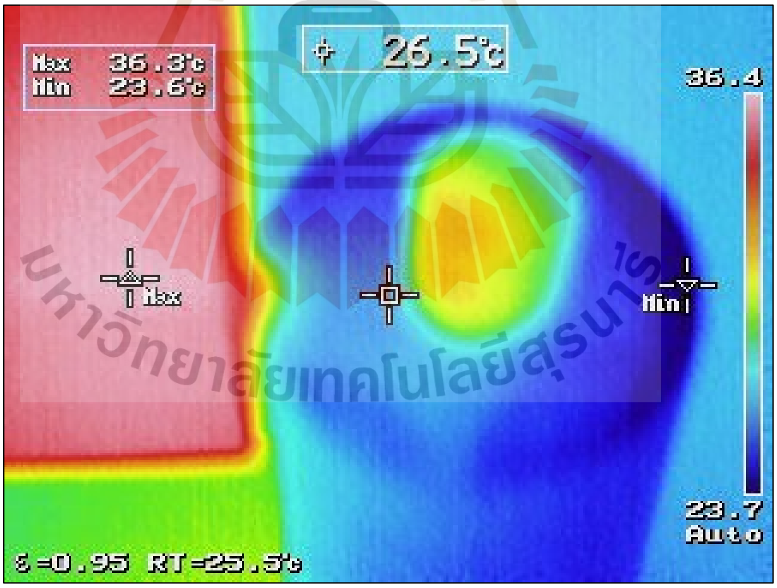
รูปที่ 4.54 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 4.55 รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา

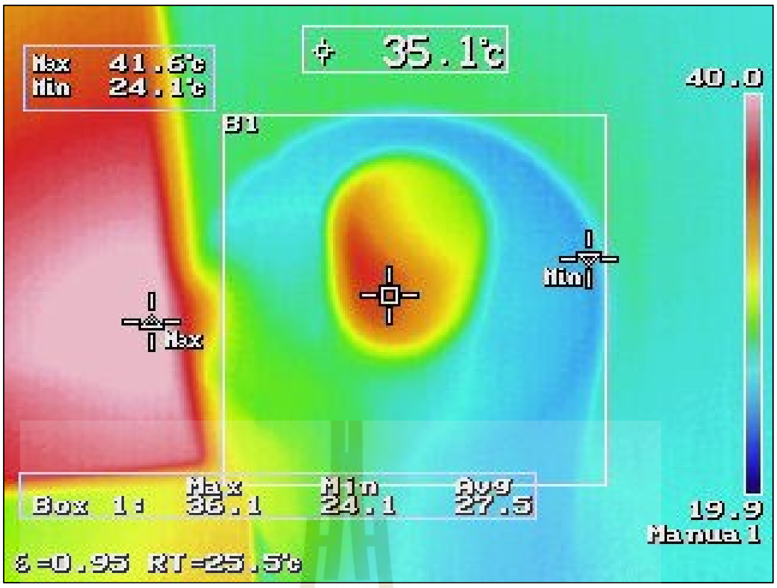


รูปที่ 4.56 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ โซลินอยด์ บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 40 นาที

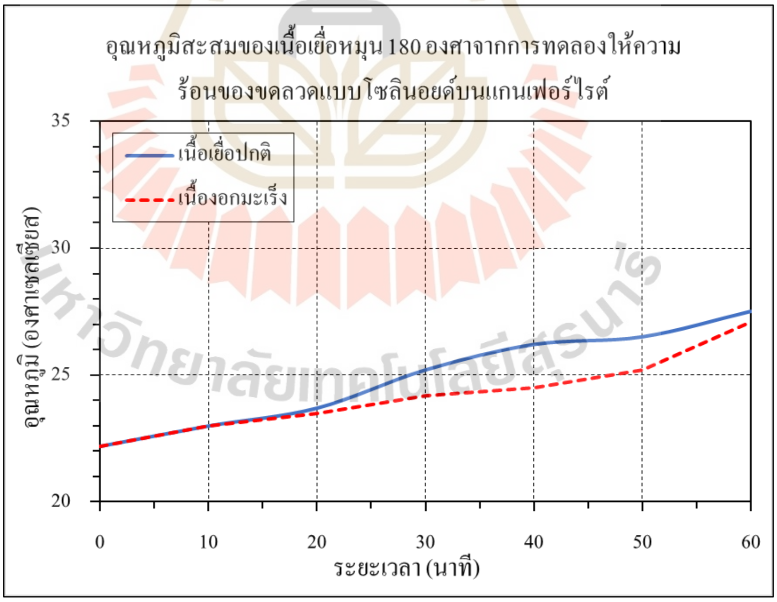


มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รูปที่ 4.57 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ โซลินอยด์ บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 50 นาที



รูปที่ 4.58 ภาพถ่ายความร้อนจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์หมุนเนื้อเยื่อ 180 องศา ที่ระยะเวลา 60 นาที



รูปที่ 4.59 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาและอุณหภูมิสะสมของเนื้อเยื่อหมุน 180 องศาจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์

จากการทดลองให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อจำลองจากการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ เมื่อเปรียบเทียบการวางตำแหน่งของบริเวณที่เนื้องอกมะเร็ง แสดงให้เห็นได้ว่าการวางและจัดมุมในรูปแบบที่ไม่ได้หมุนเนื้องอกของมะเร็ง หรือจัดวางเนื้องอกมะเร็งให้อยู่ใกล้กับด้านที่มีตัวปล่อยคลื่นของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์นั้นสามารถสร้างการสูญเสียในรูปแบบของความร้อนได้ดีกว่าแบบที่มีการหมุนทำมุมให้เนื้องอกของมะเร็งออกห่างไปจากตัวปล่อยคลื่น สรุปได้ว่าการจัดวางของการเหนี่ยวนำผ่านสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์จะมีประสิทธิภาพสูงสุดเมื่อปล่อยคลื่นในบริเวณฝั่งที่อยู่ใกล้กับเนื้องอกมะเร็ง

4.5 สรุป

ในบทนี้ได้กล่าวถึงขั้นตอนของการสร้างตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบต่าง ๆ ที่ได้นำมาใช้ในการทดลองของการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อจำลองด้วยวิธีการเหนี่ยวนำจากสนามแม่เหล็กด้วยความถี่สูง โดยรูปแบบของการสร้างตัวปล่อยคลื่นในแต่ละรูปแบบได้ถูกออกแบบและจำลองผลการตอบสนองต่อความถี่ที่ใช้งานด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ซึ่งได้กล่าวถึงรายละเอียดไว้ในเนื้อหาของบทที่ 3 และนำรูปแบบจากการของออกแบบมาสร้างเป็นตัวปล่อยคลื่นเพื่อนำมาใช้การทดลองปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กความถี่สูง และทำการปรับแก้พารามิเตอร์ เพื่อให้ผลตอบสนองเชิงความถี่ที่วัดด้วยเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย เป็นไปในทิศทางเดียวกับผลที่ได้จากการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ และทำการวัดการเกิดความร้อนจากการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กจากตัวปล่อยคลื่นในแต่ละรูปแบบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอถึงการออกแบบตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง เพื่อทำการบำบัดรักษามะเร็งกระดูก แบบไม่ใช้สารนาโนพาร์ทิเคิลฉีดเข้าไปในเนื้อเยื่อของเซลล์มะเร็ง เพื่อลดการบาดเจ็บในขณะฉีดสารนาโนพาร์ทิเคิลได้ การปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กที่มีความสูงนั้นสามารถเหนี่ยวนำให้ความร้อนกับสารไดอิเล็กตริกในรูปแบบของการดูดซับพลังงาน โดยดูได้จากค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกที่ความถี่ที่ใช้ในการสร้างสนามแม่เหล็ก โดยได้ทำการเปรียบเทียบการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระแสสลับจากตัวปล่อยคลื่นทั้ง 3 รูปแบบ และได้แสดงเห็นถึงความแตกต่างของตัวปล่อยคลื่นแต่ละรูปแบบ โดยทำการสร้างความถี่และกำลังงานของคลื่นวิทยุแบบคงที่ และนำมาป้อนให้กับตัวปล่อยคลื่นแต่ละรูปแบบ

สำหรับผลการทดลองปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กความถี่สูงเข้าไปในเนื้อเยื่อแบบจำลองในการทดลองนี้ได้ใช้แบบจำลองที่มีเนื้อเยื่อปกติและเนื้องอกมะเร็งอยู่ในแบบจำลองเดียวกันแต่มีค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกของในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่แตกต่างกัน และได้ทำการจัดวางตำแหน่งของเนื้องอกมะเร็งให้อยู่ติดกับแบบจำลองของกระดูก เพื่อให้ใกล้เคียงกับรูปแบบการเกิดของเซลล์มะเร็งกระดูก โดยได้ทำการปรับการปล่อยคลื่นความถี่ที่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ กำลังงานสูงสุด 50 วัตต์ ตลอดการทดลอง โดยใช้ระยะเวลาในการทดลองที่ 60 นาทีของการทดลองในแต่ละรูปแบบ โดยใช้อุณหภูมิตั้งต้นของเนื้อเยื่ออยู่ที่ 22.2 องศาเซลเซียส และได้ทำการให้ความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กความถี่สูงผ่านตัวปล่อยคลื่นที่ได้ทำการออกแบบและสร้างขึ้น ซึ่งแสดงให้เห็นได้ชัดเจนว่าตัวปล่อยคลื่นของแต่ละรูปแบบสามารถปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กผ่านไปยังแบบจำลองเนื้อเยื่อ จนทำให้เนื้อเยื่อเกิดความร้อนที่มีอุณหภูมิสูงขึ้นได้ และยังมีความเป็นไปได้ที่จะสร้างความร้อนได้สูงขึ้นไปอีกด้วย ในส่วนของการจัดวางตำแหน่งและมุมของเนื้องอกมะเร็งของในแต่ละการทดลองมีผลต่อการเกิดความร้อนในบริเวณของเนื้องอกมะเร็งเป็นอย่างมาก ซึ่งจากผลการทดลองแสดงให้เห็นได้ชัดเจนว่าตัวปล่อยคลื่นที่มีประสิทธิภาพของการเกิดพลังงานความร้อนมากที่สุด คือ รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์, รูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบแพนเค้ก และรูปแบบการจัดวางของขดลวดแบบโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์ ตามลำดับ และวิธีการจัดวางตำแหน่งของเนื้องอกมะเร็งให้อยู่ใกล้กับจุดปล่อยคลื่นของตัวปล่อยคลื่น จะทำให้การเกิดพลังงาน

ความร้อนจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กมีประสิทธิภาพที่ดีกว่าการจัดวางให้เนื้องอกมะเร็งอยู่ห่างจากตัวปล่อยคลื่น

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

สำหรับปัญหาของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้คือการสร้างเซลล์เนื้อเยื่อจำลอง การสร้างเซลล์เนื้อเยื่อจำลองให้เหมือนกับเนื้อเยื่อจริงนั้นเป็นไปได้ยาก สำหรับการทดลองในวิทยานิพนธ์นี้ได้ทำการสร้างเนื้อเยื่อจำลองโดยได้อ้างอิงค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียของเนื้อเยื่อเพียงอย่างเดียว แต่ในคงามเป็นจริงยังมีค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ ของเนื้อเยื่ออีกจำนวนมาก

สำหรับส่วนของการทดลองการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กให้กับแบบจำลองเนื้อเยื่อโดยใช้ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดโซลินอยด์บนแกนเฟอร์ไรต์มีความแตกต่างจากผลการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์อย่างมาก เป็นเพราะคุณสมบัติของแกนเฟอร์ไรต์ เมื่อนำมาใช้งานจริงกับความถี่สูงมากทำให้แกนเฟอร์ไรต์มีความสามารถในการใช้งานลดลง

5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

สำหรับแนวทางในอนาคตสามารถสร้างการทดลองให้มีความใกล้เคียงกับสภาพแวดล้อมภายในเซลล์ของมนุษย์ได้ เช่น เพิ่มระบบไหลเวียนเลือดในบริเวณตัวเนื้อเยื่อของแบบจำลอง เพื่อลดความร้อนที่ขึ้นกับเนื้อเยื้อแบบจำลองที่เป็นในส่วนของเซลล์ปกติได้ หรืออาจใช้ตัวอย่างเซลล์มะเร็งจากสิ่งมีชีวิตเข้ามาช่วยในการทดลอง เพื่อลดความผิดพลาดในการสร้างเนื้อเยื่อจำลอง

เทคโนโลยีการผลิตแกนเฟอร์ไรต์ในปัจจุบันนั้นมีความสามารถในการใช้งานกับความถี่สูงที่ต่ำมาก ในอนาคตหากมีเทคโนโลยีการผลิตแกนเฟอร์ไรต์ที่สามารถใช้งานร่วมกับความถี่สูงได้ดีจะสามารถใช้งานในการสร้างสนามแม่เหล็กที่มีความถี่สูงได้ดีขึ้น การสูญเสียภายในแกนเฟอร์ไรต์น้อยลงจะทำให้แกนเฟอร์ไรต์สามารถส่งผ่านฟลักซ์แม่เหล็กความถี่สูงได้ นั่นหมายถึงจะทำให้มีประสิทธิ์ภาพการให้พลังงานความร้อนกับเนื้อเยื่อจำลองเห็นผลได้ชัดเจนขึ้นด้วย

เอกสารอ้างอิง

Bert Hildebrandt, P. W. (2002). The cellular and molecular basis of hyperthermia. **Critical Reviews in Oncology/Hematology**. 43(1): 35 - 56.

Byeong-Ho Park, Bong Sig Koo, Young Kon Kim, Moon Kon Kim. (2002). The induction of hyperthermia in rabbit liver by means of duplex stainless steel thermoseeds. **Korean journal of radiolgy**. 3(2): 98 - 104.

de Martel C, G. D. (2020). Global burden of cancer attributable to infections in 2018. **a worldwide incidence analysis. Lancet Glob Health.** 1:180 - 190.

Ferlay J, E. M. (2020). Global Cancer Observatory: Cancer Today. Lyon: International Agency for Research on Cancer.

Holmes, M. C. (1980). Microvascular contributions in tissue heat transfer, In Thermal Characteristics of Tumors: Applications in Detection and Treatment. **Annals. New York Academy of Sciences.** 1: 137 - 150.

Jiayi Liu, N. L. (2013). Local hyperthermia for esophageal cancer in a rabbit tumor model: Magnetic stent hyperthermia versus magnetic fluid hyperthermia. **Oncology Letters. 1:** 1550 - 1558.

Kim JH, Hahn EW, Ahmed SA. (1982). Combination hyperthermia and radiation therapy for malignant melanoma. **Cancer.** 50(3): 478 - 482.

L.M. Jiji, S. W. (1984). Theory and experiment for the effect of vascular microstrueture on surface tissue heat transfer-Part II: Model formulation and solution. **ASME Y. Biomeeh. Eng.** 1: 331 - 341.

Lienhard, J. (2005). **A Heat Transfer Textbook.**

Martellosio, A. P. (2017). Dielectric Properties Characterization from 0.5 to 50 GHz of Breast Cancer Tissues. **EEE Transactions on Microwave Theory and Techniques.** 1:998 - 1011.

Medthai. (2017). มะเร็งกระดูก (Bone cancer) อาการ & การรักษาโรคมะเร็งกระดูก 10 วิธี !. **https://medthai.com/มะเร็งกระดูก.**

MSI Automation, Inc. (2018). MAGNETIC NANOPARTICLE HYPERTHERMIA INSTRUMENT. **http://www.msiautomation.com/magnetichyperthermiafornanoparticleheating.html.**

National Cancer Institute. (2015). What Is Cancer?. **https://www.cancer.gov/about-cancer/understanding/what-is-cancer?redirect=true.**

Olivier Sandre, C. G. (2017). In Vivo Imaging of Local Gene Expression Induced by Magnetic Hyperthermia. **Genes.**

Ottewell, Penelope D. (2016). The role of osteoblasts in bone metastasis. **Journal of Bone Oncology.** *5*(3): 124 - 127.

Pennes, H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting human forearm. **J. Appl. Physiol.** 1: 93 - 122.

Riadh W. Y. Habash, R. B. (2006). Thermal Therapy, Part 2:. **Biomedical Engineering.** 34(6): 491 - 542.

S Gabriely, R. W. (1996). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. **Phys. Med. Biol.** 1:2271-2293.

S. Weinbaum, L. J. (1984). Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer-Part I: Anatomical foundation and model conceptualization. **ASME J. Biomeeh. Eng.** 1: 321 - 330.

Weilbaecher, K.N., Guise, T.A., McCauley, L.K. (2011). Cancer to bone: A fatal attraction. **Nature Reviews Cancer.** 11(6): 411 - 425.

Weinberg, Robert A. (1996). How cancer arises. **Scientific American.** 275(3): 62 - 70.

Wissler, E. H. (1998). Pennes' 1948 paper revisited. **Journal of Applied Physiology.** 85(1): 35 - 41.

World Health Organization. (2021). Cancer. https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer.

Yang, D., Converse, M. C., Mahvi, D. M., & Webster, J. G. (2007). Expanding the Bioheat Equation to Include Tissue Internal Water Evaporation During Heating. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering.** 54(8): 1382 - 1388.

ร.ศ. น.พ.อภิชาติ อัศวมงคลกุล. (2011). มะเร็งกระดูก. http://www.si.mahidol.ac.th/sidoctor/e-pl/articledetail.asp?id=851.

ภาคผนวก ก

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Metharak Jokpudsa, Supawat Kotchapradit, Chanchai Thongsopa, Thanaset Thosdeekoraphat. (2019). **Analysis of high-frequency C-core magnetic flux leakages for bone tumor with induction heating by using multi-coil.** 17th International Conference on Microwave and High Frequency Heating (AMPERE 2019). 113-119.

Supawat Kotchapradit, Metharak Jokpudsa, Manot Mapato, Chanchai Thongsopa. (2020) . **Implementation of High-Frequency Dielectric Heating System for Breast Cancer Treatment.** 2020 IEEE MTT-S International Microwave Biomedical Conference (IMBioC 2020).

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

17th International Conference on Microwave and High Frequency Heating
Valencia, Spain, September 9-12, 2019
AMPERE 2019
ISBN: 978-84-9048-719-8
DOI: http://dx.doi.org/10.4995/Ampere2019.2019.9900

ANALYSIS OF HIGH-FREQUENCY C-CORE MAGNETIC FLUX LEAKAGES FOR BONE TUMOR WITH INDUCTION HEATING BY USING MULTI-COIL

Metharak Jokpudsa, Supawat Kotchapradit, Chanchai Thongsopa, Thanaset Thosdeekoraphat

School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima 30000, Thailand
m6040062@g.sut.ac.th

Keywords: high-frequency magnetic core, multi-coil induction heating, bone tumor

High-frequency magnetic field has been developed pervasively. The induction of heat from the magnetic field can help to treat tumor tissue to a certain extent. Normally, treatment by the low-frequency magnetic field needed to be combined with magnetic substances. To assist in the induction of magnetic fields and reduce flux leakage [1]. However, there are studies that have found that high frequencies can cause heat to tumor tissue [2]. In this paper present, a new magnetic application will focus on the analysis of the high-frequency magnetic nickel core with multi-coil. In order to focus the heat energy using a high-frequency magnetic field into the tumor tissue. The magnetic coil was excited by 915 MHz signal and the combination of tissues used are muscle, bone, and tumor as shown in table 1. The magnetic power on the heating predicted by the analytical model in Fig. 1, the power loss density ($2.98e^{-6}$ w/m^3) was analyzed using the CST microwave studio.

Table 1. Material properties of tissue in simulation.

Tissue	Density (kg/m^3)	Conductivity (σ, S/m)	Heat capacity (kJ/K/kg)
Muscle	1050	0.37	3.54
Bone	1040	0.13	1.3
Tumor	1050	2.7	3.82

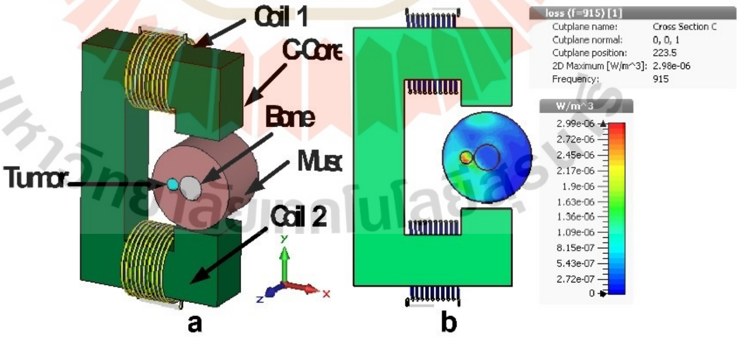


Fig. 1. a) Magnetic induction with multi-coil design and b) power loss density in tissue.

CC BY NC ND

Introduction

Cancer is the leading cause of death in the world. Cancer is a genetic disease that can be inherited from parents to children. Cancer tissue is caused by some changes in genes. Cancer cells are divided rapidly and cannot be controlled. Causing tumors in the body. The tumor is divided into 2 types, Is benign tumors and malignant tumors. Benign tumors will have a mild disease that does not spread to other organs. Malignant tumors will destroy the cells of the organ. And spread to neighboring organs and can also spread through the bloodstream or the lymphatic system to other organs throughout the body such as lungs, liver or bones [3,4]. Bone cancer can occur with bones in all parts of the body. Most of it occurs in the bones that are long, such as the bones, arms, and legs. Bone cancer makes the bones that are close to the cancer cells very strong. Causing the bones to break easily Bone cancer can be divided into 2 types, Primary bone cancer and Secondary bone cancer the primary bone cancer begins to cause abnormalities in the cells that are attached to the bone. And secondary bone cancer will cause abnormalities of cells from other places Is already another type of cancer and the spread of cancerous tissue to the bone [5].

Due to the above treatment has many side effects and use the time to rest the floor for a long time the authors, therefore, propose methods of treatment with hyperthermia. Is a method of heating within cancer cells used for primary bone cancer in the early stages without damage to normal tissues. Hyperthermia therapy uses the principle of high-frequency transmission. Induce the target tissue to increase the temperature up to 42-43 °C [6]. For a period of not less than 40 minutes, the cancerous tumor will be destroyed. Causing cancer cells to atrophy cannot grow and spread to other parts of the body within the primary cancer cells there is a large concentration of blood vessels. Causing poor blood circulation like normal body cells which will make the cancer cells sensitive to temperature changes and retain heat the form of cancer treatment by heat therapy has many characteristics, such as radio frequency, microwave, or ultrasonic waves. The main components of the system of heat treatment include Generator, Computer, Applicator, and feedback temperature to process on the computer in order to be able to control the temperature within the cancerous tumor [7].

Treatment of malignant tumor cells by heating with magnetic fields. In most cases, magnetic nanoparticles are added into the target tissue as well to increase the induction of heat. Can use hyperthermia treatment in combination with other forms of treatment for better performance [8,9]. In the past year, people have designed the magnets for magnetic hyperthermia applications in large models. In the form of a c-core magnetic core using a frequency of 200 kHz [10]. The selection of frequencies will affect the heating of the tissues for the hyperthermia system at a very high frequency. It is necessary to have magnetic nanoparticles. Helps to cause heat Because the normal tissue of the body has the ability to absorb magnetic fields is not good. But if using high frequency, the heat generated from eddy current can be achieved and can generate enough heat to destroy cancerous tumor cells without having to give magnetic nanoparticles enter the body before hyperthermia heat.

Materials and Methods

For winding the coil on the ferrite core in a circular motion when a current is supplied to the coil, where the core made from the ferromagnetic material causes the intensity of the magnetic field Increased from zero. Which the density of this magnetic force line will increase until the density of the magnetic force line is constant which are saturated.

 BY NC ND

17th International Conference on Microwave and High Frequency Heating
Valencia, Spain, September 9-12, 2019
AMPERE 2019

Calculations for magnetic circuits have a calculation principle similar to the calculation of electrical circuit from Ampere's Law. If there is no effect of the leakage line outside the ferrite core. And the magnetic force line is constant in the ferrite core along the length of the ferrite core, resulting in the density of the magnetic force line constant. And when the ferrite core has air gap in Fig. 2.

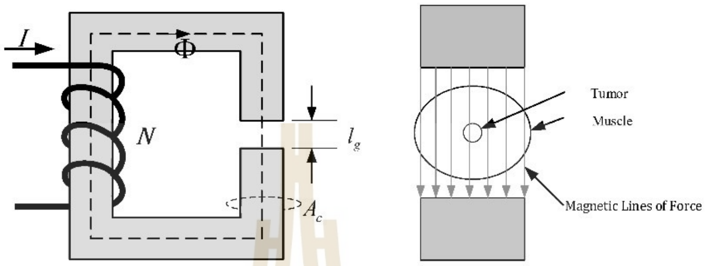


Fig. 3. a) The Schematic of c–core magnetic induction heating system.
b) Modeling the muscles between the air gap.

will receive the magnetic force equation within the magnetic core and in the air gap as

$$\Phi = \frac{NI(\mu_0 A_c)}{l_g} \tag{1}$$

where Φ is magnetic lines of force (Wb), N is number of turns (Turns), I is current (A), μ_0 is permeability of free space (H/m), A_c is cross-sectional area of ferrite core (m^2), and l_g is the length of air gap. Therefore, the density of the magnetic force line moving through this air gap can be obtained from equation 2, but the area where the magnetic force line moves through this air area is uncertain. Which will vary according to the length of the air and will change according to the pattern of the cross-sectional area of the magnetic core as well

$$H = \frac{\Phi}{\mu_0 A_g} \tag{2}$$

where H is magnetic flux density (Wb/m^2). Induction heating is heated by the magnetic force that moves through the ferrite core. The basic properties of human tissue are the infiltration of the magnet near the vacuum. Causes the magnetic field to have a slight effect on the heat generated by human tissue. A common method for creating magnetic stimulation models from Ampere's Circuital Law with the Coulomb gauge [11]. Will receive the magnetic field produced by the coil current and modified using the equation of Laplace vector

$$-\nabla^2 A = \mu_0 \times J \tag{3}$$

where J is the current density vector that flows within the source coil and A is the vector magnetic potential ($H = \frac{1}{\mu_s} \nabla \times A$). High frequency alternating magnetic field produces heat

BY NC ND

inside the body. When the magnetic is present, eddy currents conductive power loses. Which is created from the current density vector shown as [12]

$$P = \frac{J^2}{\sigma} \tag{3}$$

where P is power density (W/m^3), and σ is conductivity of tissue (S/m).

In human body has a circulatory system, there are a lot of blood vessels in many parts of the body. The circulatory system will maintain the body's temperature and pH. The circulatory system will have blood as a heat carrier. In which the blood is liquid consisting of blood, red blood cells, white blood cells, and platelets. Which the heart functions through the tube system when there is a part of the body that has abnormal temperature from other parts the circulatory system will adjust the body temperature. Where the heart will pump blood throughout the body consisting of various parts to transfer heat through the blood to various parts of the body and make the body temperature balance. The Penne's heat equation is the basis of the heat diffusion equation. Which is used very well for heat transfer of various biological tissues [13-14]. The Penne's equation combines the main factors that affect temperature change only. Which there are some factors that are not used in the calculation will get the equation of heat dissipation as equation [15]

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + \rho_B C_B \omega_B (T - T_B) + A + P \tag{3}$$

where ρ is tissue density (kg/m^3), C is specific heat of tissue (J/kg°C), T is temperature of tissue (°C), t is time (s), k is heat conduction of tissue (W/m°C), ρ_B is blood density (kg/m^3), C_B is specific heat blood (J/kg°C), ω_B is blood distribution rate (Hz), T_B is temperature of blood (°C), and A is heat from the energy metabolism of the body (W/m^3). For this experiment, it is not thought of as the heat from the energy metabolism of the body fields because of the small amount compared to the results from other parts.

The design of the ferrite core in the form of a c-core with air space the c-core ferrite core is a loop. There is a section that allows the magnetic force line to move through the airless. Causing the loss of the magnetic force line as well and the air gap is the direct release of the magnetic field to the simulation tissue causing the c-core ferrite core to have a very small loss. The purpose of the use is a set of magnetic fields created for the human body in the organ that found bone cancer by focusing on the bones, arms and leg bones, so the size of the ferrite core that acts as a magnetic resonator must be the size that is appropriate for that particular organ. Therefore, designed the size of the ferrite core to be the form of c-core, the size that can control the part of the human arm and has the shape of the model and size shown as Fig. 4.

CC BY NC ND

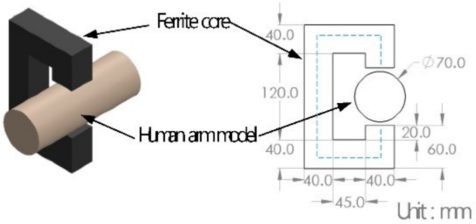


Fig. 4. The analytical model of c–core magnetic induction heating system.

Results

In this section, we investigate the magnetic flux density, which can be controlled by c–core magnetic induction heating system. In order to resolve the problem of the heating region and local heating can be controlled by varying the air gap size of the c–core magnetic induction system. Moreover, the investigation showed that the position of the heating region can be relocated by changing the position of the tumor tissue with c–core magnetic induction system in the x-axis direction. The construction of c–core magnetic induction heating system to verify the field distribution on the heating model, full wave 3-D numerical simulation was performed using the finite difference time domain method.

From these theoretical investigations, one effective method to control a heating region in the bone was found. Hence, the temperature in the heating body can be controlled by the size of the air gap size of the c–core magnetic. Electric loss density for the heating model was evaluated. The ferrite core is excited by 915 MHz signal. The air gap sizes in the simulation are 5 cm. Electric loss density images for heating region shown in Figure 5.

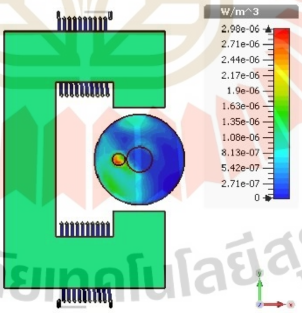


Fig. 5. power loss density in tissue in left-position.

cc BY NC ND

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Fig. 5 the simulation results show that the heating efficiency is related to the c–core magnetic. It can be seen that the maximum heat occurs between c–core magnetic in the position of tumor tissue. Furthermore, the result of c–core magnetic also has a role in reducing heat distribution in neighboring tissues of breast phantom but midpoint heating are increasing. As mentioned, if the diameter of the tumor tissue is changed as left, right and center. The distributions of the power absorption per volume are changed as shown in Fig. 6

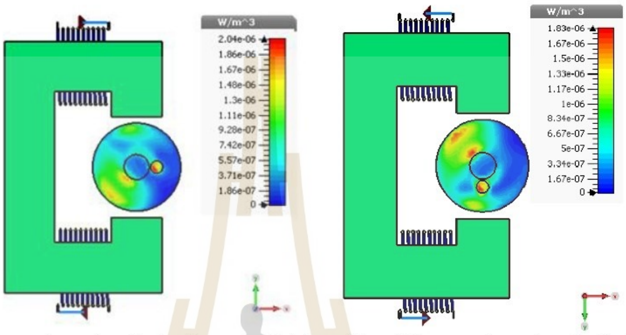


Fig. 6. a) power loss density in tissue in right-position, b) power loss density in tissue in center-position.

According, Fig. 5, and 6 the heating results show that the efficiency is related to the tumor tissue position, which the maximum heating area was inside the bone.

Conclusion

In this paper, the induction heating for hyperthermia with high-frequency c–core magnetic system was conducted to determine the heat distribution in the dielectric loads or tumor tissue. For analyzing the process, the c–core magnetic was excited by frequency 915 MHz, Then the c–core magnetic is considered by an air gap to investigate the difference of power loss density in the dielectric material. The simulation found that power loss density can be increased while the heating area is narrowed. Nevertheless, the power loss density changes as a function of tumor tissue diameter also. This research is believed to be effectively applied to control the size of the heating area for hyperthermia cancer treatment.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Acknowledgment

This work was supported by Suranaree University of Technology (SUT) and by the Office of the Higher Education under NRU project of Thailand

CC BY NC ND

References

[1] S. L. Ho, S. Niu and W. N. Fu, *Design and Analysis of Novel Focused Hyperthermia Devices.IEEE Transactions on Magnetics*, 2012, **48**, no. 11, 3254-3257.

[2] A. Ishikawa and Y. Nikawa, *New microwave heating methodology with noninvasive temperature measurement using Magnetic Resonance equipment. The 40th European Microwave Conference*, 2010, **40**, 1441-1444.

[3] Ottewell, Penelope D., *The role of osteoblasts in bone metastasis. Journal of Bone Oncology*, 2016, **5**, no. 3, 124–127.

[4] Weilbaecher, K.N., Guise, T.A., McCauley, L.K., *Cancer to bone: A fatal attraction. Nature Reviews Cancer*, 2011, **11**, no. 6, 411-425.

[5] Weinberg, Robert A., *How cancer arises. Scientific American*, 1996, **275**, no. 3, 62-70.

[6] Luk, K.H., Hulse, R.M., Phillips, T.L., *Hyperthermia in cancer therapy. Western Journal of Medicine*, 1980, **132**, no. 3, 179-185.

[7] R. B. Riadh W. Y. Habash, *Thermal Therapy Part 2: Biomedical Engineering*, 2016, **34**, no. 6, 491-542.

[8] Shah, B.P., Pasquale, N., De, G., Tan, T., Ma, J., Lee, K.-B., *Core-shell nanoparticle-based peptide therapeutics and combined hyperthermia for enhanced cancer cell apoptosis. ACS Nano*, 2014, **8**, no. 9, 9379-9387.

[9] Tonthat, L., Yamamoto, Y., Aki, F., Saito, H., Mitobe, K., *Thermosensitive Ferromagnetic Implant for Hyperthermia Using a Mixture of Magnetic Micro-/Nanoparticles. IEEE Transactions on Magnetics*, 2018, **54**, no. 7.

[10] Nomura, S., Isobe, T., *Design Study on High-Frequency Magnets for Magnetic Hyperthermia Applications. IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 2018, **28**, no. 3.

[11] W.Wang and S. R. Eisenberg, *Athree-dimensional finite elementmethod for computing magnetically induced currents in tissues. IEEE Trans. Magn.*, 1994, **30**, no. 6, 5015–5023.

[12] A. Miaskowski and B. Sawicki, *Magnetic Fluid Hyperthermia Modeling Based on Phantom Measurements and Realistic Breast Model. IEEE transactions on bio-medical engineering*, 2013, 60, no. 7, 1806-1813.

[13] J. Lienhard, *A Heat Transfer Textbook*, 2005.

[14] E. H. Wissler, *Pennes' 1948 paper revisited. Journal of Applied Physiology*, 1998, **85**, no. 1, 35-41.

[15] D. Yang, M. C. Converse, D. M. Mahvi and J. G. Webster, *Expanding the Bioheat Equation to Include Tissue Internal Water Evaporation During Heating. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, **54**, no. 8, 1382-1388.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Implementation of High-Frequency Dielectric Heating System for Breast Cancer Treatment

Supawat Kotchapradit[1], Metharak Jokpudsa[2], Thanaset Thosdeekoraphat[3], Manot Mapato[4], Chanchai Thongsopa[5]
School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology
Nakhonratchasima, Thailand
[1]d5740253@g.sut.ac.th

***Abstract*— This paper presents a high-frequency dielectric heating system for breast cancer treatment. The power loss density (W/m3) was investigated with a curved plate applicator by 3D simulation. The dielectric constant and loss factor of tumor tissue provides 55.25 and 19.8, respectively. This dielectric heating system was implemented based on the high power signal generator 2450 MHz, which is designed by a series resonance circuit with an LC matching element. The dielectric properties of breast phantom and tumor tissue were performing by open-ended coaxial dielectric probe kit connected to a vector network analyzer that can be operated in the range of 1 – 10 GHz. The impedance matching was measured in breast phantom as a surrogate tumor tissue with an applicator. The heat distribution on tumor tissue was measured using IR cameras. The parameters of microwave DC input power 180 W, efficiency about 30 %, and get power at 60 W (47.82 dBm) to generate a stabilized temperature between 39 – 42 °C.**

***Keywords*— Microwave technology, Heat treatment, Dielectric heating.**

I. Introduction

Non-invasive hyperthermia is prevailing in breast cancer treatment. The primary purpose of hyperthermia is to increase the tumor temperature up to around 42 – 43 °C for a sufficient time more than 30 to 60 minutes while keeping the surrounding tissues temperatures below 42 °C [1]. Typically, this is performed in the range of (ISM) band 433 MHz, 915 MHz, and 2450 MHz. Nevertheless, the high frequency configuration is insufficient to penetrate enough thermal energy to the tumor tissue. The high frequency is suitable for the superficial performance of the tumor located penetrating less than 3 cm in tissues [2]. Alternatively, dielectric heating offers an exciting new therapeutic avenue. There is significant research proposing methods for tissue penetration. The dielectric systems working is significantly penetration depth while the radiative superficial insufficient penetration [3]. Previous studies using sample tissues have found that breast tumor has dielectric properties that respond to microwave frequencies. The material tested was made using a coaxial probe between 0.5 – 50 GHz [4]. This studies was described a tumor tissue that is measured have a dielectric loss factor (ε'') of approximately 20 at 2450 MHz. Similarly, the dielectric properties of the breast phantom, verified by measuring the agar phantom with open-ended coaxial probe kit (N1501A, Keysight Technology) between 1 – 10 GHz. This property involves the efficiency to heat up tumors with the high power frequency source at 2450 MHz [5]. In this work, we present thermal treatment to tumor tissue using dielectric heating system to improve the penetration depth of breast tissue. The curved plate applicator will be modeled using a series resonance circuit and will be able to determine the frequency response capability based on the dielectric properties of the breast phantom at 2450 MHz. This demonstrates the ability to heat the deep inside of a realistic breast model by analyzing matching impedance as the dielectric heating system.

II. Materials and Methods

A. Analysis and Temperature Distribution

The bio-heat transfer equation can be solved for the temperature distribution in loss media from by assuming the loss media is a breast tissues. It can be expressed as follows

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \alpha P \qquad (1)$$

$$R_T = \frac{k_t}{\rho C_P} \qquad (2)$$

Where T is the temperature (°C), t is the heating time period (s), R_T is the distribution temperature (m2/s), k_t is the thermal conductivity of tissue (W/m°C), ρ is the local physical density of tissue (kg/m3), C_P is the specific heat capacity of an object (J/kg°C), α is the correction coefficient: ($\alpha = 1/\rho C_P$), *and* P is the power loss density (W/m3):

$$P = 5.536 \times 10^{-11} f E^2 \varepsilon'' \qquad (3)$$

The power loss density was calculated from dielectric loss factor (ε''), E is the electric field V/cm, and f is the frequency (Hz). The simulated and experimental models of dielectric heating were conducted by analyzing the power loss density of the plate applicator.

B. Simulation setup

The analytical model of dielectric applicator system in the 3D simulation was performed based on 2450 MHz. The properties of the tissue was defined using the breast phantom model consisting of fat and tumor (12 mm) tissue are provided in Tab. 1. The analytical model of the applicator includes

plates length (l, 60 mm), copper thickness (1 mm), plates width (20 mm), breast phantom width (D, 60 mm) and height (h, 25 mm), plate has a curvature of angle θ = 60 ° as shown in Fig. 1.

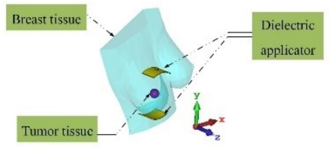


Fig. 1. Analytical model of the dielectric applicator.

TABLE I. SUMMARY OF MATERIAL PROPERTIES AT 2450 MHZ

Tissue	Permittivity (ε_r)		Thermal Property		
	Dielectric constant (ε')	***Loss factor (ε")***	***Conductivity (σ, S/m)***	***Density (ρ, kg/m3)***	***Specific heat (C_P, J/kg°C)***
Breast	5.60	0.29	0.04	900	3500
Tumor	55.25	19.80	0.80	1050	3500

C. Concept of applicator for dielectric heating system

In this section, the design of the curved plate applicator was performed by a series resonance circuit models, as shown in Fig. 2 The plate itself acts as a capacitor in the series resonance circuit. In calculation, used for resonance frequency at 2450 MHz, L = 168 nH, and C = 0.025 and Fig. 3 shows the dielectric applicator designed.

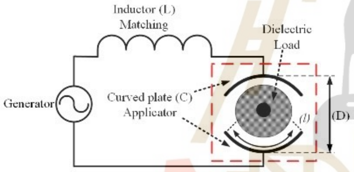


Fig. 2. Schematic of series resonance circuits consist of plate applicator.

Fig. 3. Construction of the curved plate applicator.

D. Dielectric properties of breast phantom

The dielectric properties of breast phantom and tumor tissue samples at 2450 MHz are listed in Tab. 2, were measured using open-ended coaxial dielectric probe kit (N1501A, Keysight Technology) and connected to a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology). The calibration set frequency was between 1 – 10 GHz (see Fig. 4 for setup).

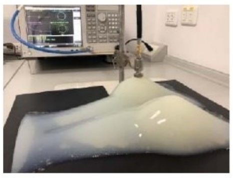


Fig. 4. Measurement setup for dielectric properties.

TABLE II. THE MEASUREMENT OF DIELECTRIC PROPERTY AT 2450 MHz

Tissue	Permittivity (ε_r)	
	Dielectric constant (ε')	*Loss factor (ε")*
Breast	12.04	2.03
Tumor	57.75	15.44

Fig. 5 the frequency response of the curved plate applicator has been measured using a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology). Return loss (S11) is a span from 1.8 to 3 GHz.

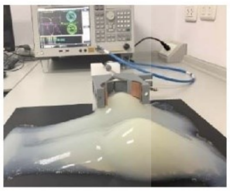


Fig. 5. Measurement setup of the curved plate applicator with breast phantom.

Fig. 6 plots the return loss (S11). As shown, for a measured return loss will respond to 2450 MHz at -22.18 dB (for air load) and -28.19 dB (dielectric load). Similarly, it demonstrates an impedance of the curved plate applicator with the dielectric load are 51.6-j0.88 Ω at 2450 MHz.

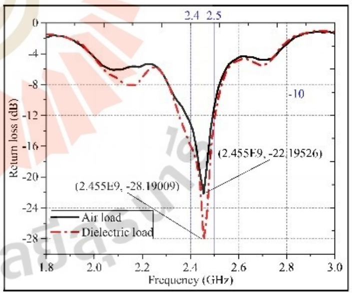


Fig. 6. Return loss in dB (S11) of the series resonance circuit of the curved plate applicator with breast phantom.

III. Results and Discussion

A. Evaluate electric loss density

The power loss density (W/m3) in the tumor treatment using curved plate applicator was examined in Fig. 7. In the simulation results uncovered the investigation of 2D cross-section maximum power loss density 3.06×10^7 W/m3. It seemed that power loss density tumor tissues inside the applicator were very high compared to the surrounding tissues.

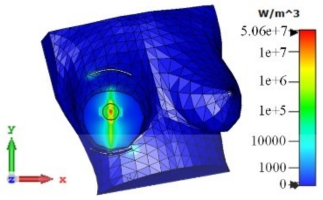


Fig. 7. Power loss density of the breast phantom with tumor size 12 mm.

B. The dielectric heating system results

Fig. 8 the parameters of DC input power 180 W, efficiency about 30 % and get 2450 MHz power at 60 W (47.82 dBm) to generate a stabilized temperature between 39 – 42 °C in the experiment part, the thermal effect is measured with the 2D cross-section in XY-plane by the thermal imaging camera, IR camera (U5857A True IR, Keysight Technology). The experiment was conducted using a tumor size 12 mm. It was found that after 45 minutes, the temperature of the tumor tissue increased from 24.7 °C to 40.1 °C (see Fig. 9).

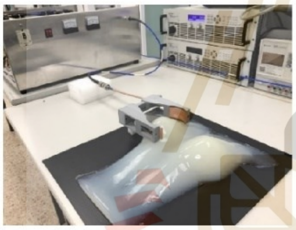


Fig. 8. The dielectric heating system for breast cancer treatment.

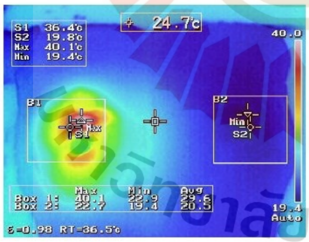


Fig. 9. Temperature distribution of the breast phantom with tumor size 12 mm.

Fig. 9 represents the experimental results of the temperature distribution surrounding breast phantom. It was found that the heating characteristic is consistent with the theoretical, simulated results. The results observations using a thermograph is consistent with the numerical simulation results. The power loss density is a part of the heating in (1) and is directly proportional to the temperature interval of the tumor tissue. The heat distribution relationship is likely to occur in tumor samples with power loss density (W/m3) and dielectric properties found in (3). However, the side tissue is also affected and heated. The neighboring tissue is heated to 36.4 °C, which will not affect that tissue and this experiment does not address the cooling of the blood vessels effect of the circulatory system and merits further study. Also, the size of the different tumors resulted in unequal time to spend to achieve 42 °C temperatures.

IV. Conclusion

The dielectric heating system with curved plate applicators, excited by a 2450 MHz signal, return loss (S11) -28.19 dB, and impedance 51.6-j0.88 Ω with the dielectric load. Use the high-frequency output power for 60 W. This energy was selectively transferred to a focal area by way of tumor tissue. Thus this study demonstrates the ability to use the application of deep hyperthermia as tumor therapy using dielectric heating system. The distribution of the loss medium was analyzed. We found that the curved plate applicator yielded the best results because the maximum power loss density is equal to 3.06×10^7 W/m3 with tumor 12 mm in the simulation. The results show that the heating location can be penetrated deep in the breast phantom diameter 12 mm to the inner tumor layer. The experiment value of the maximum temperature distribution in the tumor tissue is approximately 40 °C for 45 minutes.

Acknowledgment

This work was supported by Suranaree University of Technology (SUT) and by the Office of the Higher Education under NRU project in Thailand.

References

[1] H. A. Elkayal, N. E. Ismail, and M. Lotfy, "Microwaves for Breast Cancer Treatments," Alexandria Engineering Journal, vol. 54, no. 4, pp. 1105–1113, 2015.

[2] P. T. Nguyen, A. Abbosh, and S. Crozier, "Three–Dimensional Microwave Hyperthermia for Breast Cancer Treatment in a Realistic Environment Using Particle Swarm Optimization," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 6, pp. 1335–1344, 2017.

[3] H. Petra Kok, and et al., "Comparison of Two different 70 MHz Applicators for Large Extremity Lesions: Simulation and Application," International Journal of Hyperthermia, vol. 26, no. 4, pp. 376-388, 2010/01/01, 2010.

[4] A. Martellosio, M. Pasian, M. Bozzi, L. Perregrini, A. Mazzanti, F. Svelto, P. E. Summers, G. Renne, L. Preda, and M. Bellomi, "Dielectric Properties Characterization from 0.5 to 50 GHz of Breast Cancer Tissues," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 65, no. 3, pp. 998-1011, 2017.

[5] P. T. Nguyen, A. M. Abbosh, and S. Crozier, "Thermo-Dielectric Breast Phantom for Experimental Studies of Microwave Hyperthermia," IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, vol. 15, pp. 476–479, 2016.

ภาคผนวก ข

รายละเอียดทางเทคนิคการทำเนื้อเยื่อจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายละเอียดทางเทคนิค

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของเนื้อเยื่อจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสีย

วัสดุ	อัตราส่วน
น้ำกลั่น	95 %
ผงวุ้น (Agar powder)	5 %

ตารางที่ ข.2 ข้อมูลทางเทคนิคของเนื้อเยื่อมะเร็งที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสีย

วัสดุ	อัตราส่วน
น้ำกลั่น	50%
Gelatin	49%
NaCl	1%

ขั้นตอนในการทำเต้านมจำลอง

1) นำน้ำกลั่นจำนวน 3 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
2) เติมผงวุ้น (Agar powder) แล้วทำการคนให้เข้ากันให้ทั่วทั้งของเหลว
3) นำของเหลวที่ทำการผสมเสร็จเทใส่ในแบบหล่อเนื้อเยื่อทดลอง
4) ผสมส่วนที่เป็นมะเร็งด้วย Gelatin และ NaCl ในแบบหล่อเนื้อเยื่อทดลอง
5) นำแบบหุ่นเข้าแช่ในน้ำเย็นเพื่อให้ของเหลวแข็งตัวประมาณ 3 ชั่วโมง
6) นำแบบหล่อออกจากส่วนผสมที่แข็งตัวจะได้ชิ้นแบบส่วนเนื้อเยื่อทดลอง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัติผู้เขียน

นายเมธารักษ์ จอกพุดซา เกิดเมื่อวันที่ 15 มิถุนายน พ.ศ. 2537 เริ่มศึกษาชั้นประถมศึกษาปีที่ 1 - 6 ที่โรงเรียนบ้านละลมโพธิ์ จังหวัดนครราชสีมา ชั้นมัธยมศึกษาปีที่ 1 - 6 ที่โคราชพิทยาคม จังหวัดนครราชสีมา และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์) สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2560

ในปี พ.ศ. 2560 ได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า) สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ในระหว่างศึกษาได้มีผลงานวิจัยต่าง ๆ ทางด้านวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เช่น ออกแบบสร้างเครื่องกำจัดแมลงและศัตรูพืชจำพวกไม้น้ำสำหรับเกษตรกรและอุตสาหกรรมการเพาะปลูกพืชน้ำเพื่อการส่งออกโดยไม่ใช้สารเคมี การออกแบบสร้างระบบกำจัดวงจรชีวิตยุงในแหล่งน้ำชุมชนด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี