



การออกแบบสายอากาศฝังตัวเพื่อประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจ
สำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดแบบไร้สาย

DESIGN OF AN IMPLANTED ANTENNA FOR APPLYING WITH CARDIAC CATHETERS
TO WIRELESSLY MEASURE BLOOD PRESSURE AND VOLUME

ณสกลธน สมบัติวิระ

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2566

การออกแบบสายอากาศฝังตัวเพื่อประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจ
สำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดแบบไร้สาย



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2566
ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

DESIGN OF AN IMPLANTED ANTENNA FOR APPLYING WITH CARDIAC CATHETERS
TO WIRELESSLY MEASURE BLOOD PRESSURE AND VOLUME



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of MASTER OF ENGINEERING
(Electrical Engineering)

Faculty of Engineering, Srinakharinwirot University

2023

Copyright of Srinakharinwirot University

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

การออกแบบสายอากาศฝั่งตัวเพื่อประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจ

สำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดแบบไร้สาย

ของ

ณสกลธร สมบัติธีระ

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

คณะกรรมการสอบปากเปล่าปริญญานิพนธ์

..... ที่ปรึกษาหลัก ประธาน
(รองศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ไทยเจียม) (รองศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.พิชญา ชัยปัญญา)

ชื่อเรื่อง	การออกแบบสายอากาศฝังตัวเพื่อประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจ สำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดแบบไร้สาย
ผู้วิจัย	ณสกลธณ สมบัติธีระ
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
ปีการศึกษา	2566
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร. ชานูไชย ไทยเจียม

โครงการวิศวกรรมนี้นำเสนอการออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมโดยใช้วิธี
โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อนำมาประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาตรเลือดเพื่อตรวจสอบ
สถานะการทำงานของหัวใจแบบไร้สาย โดยสายอากาศจะทำงานที่ความถี่ 0.915 กิกะเฮิร์ตซ์ 2.4 กิกะเฮิร์ตซ์
และ 3.1 กิกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นย่านความถี่ตามมาตรฐาน The Industrial, Scientific, and Medical (ISM) และ
ความถี่ Ultra-Wideband (UWB) ตามลำดับ โดยการวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศนี้อาศัยการจำลองแบบ
ทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้าด้วยโปรแกรม CST และ โปรแกรม MATLAB เพื่อวิเคราะห์หาโครงสร้างสายอากาศที่ดี
ที่สุดเพื่อจำลองสายอากาศต้นแบบที่มีขนาดเหมาะสมและต้องการให้ผลที่ได้จากการจำลองนั้นมีค่าสูญเสีย
ย้อนกลับ (Return loss) ของสายอากาศน้อยกว่าหรือเท่ากับ -10 dB

คำสำคัญ : สายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลม, สายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาตรเลือด,
โครงข่ายประสาทเทียม

Title	DESIGN OF AN IMPLANTED ANTENNA FOR APPLYING WITH CARDIAC CATHETERS TO WIRELESSLY MEASURE BLOOD PRESSURE AND VOLUME
Author	NASAKOLTHANA SOMBATTHEERA
Degree	MASTER OF ENGINEERING
Academic Year	2023
Thesis Advisor	Associate Professor Dr. Chanchai Thajijam

This engineering project presents the design of a microstrip fractal circular antenna using artificial neural network techniques applied with a pressure-volume catheter for wireless heart status and monitoring. The antenna operates at frequencies of 0.915 gigahertz, 2.4 gigahertz, and 3.1 gigahertz, which is within the frequency bands specified by the Industrial, Scientific, and Medical (ISM) and Ultra-Wideband (UWB) standards, respectively. The analysis and design of this antenna rely on electromagnetic field simulations using CST and MATLAB software to find the optimal antenna structure. The aim is to model a prototype antenna of appropriate dimensions and ensure that the simulation results yield a return losses less than or equal to -10 dB.

Keyword : microstrip fractal circular antenna pressure-volume catheter artificial neural network

กิตติกรรมประกาศ

ทางผู้จัดทำขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ชญาไชย ไทยเจียม อาจารย์ที่ปรึกษา
โครงการที่ได้กรุณาเสียสละเวลาเพื่อให้คำปรึกษา คำแนะนำ ตรวจสอบแก้ไขความเรียบร้อย ตลอดจน
การชี้แนะในการหาคำตอบในปัญหาที่เกิดขึ้นระหว่างจัดทำปฏิญานิพนธ์ฉบับนี้ด้วยความเอาใจใส่
อย่างยิ่ง รวมไปถึงภาคีวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
สำหรับการสนับสนุนด้านเครื่องมือและโปรแกรมที่เกี่ยวข้องกับปฏิญานิพนธ์นี้



ณสกลณ สมบัติธีระ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ	ฎ
บทที่ 1	1
บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ของงานวิจัย	2
บทที่ 2	3
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 ทฤษฎี.....	3
2.1.1 พารามิเตอร์ของสายอากาศ	3
2.1.1.1 แบบรูปการแผ่กำลัง (radiation pattern)	3
2.1.1.3 อัตราขยาย (gain)	4
2.1.1.4 ความกว้างลำคลื่นครึ่งกำลัง (half – power beamwidth: HPBW)	5
2.1.1.5 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (return loss: S_{11}).....	5
2.1.1.6 อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่ง (voltage standing wave ratio: VSWR)	6

2.1.2 สายอากาศไมโครสตริป (microstrip antenna)	7
2.1.2.1 สายอากาศไมโครสตริปแพริทัทวงกลม	8
2.1.2.2 สายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือด (p-v catheter).....	11
2.1.2.2.1 สายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือด (volume catheter)	11
2.1.2.2.2 เซนเซอร์วัดแรงดัน (pressure sensor)	12
2.1.3 ระบบตรวจสอบการทำงานของหัวใจแบบไร้สาย.....	14
2.1.4 โครงข่ายประสาทเทียม.....	15
2.1.4.1 โครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสฟังก์ชัน (Radial basis function network : RBFNN)	15
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	17
บทที่ 3.....	19
ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	19
3.1 ออกแบบสายอากาศโดยสายอากาศจะถูกจำลองบนโปรแกรม CST.....	20
3.2 วิธีการหาค่าความเหมาะสมเพื่อหาพารามิเตอร์ของสายอากาศโดยใช้โปรแกรม	20
3.2.1 การเรียกใช้และควบคุม CST จากไฟล์ของ MATLAB.....	20
3.3 ข้อเปรียบเทียบระหว่างสมการดั้งเดิมและวิธีโครงข่ายประสาทเทียม	21
3.4 ระยะเวลาในการดำเนินงาน.....	25
บทที่ 4.....	26
ผลการดำเนินงาน.....	26
4.1 ผลลัพธ์การออกแบบพารามิเตอร์ของสายอากาศด้วยโครงข่ายประสาทเทียม	26
4.2 ผลลัพธ์ของค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST	29
4.3 ผลลัพธ์ของการแผ่พลังงาน (radiation pattern) ที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST	30

4.4 ผลลัพธ์ของอัตราขยายที่พิจารณาเพียงประสิทธิภาพของการแผ่กำลัง (directivity gain)
 จากรูปการแผ่พลังงานสามมิติของแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST..... 31

บทที่ 5..... 32

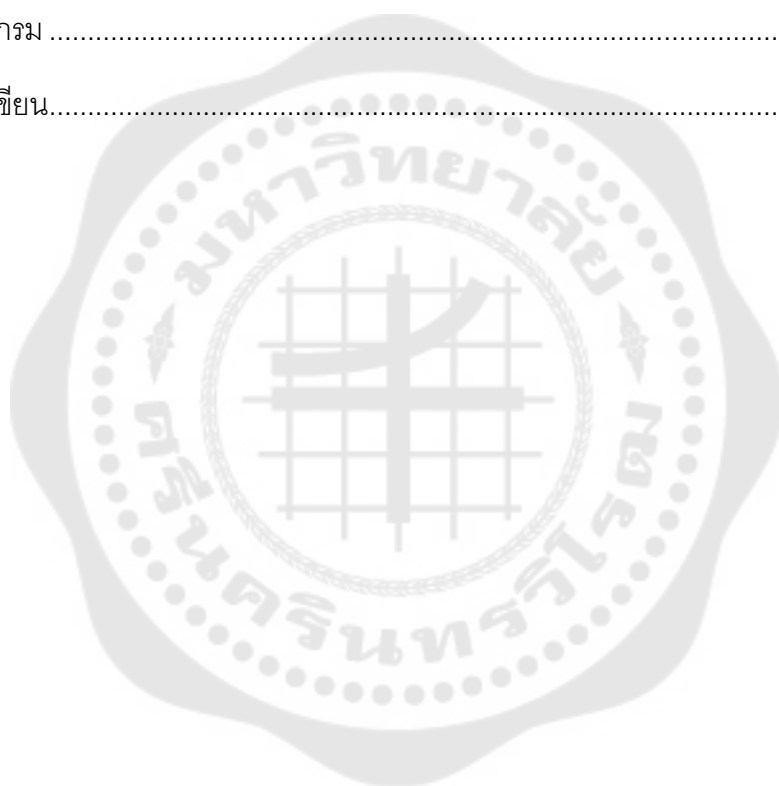
สรุปผลและข้อเสนอแนะ 32

 5.1 สรุปผล..... 32

 5.2 ข้อเสนอแนะ 33

บรรณานุกรม 34

ประวัติผู้เขียน..... 36



สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 ระยะเวลาในการดำเนินงาน	25



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพประกอบ 1 ระบบโคออดิเนตสำหรับการวิเคราะห์สายอากาศ	3
ภาพประกอบ 2 แสดงความกว้างลำคลื่น ณ จุดศูนย์แรก	5
ภาพประกอบ 3 ภาพองค์ประกอบของสายอากาศไมโครสตริป	7
ภาพประกอบ 4 ภาพแสดงการทำซ้ำครั้งที่ 0 ถึงครั้งที่ 2 ของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัล วงกลม (ก) การทำซ้ำครั้งที่ 0 (ข) การทำซ้ำครั้งที่ 1 (ค) การทำซ้ำครั้งที่ 2	8
ภาพประกอบ 5 โครงสร้างของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมที่มีการบ่อนสัญญาณผ่าน สายพีด (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง	9
ภาพประกอบ 6 โครงสร้างของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมที่มีการบ่อนสัญญาณแบบ โคแอกเซียล (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง	10
ภาพประกอบ 7 รูปประกอบสายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือด	11
ภาพประกอบ 8 รูปประกอบสายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือด	11
ภาพประกอบ 9 รูปประกอบเซนเซอร์วัดแรงดัน	12
ภาพประกอบ 10 รูปประกอบวงจรวีทสโตนบริดจ์	13
ภาพประกอบ 11 ระบบตรวจสอบการทำงานของหัวใจแบบไร้สาย	14
ภาพประกอบ 12 โครงสร้าง RBFNN ในโปรแกรม MATLAB	16
ภาพประกอบ 13 ภาพประกอบการใช้โครงข่ายประสาทเทียมมาวิเคราะห์พารามิเตอร์สายอากาศ	17
ภาพประกอบ 14 ขั้นตอนการทำงาน	19
ภาพประกอบ 15 รูปแสดงโปรแกรมแมทแลปเข้าร่วมโปรแกรม CST	20
ภาพประกอบ 16 รูปโครงสร้างสายอากาศไมโครสตริปวงกลม (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง	22
ภาพประกอบ 17 ภาพแสดง MSE (Mean-Squared Error) ของโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับ ออกแบบสายอากาศไมโครสตริปวงกลม	23

ภาพประกอบ 18 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับออกแบบสายอากาศ	27
ภาพประกอบ 19 ค่า <i>goal</i> ของโครงข่ายประสาทเทียม	27
ภาพประกอบ 20 แบบจำลองสายอากาศแบบสายป้อนสัญญาณบนโปรแกรม CST	28
ภาพประกอบ 21 ค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ของ แบบจำลองสายอากาศไมโครสตริปแพริกัท วงกลมแบบสายป้อนสัญญาณ	29
ภาพประกอบ 22 การแผ่พลังงานที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST (ก) การแผ่ พลังงานในระนาบสนามไฟฟ้า (E-plane) (ข) การแผ่พลังงานในระนาบสนามแม่เหล็ก (H-plane)	30
ภาพประกอบ 23 อัตราขยายที่พิจารณาเพียงประสิทธิภาพของการแผ่กำลังที่ได้จากรูปการแผ่ พลังงานสามมิติของแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST (ก) อัตราขยาย ณ ความถี่ 0.915 กิ กะเฮิรตซ์ (ข) อัตราขยาย ณ ความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ (ค) อัตราขยาย ณ ความถี่ 3.1 กิกะเฮิรตซ์.31	

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

สภาวะหัวใจล้มเหลวคือโรคที่เกิดจากการทำงานของหัวใจที่ผิดปกติ ซึ่งเป็นสาเหตุหลักของสภาวะความพิการและการเสียชีวิตของประชาชนทั่วโลก สำหรับประเทศไทย (P. Laothavorn et al., 2010) กล่าวว่าในปีพ.ศ. 2553 ผู้ป่วยที่ทำการรักษาภาวะหัวใจล้มเหลวที่โรงพยาบาลนั้นมีอัตราที่สูงมากกว่าทวีปยุโรปและอเมริกาและผู้ป่วยยังมีอายุน้อย (กองระบาดวิทยา กรมควบคุมโรค, 2562) กล่าวว่าในปี พ.ศ. 2561 อัตราความชุกของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดหัวใจซึ่งเป็นโรคหัวใจประเภทหนึ่งที่มีอายุ 15 ปีขึ้นไป มีจำนวน 1,396.40 ต่อประชากรแสนคน ดังนั้นการตรวจโรคหัวใจและติดตามสถานะการทำงานของหัวใจของผู้ป่วยโรคหัวใจในทุกระยะจึงเป็นเรื่องที่สำคัญเป็นอย่างมากเพื่อลดการสูญเสียที่จะเกิดขึ้น

ในการติดตามสภาวะการทำงานของหัวใจนั้นจะใช้อุปกรณ์ 2 ประเภทคืออุปกรณ์สำหรับภายนอกร่างกาย (noninvasive device) และอุปกรณ์สำหรับฝังภายในร่างกาย (invasive device) ซึ่งงานวิจัยนี้จะมีความเชื่อมโยงกับอุปกรณ์ชนิดหลังเพราะมีประสิทธิภาพในการตรวจจับการทำงานของหัวใจได้ดีกว่าเนื่องจากการสัมผัสโดยตรงกับหัวใจ โดยอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยคือสายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือด (pressure – volume catheter : p-v catheter) ซึ่งถูกฝังหรือสวนในหัวใจห้องล่างซ้ายหรือขวา (left – right ventricle) เพื่อติดตามการทำงานของหัวใจของผู้ป่วย โดยปกติสายสวนหัวใจจะต้องต่อเข้ากับอุปกรณ์ที่แสดงการทำงานของหัวใจแบบระบบแบบมีสาย (wired system) ซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยต้องพักรักษาที่โรงพยาบาลโดยจำกัดพื้นที่เพียงบนเตียง โครงการนี้จึงนำเสนอการออกแบบสายอากาศไมโครสตริปเพื่อใช้ควบคู่กับสายสวนหัวใจและช่วยพัฒนาระบบติดตามการทำงานของหัวใจให้เป็นระบบไร้สาย (wireless system) ซึ่งจะส่งผลให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวได้เป็นอิสระมากขึ้น

สำหรับข้อมูลที่จะส่งนั้นมีด้วยกันทั้งหมด 2 ข้อมูลคือส่งข้อมูลแรงดันและปริมาณเลือดแยกออกจากกัน ดังนั้นสายอากาศที่ออกแบบต้องทำงานได้หลายย่านความถี่เพื่อส่งข้อมูลแรงดันและปริมาณเลือดโดยใช้ความถี่ที่ต่างกันเพื่อให้คลื่นไม่รบกวนกัน รวมไปถึงสายอากาศต้องรองรับการจ่ายไฟแบบไร้สายเพื่อจ่ายไฟให้กับสายสวนหัวใจไว้ใช้ในการวัดแรงดันและปริมาณเลือดรวมถึงการส่งข้อมูลที่ถูกระดมผลด้วยโมดูลแล้วออกไปสู่ส่วนแสดงผลทางด้านนอกหัวใจ รูปร่างของสายอากาศที่ออกแบบควรมีไม่มีมุมแหลมเพื่อลดความอันตรายต่อร่างกาย จาก

สาเหตุดังกล่าวสายอากาศไมโครสตริปแฟร็กทัลวงกลม (fractal circular microstrip patch antenna : CFPA) จึงถูกใช้งานเพราะรูปร่างหลักที่ไร้มุมแหลมและรองรับการทำงานหลายย่านความถี่ สำหรับความถี่ที่ใช้งานประกอบด้วยความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ ตามมาตรฐาน The Industrial, Scientific, and Medical (ISM) และความถี่ Ultra-Wideband (UWB) ตามลำดับ โดยความถี่ดังกล่าวจะถูกใช้สำหรับการถ่ายโอนพลังงานแบบไร้สาย (wireless power transfer : WPT) และส่งข้อมูลแรงดันและปริมาณเลือดในหัวใจตามลำดับ

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.2.1 คำนวณและวิจัยการออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแฟร็กทัลวงกลมด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม

1.2.2 ออกแบบและสร้างสายอากาศไมโครสตริปแฟร็กทัลวงกลมด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียมในโปรแกรม MATLAB ร่วมกับโปรแกรม CST Studio Suite (CST)

1.2.3 ประยุกต์ใช้สายอากาศไมโครสตริปแฟร็กทัลวงกลมเข้ากับระบบติดตามการทำงานของสายสวนหัวใจ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1.3.1 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (return loss) ของสายอากาศมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ -10 dB ทุกความถี่ใช้งาน

1.3.2 วัสดุของสายอากาศควรเหมาะต่อการฝังในร่างกาย

1.3.3 สายอากาศสามารถถูกประยุกต์กับระบบติดตามการทำงานของสายสวนหัวใจ

1.3.4 ความผิดพลาดของโครงข่ายประสาทเทียมควรมีค่าใกล้เคียง 0 มากที่สุด

1.4 ประโยชน์ของงานวิจัย

1.4.1 งานวิจัยนี้สามารถนำเสนอการเปลี่ยนแปลงระบบการทำงานของสายสวนหัวใจจากเดิมที่เป็นระบบแบบมีสายให้เป็นระบบไร้สาย

1.4.2 สามารถประยุกต์ความรู้ทางด้านวิศวกรรมโทรคมนาคมเข้ากับความรู้ทางวิศวกรรมชีวการแพทย์

1.4.3 สามารถประยุกต์ใช้โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อแก้ไขปัญหาทางวิศวกรรม

1.4.4 ระบบการติดตามการทำงานของหัวใจแบบไร้สายนี้ส่งผลให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวได้เป็นอิสระมากขึ้น

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

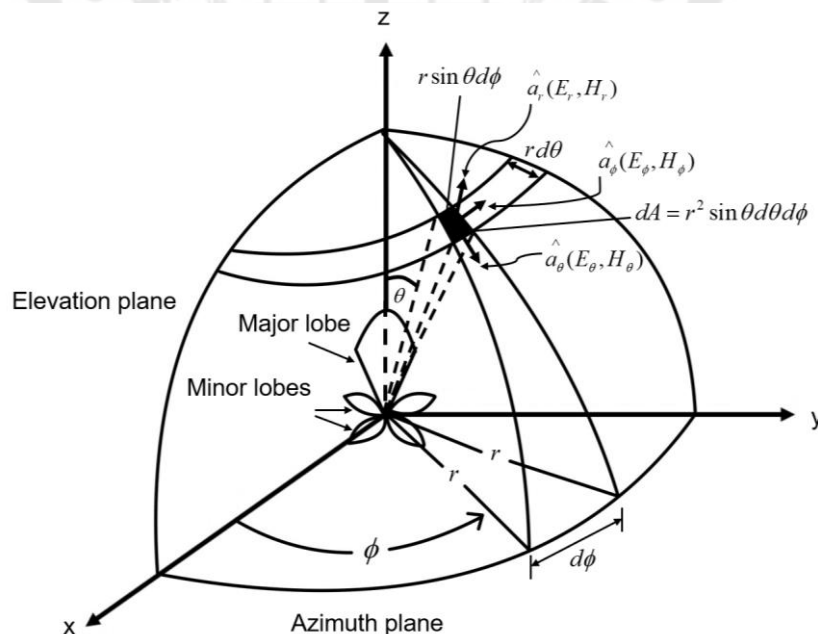
การออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพริกทลวงกลมเพื่อประยุกต์กับสายสวนหัวใจ เพื่อนำพลังงานต้นปลดปริมาณเลือดในหัวใจมีดังนี้

2.1 ทฤษฎี

2.1.1 พารามิเตอร์ของสายอากาศ

2.1.1.1 แบบรูปการแผ่กำลัง (radiation pattern)

รูปแบบการแผ่กระจายคลื่น เป็นคุณสมบัติของการแผ่กระจายคลื่น โดยจะคำนวณได้ในบริเวณที่เป็นสนามระยะไกล (far field) คุณสมบัติของการแผ่กระจายคลื่นได้แก่ ความเข้มของการแผ่กระจายคลื่น (radiation intensity) ความเข้มของสนาม (field strength) เฟส (phase) หรือ โพลาริเซชัน (polarization) คุณสมบัติเหล่านี้จะช่วยให้แสดงการแจกแจงของพลังงานเป็นฟังก์ชันเป็นสามมิติที่มีรัศมีคงที่ ภาพประกอบที่ 1 แสดงระบบโคออดิเนตที่ใช้แสดงคุณสมบัติของการแผ่กระจายคลื่นสำหรับวิเคราะห์ระยะที่สายอากาศสามารถทำงานได้



ภาพประกอบ 1 ระบบโคออดิเนตสำหรับการวิเคราะห์สายอากาศ

2.1.1.2 สภาพเจาะจงทิศทาง (directivity)

สภาพเจาะจงทิศทาง คือ ค่าของอัตราส่วนความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานในทิศทางที่กำหนดให้จากตัวสายอากาศกับความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานเฉลี่ยที่ออกไปทุกทิศทางของแหล่งกำเนิดพลังงานแบบไอโซโทรปิก โดยสภาพเจาะจงทิศทางของแหล่งกำเนิดที่ไม่เป็นไอโซโทรปิกหากเราไม่กำหนดทิศทางในการแผ่กระจายกำลังงานให้กับความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานของแหล่งกำเนิดไอโซโทรปิก ให้ถือว่าสภาพเจาะจงทิศทางจะอยู่ในทิศทางที่มีความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานสูงสุดดังสมการที่ (1)

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U_{\max}}{P_{rad}} \quad (1)$$

โดย D	คือ สภาพเจาะจงทิศทาง
U	คือ ความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงาน
U_{\max}	คือ ความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานสูงสุด
U_0	คือ ความเข้มของการแผ่กระจายกำลังงานของไอโซโทรปิก
P_{rad}	คือ กำลังงานที่สายอากาศแผ่ออกไป (W)

2.1.1.3 อัตราขยาย (gain)

อัตราขยายของสายอากาศ หมายถึง ความสามารถในการส่งหรือรับคลื่นของสายอากาศเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับสายอากาศมาตรฐาน สำหรับสายอากาศภาคนั้น ประสิทธิภาพของสายอากาศในการถ่ายโอนกำลังที่เข้าของอินพุตของสายอากาศให้เป็นกำลังคลื่นแผ่ออกโดยปริมาณของสายอากาศนี้เรียกว่าอัตราขยายกำลัง (power gain) ซึ่งนิยามได้จากอัตราขยายกำลังของสายอากาศในทิศทางที่กำหนดให้จะมีค่าเท่ากับ 4π คูณอัตราส่วนของความเข้มการแผ่พลังงานในทิศทางนั้นต่อกำลังสุทธิที่สายอากาศรับจากหัวต่อของเครื่องส่งนั้นคือ

$$G(\theta, \phi) = \frac{4\pi U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (2)$$

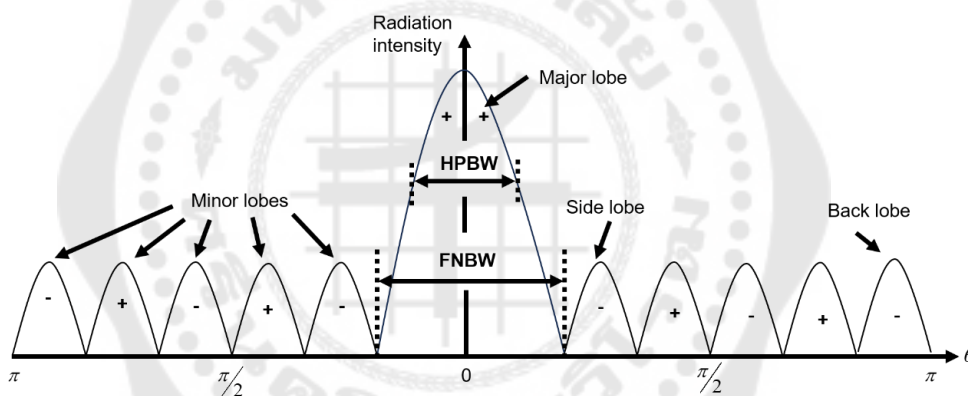
เมื่อ $G(\theta, \phi)$ เป็นอัตราขยายและ $U(\theta, \phi)$ เป็นความเข้มการแผ่พลังงานของสายอากาศในทิศทาง (θ, ϕ) นั้น และ P_{in} เป็นกำลังอินพุตที่สายอากาศรับเข้ามา โดยอัตราการขยายของสายอากาศนี้จะรวมถึงผลกระทบของการสูญเสียใด ๆ ที่เกิดขึ้นบนสายอากาศแต่จะ

ไม่ครอบคลุมถึงการสูญเสียเนื่องจากการไม่แมตช์ (Mismatch) ของอิมพีแดนซ์หรือการโพลาไรเซชัน สำหรับค่าสูงสุดของอัตราขยายกำลังจะเป็นค่าสูงสุดของสมการ นั่นคือ

$$G(\theta, \phi) = \frac{4\pi Um}{P_{in}} \quad (3)$$

2.1.1.4 ความกว้างลำคลื่นครึ่งกำลัง (half – power beamwidth: HPBW)

ความกว้างลำคลื่นครึ่งกำลังคือขนาดเชิงมุม ที่วัดได้ตรงช่วงระหว่างตำแหน่งที่กำลังคลื่นลดลงเป็นครึ่งหนึ่งของกำลังสูงสุด และ beamwidth มักจะใช้อธิบายถึงความกว้างลำคลื่นที่มีค่า 3 dB ความกว้างลำคลื่น ณ จุดศูนย์คู่แรก (first - null beamwidth: FNBW) คือ ขนาดเชิงมุมที่วัดตรงช่วงระหว่างตำแหน่งที่เป็นจุดศูนย์คู่ดังรูป



ภาพประกอบ 2 แสดงความกว้างลำคลื่น ณ จุดศูนย์คู่แรก

2.1.1.5 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (return loss: S_{11})

การสูญเสียย้อนกลับของสายอากาศแสดงค่ากำลังที่เสียไปในโหลด เมื่ออิมพีแดนซ์ของสายส่งและของสายอากาศไม่แมตช์กันการสูญเสียย้อนกลับมีความสัมพันธ์กับค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่ง ซึ่งแสดงถึงการแมตช์อิมพีแดนซ์สายส่งกับสายอากาศตามสมการค่าการสูญเสียย้อนกลับหาได้จากสมการที่ (4)

$$S_{11} = -20\log_{10} |\Gamma| \quad (4)$$

สำหรับการแมตช์ค่าอิมพีแดนซ์ที่สมบูรณ์ระหว่างสายอากาศกับสายส่งเมื่อค่า Γ เท่ากับ 0 ค่าการสูญเสียย้อนกลับเป็นอนันต์แสดงว่าไม่มีกำลังงานย้อนกลับในทำนองเดียวกันเมื่อ Γ เท่ากับ 1 ค่าการสูญเสียย้อนกลับจะเป็น 0 dB ซึ่งแสดงว่ากำลังงานสะท้อนกลับหมด

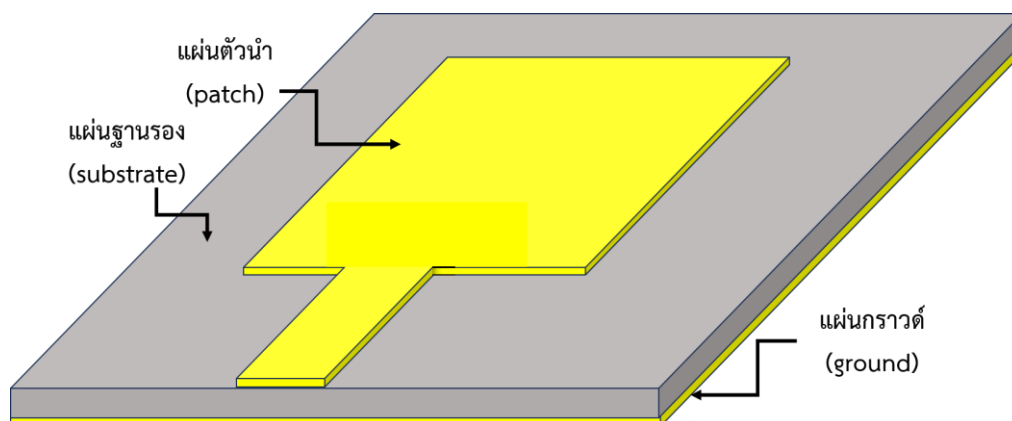
2.1.1.6 อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่ง (voltage standing wave ratio: VSWR)

อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่ง คือ อัตราส่วนของแรงดันสูงสุดและแรงดันต่ำสุดของรูปคลื่นนิ่งบนตัวสายนำของสัญญาณ อัตราส่วนนี้เป็นการวัดค่าปริมาณที่ไหลผิดไปจากสภาวะที่โหลดแมทช์มากหรือน้อยเพียงใดยกตัวอย่าง เช่น อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งเท่ากับ 1 หมายความว่าคลื่นสม่ำเสมอตลอดสาย ซึ่งเป็นสภาวะที่โหลดที่แมทช์พอดี อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งเท่ากับอินฟินิตี้เมื่อโหลดเปิดวงจรหรือลัดวงจร ถ้าโหลดที่ต่อมีค่าความต้านทานเท่ากับความต้านทานการสูญเสีย R_L และสายนำสัญญาณมีอิมพีแดนซ์ของสายเท่ากับ อิมพีแดนซ์จำเพาะ Z_0 เราสามารถคำนวณค่า อัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งได้จากสมการที่ (5)

$$VSWR = \frac{Z_0}{R_L} \quad (5)$$

ค่าอัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่ง จะต้องมากกว่าหรือเท่ากับหนึ่งเสมอไม่ว่าความต้านทานการสูญเสีย R_L และ อิมพีแดนซ์เพราะ Z_0 จะมีค่าเท่าไรก็ตาม ถ้าได้ค่าอัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งเท่ากับ 2 ซึ่งเท่ากันทั้งสองกรณีค่าอัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งยิ่งมากขึ้นเท่าไรก็จะทำให้ไม่เกิดการแมทช์ขึ้นมากตามด้วย ซึ่งอัตราส่วนคลื่นนิ่งเข้าใกล้ 1 การวัดอัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งเครื่องมือที่ใช้วัดบางที่เราเรียกว่าการวัดค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่ง (Standing Wave Ratio Meter) ซึ่งจะมีเกล็ดที่วัดได้อ่านค่าออกมาเป็นอัตราส่วนแรงดันคลื่นนิ่งได้เลย

2.1.2 สายอากาศไมโครสตริป (microstrip antenna)



ภาพประกอบ 3 ภาพองค์ประกอบของสายอากาศไมโครสตริป

สายอากาศไมโครสตริปได้รับความสนใจตั้งแต่ช่วงคริสต์ศักราช 1970 โดยมีองค์ประกอบหลักคือ แผ่นตัวนำ (patch) แผ่นฐานรอง (substrate) และแผ่นกราวด์ (ground) ซึ่งแผ่นตัวนำและแผ่นกราวด์จะถูกกั้นด้วยแผ่นฐานรอง

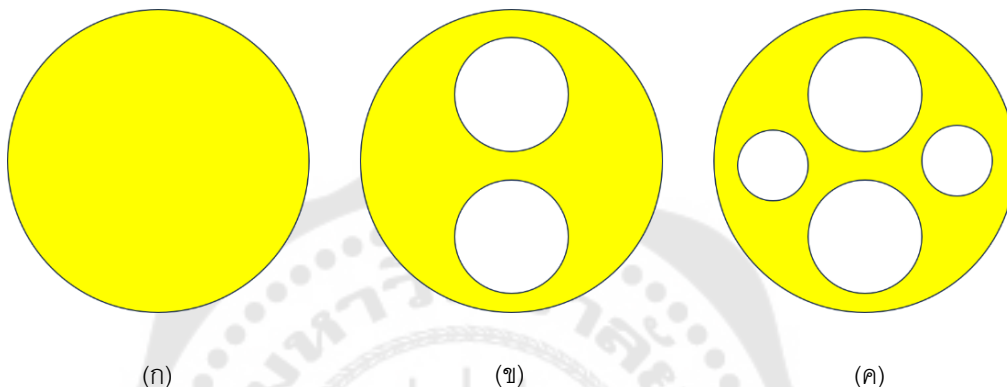
สายอากาศจะทำหน้าที่ในการแผ่พลังงานผ่านแผ่นตัวนำทองแดงที่มีค่าความต้านทานต่ำหรือนำไฟฟ้าได้ดี สำหรับรูปร่างที่เป็นที่นิยมของแผ่นตัวนำมีลักษณะเป็นรูปทรงเรขาคณิตเช่น สี่เหลี่ยมผืนผ้า สี่เหลี่ยมจัตุรัส ไคโพล และวงกลม ทั้งนี้รูปร่างและขนาดของสายอากาศขึ้นอยู่กับความถี่ใช้งานจากการคำนวณเพื่อที่ตรงกับการใช้งาน

แผ่นฐานรองเป็นส่วนสำคัญที่กำหนดคุณสมบัติทางไฟฟ้าและทางกลของสายอากาศ ความหนาแน่นของแผ่นฐานรองและค่าสภาพยอมผ่านได้สัมพัทธ์ทางไฟฟ้าหรือค่าคงตัวไดอิเล็กตริก (relative permittivity/dielectric constant : ϵ_r) มีผลต่อคุณลักษณะของสายอากาศไมโครสตริปคือการแผ่คลื่นของสายอากาศจะเพิ่มขึ้นเมื่อความหนาของชั้นวัสดุฐานรองเพิ่มขึ้น รวมไปถึงการที่ขนาดของแผ่นตัวนำจะลดลงค่าคงตัวไดอิเล็กตริกเพิ่มขึ้น

แผ่นกราวด์ทำมาจากโลหะชนิดเดียวกันกับแผ่นตัวนำและมีขนาดใหญ่กว่าแผ่นสายอากาศโดยอยู่ด้านล่างของแผ่นฐานรอง โดยขนาดของแผ่นกราวด์จะส่งผลกระทบต่อมีผลต่อการเกิดพูหลัง (back lobe) ของแบบรูปการแผ่พลังงาน (radiation pattern) เนื่องจากคลื่นเลี้ยวเบนที่บริเวณขอบของแผ่นกราวด์ส่งผลกระทบต่อการวิเคราะห์คุณสมบัติของสายอากาศเพราะการวิเคราะห์สายอากาศจะสมมุติให้แผ่นกราวด์มีขนาดใหญ่กว่าแผ่นตัวนำอย่างมากจนสามารถประมาณได้ว่าเป็นอนันต์

2.1.2.1 สายอากาศไมโครสตริปแฟริทท์ลวงกลม

(D. Dubey et al., 2015) สายอากาศไมโครสตริปแฟริทท์ลวงกลมมีแนวคิดจากการแปลงรูปร่างสายอากาศไมโครสตริปวงกลมที่มีการทำซ้ำคือการนำรูปร่างเดิมที่มีขนาดเล็กลงมาลดขนาดตัวสายอากาศเดิมลงอย่างมีรูปแบบซ้ำตามความต้องการ การทำซ้ำของสายอากาศนี้อาศัยแนวคิดจากรูปร่างเซียร์พินสกีคาร์เพ็ตที่กล่าวถึงเป็นครั้งแรกโดย Wacław Sierpiński



ภาพประกอบ 4 ภาพแสดงการทำซ้ำครั้งที่ 0 ถึงครั้งที่ 2 ของสายอากาศไมโครสตริปแฟริทท์ลวงกลม (ก) การทำซ้ำครั้งที่ 0 (ข) การทำซ้ำครั้งที่ 1 (ค) การทำซ้ำครั้งที่ 2

สำหรับสมการการออกแบบค่ารัศมีของสายอากาศแฟริทท์ลวงกลมจะอิงจากสมการออกแบบสายอากาศไมโครสตริปวงกลมเพื่อก่อให้เกิดความถี่ใช้งาน ณ โหมดโดมิแนนท์ (dominant mode) คือ TM_{110}^z โดยมีสมการตามสมการที่ (6)

$$a = \frac{F}{\left\{ 1 + \frac{2h}{\pi \epsilon_r F} \left[\ln \left(\frac{\pi F}{2h} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2}} \quad (6)$$

$$F = \frac{8.791 \times 10^9}{f_r \sqrt{\epsilon_r}} \quad (7)$$

โดยที่ f_r คือ ค่าความถี่ใช้งาน ณ โหมดโดมิแนนท์ (Hz)

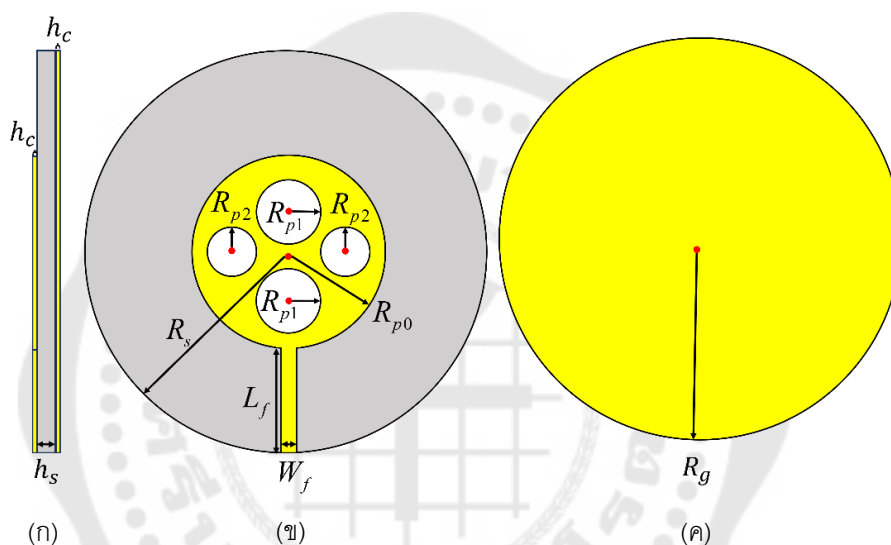
a คือ ค่ารัศมีของแผ่นตัวนำ (cm)

ϵ_r คือ ค่าสภาพยอมผ่านได้สัมพัทธ์ทางไฟฟ้า

h คือ ค่าความหนาของแผ่นฐานรอง (cm)

สายอากาศชนิดนี้มีข้อดีคือไม่มีรูปร่างที่แหลมคมซึ่งจะช่วยลดความเสี่ยงในการทำให้อวัยวะภายในเกิดการบาดเจ็บและสามารถทำงานได้หลายความถี่ตามการทำซ้ำของสายอากาศซึ่งเหมาะสมกับวัตถุประสงค์ในการออกแบบสายอากาศที่มีความถี่ใช้งานหลายความถี่ จากเหตุผลดังกล่าวสายอากาศชนิดนี้จึงมีความเหมาะสมกับการนำไปฝังในร่างกาย ทั้งนี้สายอากาศควรมีค่าการสูญเสียย้อนกลับน้อยกว่าหรือเท่ากับ -10 dB

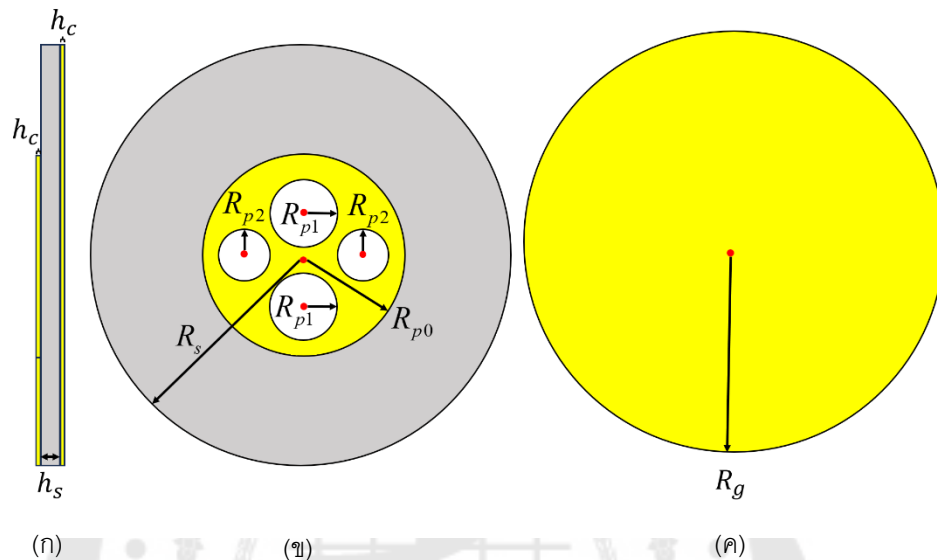
โครงสร้างของสายอากาศไมโครสตริปแพริทาลวงกลมที่มีการทำซ้ำทั้งหมด 2 ครั้ง (2^{nd} iteration) โดยป้อนสัญญาณผ่านสายฟีด (feedline) ดังภาพประกอบที่ 5



ภาพประกอบ 5 โครงสร้างของสายอากาศไมโครสตริปแพริทาลวงกลมที่มีการป้อนสัญญาณผ่านสายฟีด (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง

- โดยที่ R_{p0} คือ ค่ารัศมีของแผ่นตัวนำวงกลม (มิลลิเมตร)
 R_{p1} คือ ค่ารัศมีของสลิตที่ถูกกัดจากการทำซ้ำครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)
 R_{p2} คือ ค่ารัศมีของสลิตที่ถูกกัดจากการทำซ้ำครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)
 R_s คือ ค่ารัศมีของแผ่นฐานรอง (มิลลิเมตร)
 R_g คือ ค่ารัศมีของแผ่นกราวด์ (มิลลิเมตร)
 h_c คือ ค่าความหนาของแผ่นทองแดง (มิลลิเมตร)
 h_s คือ ค่าความหนาของแผ่นฐานรอง (มิลลิเมตร)
 W_f คือ ค่าความกว้างของสายป้อนสัญญาณ (มิลลิเมตร)
 L_f คือ ค่าความยาวของสายป้อนสัญญาณ (มิลลิเมตร)

สายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมที่มีการป้อนสัญญาณแบบโคแอกเซียล (coaxial feed) เพื่อลดขนาดแผ่นฐานรองของสายอากาศเมื่อเทียบกับการป้อนสัญญาณโดยอาศัยสายป้อนสัญญาณจะมีลักษณะดังภาพประกอบที่ 6



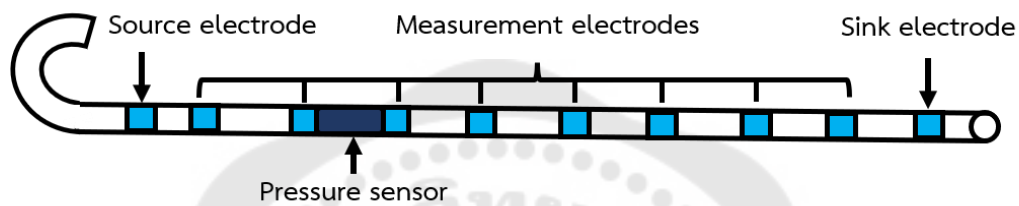
ภาพประกอบ 6 โครงสร้างของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมที่มีการป้อนสัญญาณแบบโคแอกเซียล (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง

- โดยที่ R_{p0} คือ ค่ารัศมีของแผ่นตัวนำวงกลม (มิลลิเมตร)
 R_{p1} คือ ค่ารัศมีของสล๊อตที่ถูกกัดจากการทำซ้ำครั้งที่ 1 (มิลลิเมตร)
 R_{p2} คือ ค่ารัศมีของสล๊อตที่ถูกกัดจากการทำซ้ำครั้งที่ 2 (มิลลิเมตร)
 R_s คือ ค่ารัศมีของแผ่นฐานรอง (มิลลิเมตร)
 R_g คือ ค่ารัศมีของแผ่นกราวด์ (มิลลิเมตร)
 R_c คือ ค่าความหนาของแผ่นทองแดง (มิลลิเมตร)
 h_c คือ ค่าความหนาของแผ่นทองแดง (มิลลิเมตร)
 h_s คือ ค่าความหนาของแผ่นฐานรอง (มิลลิเมตร)

ในการออกแบบสายอากาศสำหรับฝังในร่างกายจำเป็นต้องคำนึงถึงวัสดุที่ใช้ในปริภูมิโพรงนี้เลือกวัสดุแผ่นฐานรองที่ใช้ในการออกแบบเป็น Roger RO3010 และมีค่า ϵ_r อยู่ที่ 11.2 มาใช้ในการออกแบบเนื่องจากมีค่า ϵ_r สูงที่สุดซึ่งสามารถออกแบบสายอากาศให้มีขนาดที่เล็กลงเทียบกับวัสดุฐานรองอื่นโดยอ้างอิงจากสมการคำนวณรัศมีของสายอากาศหรือแผ่นตัวนำ ดังสมการที่ (6) และ (7)

2.1.2.2 สายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือด (p-v catheter)

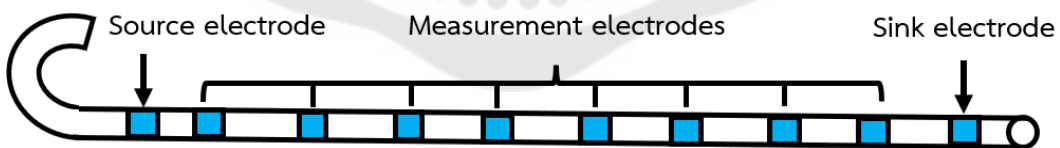
สายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดเป็นสายสวนหัวใจประเภทหนึ่งที่สามารถสวนในหัวใจเพื่อทำการวัดค่าแรงดันและปริมาณเลือดในหัวใจได้ สายสวนประเภทนี้ประกอบไปด้วยสายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือด (volume catheter) และเซนเซอร์วัดแรงดัน (pressure sensor)



ภาพประกอบ 7 รูปประกอบสายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือด

2.1.2.2.1 สายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือด (volume catheter)

สายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือดเป็นสายสวนแนวตรงที่ประกอบด้วยอิเล็กโทรดเอาต์พุต (sink electrode) เป็นกราวด์ของสายสวน อิเล็กโทรดสำหรับการวัด (measurement electrode) และอิเล็กโทรดอินพุต (sink electrode) เป็นอิเล็กโทรดสำหรับจ่ายกระแสอินพุตของสายสวน และมีด้านปลายมีลักษณะเป็นหางหมู โดยมีสายไฟที่ต่อกับอิเล็กโทรดและเซนเซอร์วัดแรงดันร้อยในท่อสายสวน



ภาพประกอบ 8 รูปประกอบสายสวนหัวใจสำหรับวัดปริมาณเลือด

ในการวัดค่าปริมาณเลือดในหัวใจจะอาศัยความสัมพันธ์ของอิเล็กโทรดแต่ละคู่ที่อยู่ติดกันโดยมีสมการดังนี้

สมการที่ (8) แสดงให้เห็นค่าความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรด 1 ช่วง (R_i)

$$R_i = \frac{\rho L_i}{A_i} = \frac{\rho L_i^2}{A_i L_i} = \frac{\rho L_i^2}{Vol_i} \quad (8)$$

และเมื่อจัดสมการที่ (8) ใหม่จะได้สมการที่ (9) ที่แสดงให้เห็นค่าปริมาณเลือดระหว่างคู่อิเล็กโทรด (Vol_i)

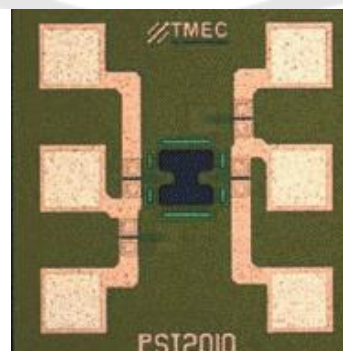
$$Vol_i = \frac{\rho L_i^2}{R_i} \quad (9)$$

จากสมการที่ (9) ที่แสดงให้เห็นค่าปริมาณเลือดระหว่างอิเล็กโทรดหากต้องการคำนวณค่าปริมาณของเลือดในห้องหัวใจได้ทุกตำแหน่ง จะต้องเอาค่าค่าปริมาณเลือดระหว่างอิเล็กโทรด ของทุกช่วงระหว่างอิเล็กโทรดทั้งหมดมารวมกันดังสมการที่ (10)

$$Vol_{total} = \sum_{i=1}^p Vol_i \quad (10)$$

โดยที่	R_i	คือ ค่าความต้านทานระหว่างช่วงคู่อิเล็กโทรด (Ω)
	ρ	คือ ค่าสภาพต้านทานไฟฟ้า ($\Omega \times m$)
	L_i	คือ ค่าระยะห่างระหว่างคู่อิเล็กโทรด (m)
	A_i	คือ ค่าขนาดพื้นที่ภาคตัดขวาง (m^2)
	Vol_i	คือ ค่าปริมาณเลือดระหว่างคู่อิเล็กโทรด (m^3)
	Vol_{total}	คือ ค่าปริมาณเลือดรวมทุกช่วงอิเล็กโทรด (m^3)

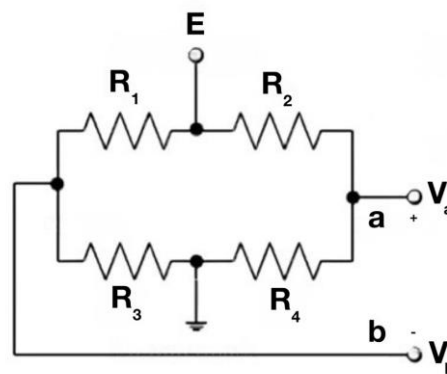
2.1.2.2.2 เซนเซอร์วัดแรงดัน (pressure sensor)



ภาพประกอบ 9 รูปประกอบเซนเซอร์วัดแรงดัน

ที่มา: (C. Thajiam et al., 2013)

เซนเซอร์วัดแรงดัน คือเซนเซอร์ชนิดวงจรวีทสโตนบริดจ์ (Wheatstone bridge circuit) ที่วัดแรงดันห้องหัวใจ เซนเซอร์ประกอบด้วยตัวต้านทานทั้งหมด 4 ตัว คือตัวต้านทานทางปกติ 2 ตัวคือ R_1 และ R_4 และตัวต้านทานแบบเพียโซ (piezo resistor) 2 ตัว คือ R_2 และ R_3 โดยความต้านทานของตัวต้านทานทุกตัวจะมีค่าที่เท่ากัน วงจรจะทำงานเมื่อเกิดความไม่สมดุลของวงจรจากแรงดันที่เพิ่มขึ้นซึ่งส่งผลต่อแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงไป โดยรูปแบบของวงจรวีทสโตนบริดจ์ในเซนเซอร์วัดแรงดันจะมีรูปร่างดังนี้



ภาพประกอบ 10 รูปประกอบวงจรวีทสโตนบริดจ์
โดยแรงดันเอาต์พุตที่ได้จากเซนเซอร์ที่ได้จะมีค่าดังสมการที่ (15)

$$\Delta V = V_a - V_b \quad (11)$$

$$V_a = \frac{ER_3}{R_1 + R_3} \quad (12)$$

$$V_b = \frac{ER_4}{R_2 + R_4} \quad (13)$$

$$\Delta V = \frac{ER_3}{R_1 + R_3} - \frac{ER_4}{R_2 + R_4} \quad (14)$$

$$\Delta V = E \frac{R_3R_2 - R_1R_4}{(R_1 + R_3)(R_2 + R_4)} \quad (15)$$

ดังนั้นความสัมพันธ์ของค่าแรงดันลัพท์สัมพันธ์กับตัวต้านทานและแรงดันไฟฟ้าดังสมการที่ (16)

$$\Delta V \propto E \frac{\Delta R}{R} \quad (16)$$

โดยที่ ΔV คือ ค่าแรงดันลัพท์ (โวลต์)

V_a คือ ค่าแรงดันที่โหนด a (โวลต์)

V_b คือ ค่าแรงดันที่โหนด b (โวลต์)

E คือ ค่าแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้า (โวลต์)

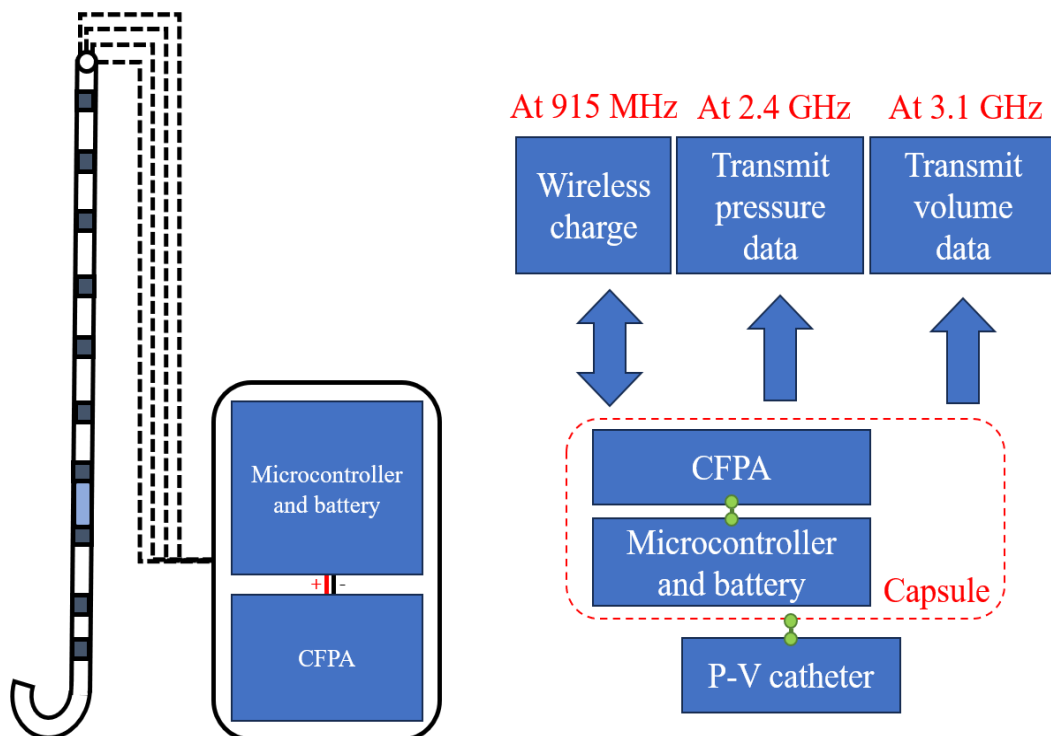
R_1 คือ ค่าความต้านทานของตัวต้านทานแบบปกติที่ 1 (Ω)

R_2 คือ ค่าความต้านทานของตัวต้านทานแบบเพียโซที่ 2 (Ω)

R_3 คือ ค่าความต้านทานของตัวต้านทานแบบเพียโซที่ 3 (Ω)

R_4 คือ ค่าความต้านทานของตัวต้านทานแบบปกติที่ 4 (Ω)

2.1.3 ระบบตรวจสอบการทำงานของหัวใจแบบไร้สาย



ภาพประกอบ 11 ระบบตรวจสอบการทำงานของหัวใจแบบไร้สาย

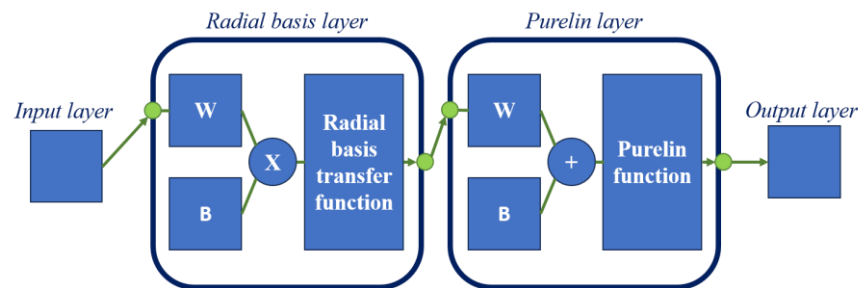
ระบบตรวจสอบการทำงานของหัวใจสำหรับปัญญาประดิษฐ์จะอาศัยการทำงานของสายสวนหัวใจสำหรับวัดแรงดันและปริมาณเลือดเพื่อติดตามการทำงานของหัวใจ โดยสายสวนหัวใจจะทำการส่งข้อมูลแรงดันและปริมาณเลือดในหัวใจให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อทำการแปลงข้อมูลให้สามารถส่งออกไปยังอุปกรณ์ภายนอกผ่านทางสายอากาศที่ออกแบบในปัญญาประดิษฐ์ คือ สายอากาศไมโครสตริปแพริทัลลวงกลมที่ทำงาน ณ ความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ ตามมาตรฐาน The Industrial, Scientific, and Medical (ISM) และความถี่ Ultra-Wideband (UWB) ตามลำดับ โดยความถี่ทั้ง 3 ค่าจะถูกใช้สำหรับการถ่ายโอนพลังงานแบบไร้สาย (wireless power transfer : WPT) ส่งข้อมูลแรงดันและปริมาณเลือดในหัวใจตามลำดับ ทั้งนี้แหล่งจากไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์จะอาศัยตัวของแบตเตอรี่ในระบบ

2.1.4 โครงข่ายประสาทเทียม

โครงข่ายประสาทเทียมเป็นศาสตร์แขนงหนึ่งทางด้านปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligence : AI) ถูกสร้างขึ้นโดยการจำลองการประมวลผลของสมองมนุษย์ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์และประยุกต์ใช้เพื่อเพิ่มความฉลาดในการประมวลผลของคอมพิวเตอร์ โดยเลียนแบบการทำงานของเซลล์ประสาท (nerve cells) หรือนิวรอน (neuron)

2.1.4.1 โครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสิสฟังก์ชัน (Radial basis function network : RBFNN)

โครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสิสฟังก์ชัน เป็นโครงข่ายประสาทเทียมแบบป้อนไปข้างหน้า (feed forward) ซึ่งมีชั้นซ่อนเพียงชั้นเดียวเป็นองค์ประกอบในการประมวลผล ชั้นซ่อนนี้ใช้ฟังก์ชันแบบเกาส์เซียนทรานเฟอร์ (Gaussian transfer) ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นฟังก์ชันการโอนถ่ายเพื่อปรับค่าถ่วงน้ำหนักเพื่อให้ฟังก์ชันมีความเหมาะสมในการนำไปใช้งาน จุดศูนย์กลางและความกว้างของเกาส์เซียนกำหนดโดยกฎการเรียนรู้แบบไม่ควบคุม (unsupervised) และการเรียนรู้แบบควบคุม (supervised) โดยจะนำไปใช้ในชั้นเอาต์พุต ผลลัพธ์ที่เกิดจากโครงข่ายประสาทเทียมชนิดนี้จะขึ้นกับระยะห่างระหว่างอินพุตและจุดศูนย์กลางของเอาต์พุต โครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสิสฟังก์ชันสามารถเรียกใช้ผ่านโปรแกรม MATLAB ได้ผ่านคำสั่ง *newrb* โดยคำสั่งนี้ทำการสร้างนิวรอนเข้าไปในโครงข่ายจนกว่าค่าผลรวมกำลังสองของความคลาดเคลื่อน (sum-squared error : SSE) ที่เกิดจากการป้อนค่านิวรอนเข้าไปในเครือข่ายในแต่ละช่วงของตัวแปร *spread* มีค่าใกล้เคียงกับค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสอง (mean-squared error : MSE) ที่ได้กำหนดเอาไว้ในตัวแปร *goal* โดยโครงสร้างของคำสั่ง *newrb* มีรายละเอียดดังสมการที่ (16)



ภาพประกอบ 12 โครงสร้าง RBFNN ในโปรแกรม MATLAB

$$net = newrb(P,T, goal, spread, MN, DF) \quad (16)$$

โดยที่ *net* คือ โครงข่ายประสาทเทียม

newrb คือ คำสั่งโครงข่ายประสาทเทียมเรเดียลเบสิสฟังก์ชัน

P คือ ค่าเวกเตอร์อินพุต

T คือ ค่าเวกเตอร์เอาต์พุต

goal คือ ค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองที่ต้องการ

spread คือ ค่าพารามิเตอร์การกระจาย

MN คือ จำนวนสูงสุดของนิวรอน

DF คือ จำนวนนิวรอนที่แสดงในหน้าต่าง co มิติลิเมตร and

window

สำหรับอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสิสฟังก์ชันในโครงข่ายนี้จะประกอบไปด้วยค่าพารามิเตอร์สำหรับโครงข่ายสายอากาศและสำหรับเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมจะประกอบไปด้วย $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$ และ $S_{11,3.1}$ โดยการวัดความแม่นยำในการประมวลผลจะขึ้นอยู่กับค่าผลรวมกำลังสองของความคลาดเคลื่อนหรือค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองที่แสดงผ่านกราฟในคำสั่ง *newrb*

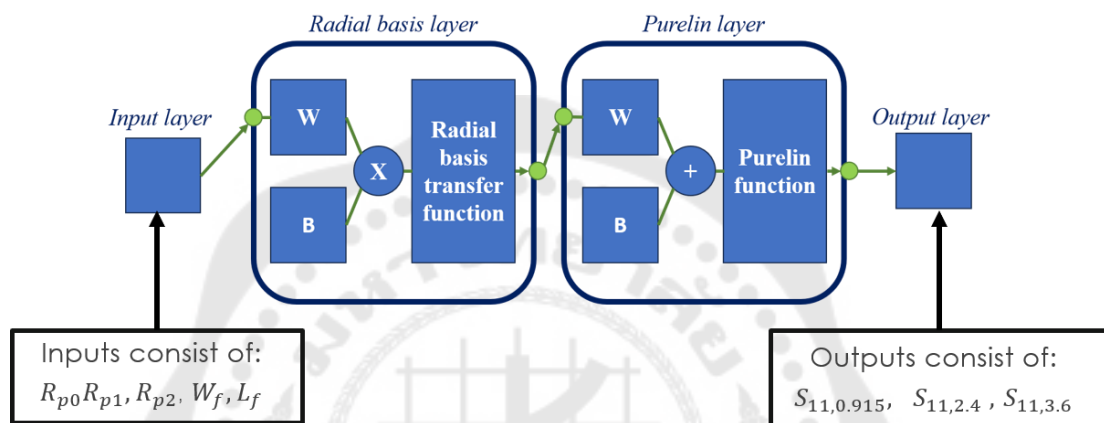
โดยที่ $S_{11,0.915}$ คือ ค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ (dB)

$S_{11,2.4}$ คือ ค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ (dB)

$S_{11,3.1}$ คือ ค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ความถี่ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ (dB)

กระบวนการในการทำงานของโครงข่ายประสาทเทียมในระบบนี้จะเป็นไปตามภาพประกอบที่ 10 คือค่าพารามิเตอร์ต่างๆจะถูกป้อนเข้าไปในตัวโครงข่ายประสาทเทียมโดยจะมีการคำนวณที่ชั้นเรเดียลเบสิส(radial layer) และชั้นเพียวลิน (purelin layer) โดยจะมีการเพิ่ม

จำนวนนิวรอนในการคำนวณแต่ละรอบตามจำนวนตัวแปร *spread* และจะเพิ่มจำนวนนิวรอนระหว่างการประมวลผลจนกว่าจะครบตามที่กำหนดในตัวแปร *MN* โดยประสิทธิภาพในการประมวลผลสามารถกำหนดได้ที่ตัวแปร *goal* ซึ่งจะแทนค่าค่าผลรวมกำลังสองของความคลาดเคลื่อน ซึ่งจะส่งผลให้โครงข่ายประสาทเทียมจะพยายามคำนวณให้เกิดค่าความผิดพลาดให้เข้าใกล้ค่า *goal* ให้ได้มากที่สุด



ภาพประกอบ 13 ภาพประกอบการใช้โครงข่ายประสาทเทียมมาวิเคราะห์พารามิเตอร์สายอากาศ

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

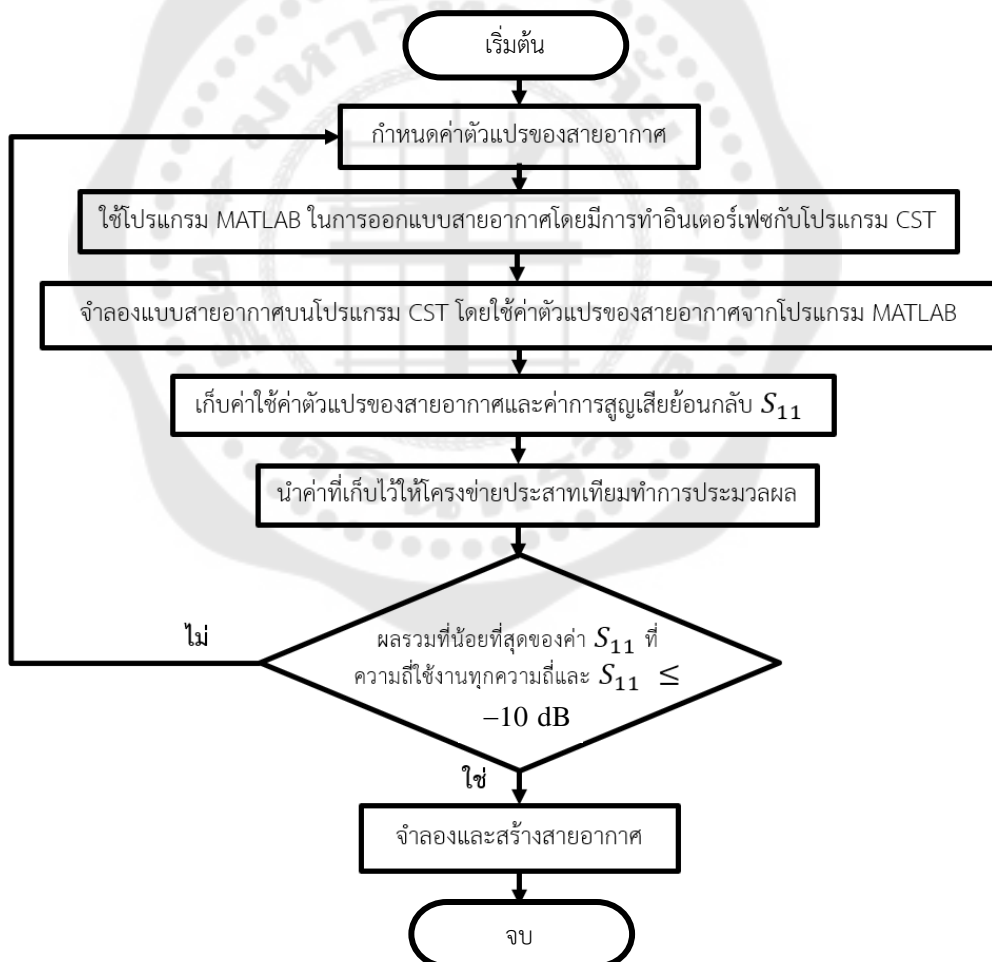
ปริชญานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงการนำสายอากาศมาประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจ โดยคุณสมบัติของสายสวนหัวใจนั้น (C. Thaijam et al., 2013) ได้กล่าวถึงการออกแบบสายสวนหัวใจสำหรับใช้ในมนุษย์และกล่าวถึงสมการในการคำนวณหาค่าแรงดันและปริมาณเลือดของหัวใจจากสายสวนหัวใจ สำหรับสายอากาศ รูปร่างและความถี่ใช้งานมีความสำคัญในการออกแบบเพื่อให้สามารถเข้ากับการส่งข้อมูลรวมไปถึงการชาร์จพลังงานแบบไร้สาย สำหรับรูปร่างของสายอากาศที่เลือกมาใช้งาน (D. Dubey et al., 2015) ได้กล่าวถึงรูปร่างแพริกทัลวงกลมและต้นแบบของรูปร่างแพริกทัลคือรูปร่างเซียร์พินสกีแกสเก็ตที่ออกแบบโดย Wacław Sierpiński สำหรับความถี่ใช้งานของสายอากาศจะมีค่าความถี่ที่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ โดย ณ ความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ จะถูกใช้สำหรับการชาร์จแบตเตอรี่แบบไร้สาย (C. Liu et al., 2018) ได้กล่าวถึงการออกแบบสายอากาศฝังตัวเพื่อใช้สำหรับการทำ wireless power transfer ต่อมา ณ ความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ (J.-Q. Ran et al., 2017) ได้กล่าวถึงการสร้างสายอากาศฝังตัวที่ทำงานอยู่ในช่วงย่านความถี่ ISM band (2.1-2.65 กิกะเฮิรตซ์) ดังนั้นความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ ที่อยู่ในช่วงย่านความถี่ ISM ดังกล่าวจึงสามารถนำมาใช้งานได้ สุดท้าย

ณ ความถี่ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ (Yazdandoost, 2012) ได้กล่าวถึงการสร้างสายอากาศฝังตัวที่ทำงานอยู่ในช่วงย่านความถี่ UWB (3.1-10.6 กิกะเฮิรตซ์) ดังนั้นความถี่ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ ที่อยู่ในช่วงย่านความถี่ UWB ดังที่กล่าวถึงจึงสามารถนำมาใช้งานได้ ต่อมาเป็นการเลือกวัสดุและบรรจุภัณฑ์ที่เหมาะสมสำหรับการออกแบบสายอากาศเพื่อฝังในร่างกาย (M. Ramzan et al., 2023) ได้กล่าวถึงการออกแบบสายอากาศแบบฝังตัว (implanted antenna) เพื่อใช้สำหรับเครื่องกระตุ้นหัวใจ โดยใช้แคปซูลห่อสายอากาศก่อนฝังในร่างกาย บทความนี้จะทำการทดลองกับสุกรซึ่งมีคุณสมบัติทางกายภาพใกล้เคียงกับมนุษย์ และในเรื่องของวัสดุที่ใช้ (Oliveira & Carvalho, 2022) เลือกวัสดุแผ่นฐานรองที่ใช้ในการออกแบบเป็น Roger RO3010 และมีค่า ϵ_r อยู่ที่ 11.2 ซึ่งมีค่าสูงที่สุดเพื่อลดขนาดของสายอากาศอิงจากสมการของรัศมีสายอากาศที่ (6) และ (7) และสุดท้ายอัลกอริทึมที่เลือกใช้คือโครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสฟังก์ชัน มีสาเหตุคืออิงข้อสรุปจาก (Balwinder S. Dhaliwal & Shyam S. Pattnaik, 2013) ที่กล่าวถึงการใช้โครงข่ายประสาทเทียม 3 ชั้น มาวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุดสำหรับสายอากาศแพริทัลเซียร์พินสกีแกสเกิดชนิดของโครงข่ายประสาทเทียมที่ใช้ในเทียบคือ Multilayer perceptron neural network (MLPNN), Radial basis function neural network (RBFNN) และโครงข่ายชนิดสุดท้ายคือ General regression neural network (GRNN) จากผลลัพธ์สามารถสรุปได้ว่าโครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสฟังก์ชันมีความเหมาะสมที่สุดสำหรับการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์สำหรับสายอากาศแพริทัลเซียร์พินสกีแกสเกิดเนื่องจากเกิดค่าความผิดพลาดที่น้อยที่สุดคือ 1.5 เปอร์เซ็นต์และใช้เวลาในการวิเคราะห์ผลน้อยที่สุด

บทที่ 3

ขั้นตอนการดำเนินงาน

การศึกษาในงานวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยการออกแบบสายอากาศไมโครสตริป แพริทลวงกลมโดยใช้โครงข่ายประสาทเทียมเพื่อประยุกต์กับสายสวนหัวใจ สายอากาศจะถูก ออกแบบด้วยการค้นหาค่าที่มีความเหมาะสมที่สุดด้วยการใช้อัลกอริทึมโครงข่ายประสาทเทียม สำหรับอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบด้วย R_{p0} , R_{p1} , R_{p2} , W_f และ L_f และ สำหรับเอาต์พุตของประกอบไปด้วย $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$ และ $S_{11,3.1}$ โดยการวัดความแม่นยำใน การประมวลผลจะขึ้นอยู่กับค่าเฉลี่ยความผิดพลาดกำลังสองที่แสดงผ่านกราฟในคำสั่ง *newrb*

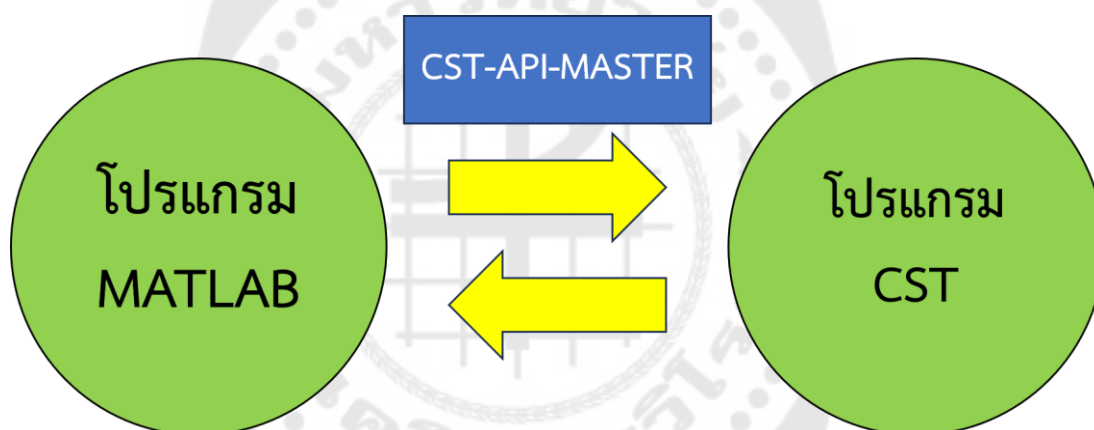


ภาพประกอบ 14 ขั้นตอนการทำงาน

3.1 ออกแบบสายอากาศโดยสายอากาศจะถูกจำลองบนโปรแกรม CST

การดำเนินงานวิจัยเริ่มต้นจากการศึกษาข้อมูลของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัล วงกลมว่าสามารถออกแบบได้อย่างไร หลังจากนั้นศึกษาข้อมูลโครงข่ายประสาทเทียม เมื่อศึกษา ข้อมูลอย่างครบถ้วนจึงเริ่มทำการทดลองเขียนโปรแกรม MATLAB โดยใช้ฟังก์ชันโครงข่าย ประสาทเทียมเพื่อให้สามารถเรียนรู้ข้อมูลที่ต้องการทำการสอน จากนั้นทำการสร้างสายอากาศ ไมโครสตริปแพริทัลวงกลมในโปรแกรม CST ด้วยค่าที่โครงข่ายประสาทเทียมได้ทำการเรียนรู้ เพื่อทำการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์สำหรับสร้างสายอากาศไมโครสตริปสายอากาศไมโครสตริป แพริทัลวงกลมมีประสิทธิภาพมากที่สุด

3.2 วิธีการหาค่าความเหมาะสมเพื่อหาพารามิเตอร์ของสายอากาศโดยใช้โปรแกรม



ภาพประกอบ 15 รูปแสดงโปรแกรมแมทแลปเข้าร่วมโปรแกรม CST

3.2.1 การเรียกใช้และควบคุม CST จากไฟล์ของ MATLAB

คำสั่งทั้งหมดที่จำเป็นต้องใช้ในการดำเนินงานจะอยู่ในไฟล์ชนิดสคริปต์ไฟล์ (script file : .m) ชื่อ CST-API-MASTER ซึ่งสามารถป้อนค่าได้โดยตรงจากโปรแกรม MATLAB ซึ่งมีข้อดี คือทำให้ควบคุมการประมวลผลต่างๆ ในโปรแกรม CST ได้อย่างสมบูรณ์จากโปรแกรม MATLAB ดังนั้นในงานวิจัยจึงสามารถดำเนินงานต่างๆ จากโปรแกรม MATLAB ไปควบคุม CST เช่น การ แก้ไขแบบจำลองต่างๆ การเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ การบันทึกผลลัพธ์ เป็นต้น โดยโปรแกรม MATLAB สามารถเข้าถึงโปรแกรม CST ได้ผ่านการแปลงภาษาวิชวลเบสิก (Visual Basic) หรือวี บีเอ (VBA) โดยในการใช้งานจะใช้คำสั่งจากโปรแกรม MATLAB ในการเรียกใช้ โดยจะเริ่มต้นจาก การออกแบบสายอากาศบนโปรแกรม MATLAB จากนั้นโปรแกรม MATLAB จะนำค่าที่ได้จากการ ออกแบบไปทำการจำลองสายอากาศที่โปรแกรม CST

3.3 ข้อเปรียบเทียบระหว่างสมการดั้งเดิมและวิธีโครงข่ายประสาทเทียม

ในการเปรียบเทียบการออกแบบสายอากาศโดยอาศัยสมการดั้งเดิมและวิธีโครงข่ายประสาทเทียมเริ่มจากคำนวณค่ารัศมีของสายอากาศเพื่อตอบสนองกับความถี่ใช้งาน ณ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ โดยที่ค่า ϵ_r มีค่า 11.2 และค่า h มีค่า 1.27 มิลลิเมตร

ต่อมาอาศัยสมการที่ (6) และ (7) เพื่อนำมาคำนวณค่ารัศมีของสายอากาศสำหรับเปรียบเทียบับวิธีโครงข่ายประสาทเทียม คำนวณได้ดังนี้

อันดับแรกเริ่มจากการคำนวณค่าฟังก์ชันลอกการิทึม F ตามสมการที่ (7) เพื่อนำไปแทนลงในสมการที่ (6)

$$F = \frac{8.791 \times 10^9}{f_r \sqrt{\epsilon_r}}$$

$$F = \frac{8.791 \times 10^9}{(3.1 \times 10^9) \sqrt{11.2}}$$

$$F = 0.8474$$

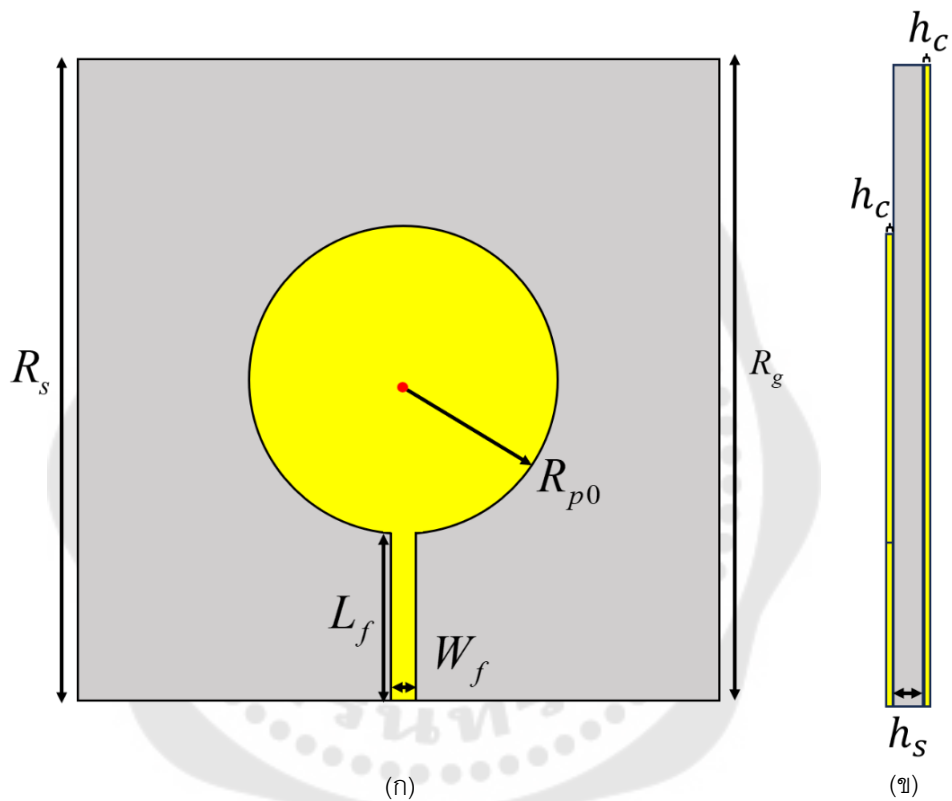
ต่อมานำค่า F ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการที่ (7) มาคำนวณหาค่ารัศมี (a) โดยอาศัยสมการที่ (6)

$$a = \frac{F}{\left\{ 1 + \frac{2h}{\pi \epsilon_r F} \left[\ln \left(\frac{\pi F}{2h} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2}}$$

$$a = \frac{0.8474}{\left\{ 1 + \frac{2(0.127)}{\pi(11.2)(0.8474)} \left[\ln \left(\frac{\pi(0.8474)}{2(0.127)} \right) + 1.7726 \right] \right\}^{1/2}}$$

$$a_3 = 0.82906 \text{ cm} = 8.32906 \text{ mm}$$

เพื่อพิสูจน์การออกแบบสายอากาศด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม จึงทำการออกแบบค่ารัศมีของสายอากาศด้วยวิธีโครงข่ายประสาทเทียม โดยใช้ค่าคงที่ตรงกับการคำนวณด้วยมือคือ ค่า ϵ_r อยู่ที่ 11.2 ค่า h มีค่าเท่ากับ 1.27 มิลลิเมตร และเพิ่มพารามิเตอร์เพิ่มเติมเพื่อจำลองแบบและเก็บข้อมูลจากโปรแกรม CST มาเป็นอินพุตและเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียม โดยประกอบด้วยพารามิเตอร์ดังนี้



ภาพประกอบ 16 รูปโครงสร้างสายอากาศไมโครสตริปวงกลม (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง

โดยพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วย W_f , L_f โดยค่าที่กำหนดในช่วงมากจากการทดลองผิดลองถูก

โดยที่ R_{p0} มีค่าอยู่ในช่วง 7 มิลลิเมตร-9 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

W_f มีค่าอยู่ในช่วง 0.5 มิลลิเมตร -5.5 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

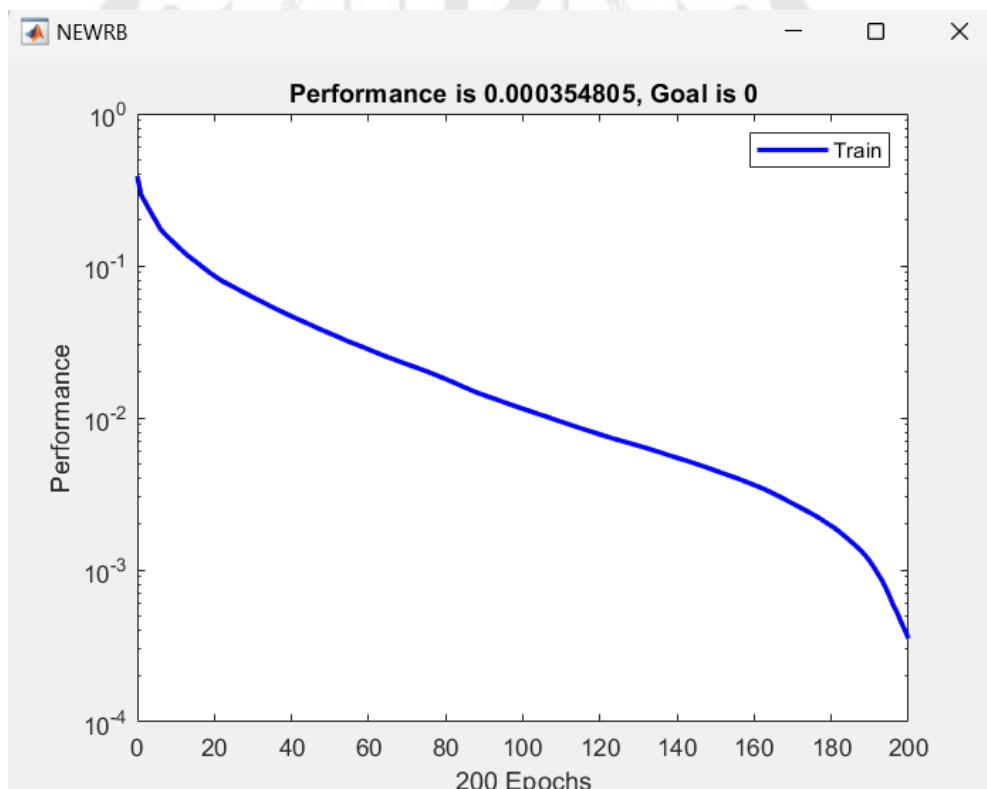
L_f มีค่าอยู่ในช่วง 15.5 มิลลิเมตร-32 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

และให้ค่าพารามิเตอร์ R_s , R_g , h_c , h_s , $goal$, $spread$, MN เป็นค่าคงที่โดยมีค่าดังนี้

R_s	มีค่าเป็น 2 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางสายอากาศ
R_g	มีค่าเท่ากับ R_s
h_c	มีค่าเท่ากับ 0.035 มิลลิเมตร
h_s	มีค่าเท่ากับ 1.7 มิลลิเมตร
$goal$	มีค่าเท่ากับ 0
$spread$	มีค่าเท่ากับ 0.001
MN	มีค่าเท่ากับ 100

โดยพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมคือ $S_{11,3,1}$

เมื่อนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่กำหนดเอาไว้มาทำการสอน (train) ให้กับโครงข่ายประสาทเทียมแล้วได้ผลลัพธ์คือ ที่แสดงถึงค่า MSE (Mean-Squared Error) หรือค่า Performance จากกราฟผลลัพธ์ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าเท่ากับ 0.000354805 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของโครงข่ายประสาทเทียมที่ดีดังภาพประกอบที่ 16



ภาพประกอบ 17 ภาพแสดง MSE (Mean-Squared Error) ของโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับ
ออกแบบสายอากาศไมโครสตริปวงกลม

หลังจากทำการสอนโครงข่ายประสาทเทียมแล้ว ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่เหมาะสมกับค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ โดยมีค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากโครงข่ายประสาทเทียมคือ R_{p0} มีค่าเท่ากับ 8.33 มิลลิเมตร W_f มีค่าเท่ากับ 0.55 มิลลิเมตร และ L_f มีค่าเท่ากับ 19.49 มิลลิเมตร

จะเห็นได้ว่าค่ารัศมีของสายอากาศจากวิธีโครงข่ายประสาทเทียมนั้นมีค่า 8.33 มิลลิเมตร ซึ่งใกล้เคียงกับวิธีการการคำนวณด้วยมือสมการที่ (6) และ (7) คือ 8.2906 มิลลิเมตร โดยมีค่าผิดพลาดประมาณร้อยละคือ 0.47523 จึงสามารถนำวิธีโครงข่ายประสาทเทียมมาใช้ในการออกแบบสายอากาศได้



3.4 ระยะเวลาในการดำเนินงาน

ตาราง 1 ระยะเวลาในการดำเนินงาน

การดำเนินงาน	ระยะเวลา (เดือน)								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
ศึกษาการออกแบบสายอากาศด้วยโปรแกรม MATLAB และ CST	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ออกแบบสายอากาศด้วยโปรแกรม MATLAB และ CST									
ทดสอบสายอากาศว่ามีคุณสมบัติที่เพียงพอจะประยุกต์ใช้กับสายสวนหัวใจเพื่อวัดแรงดันและปริมาตรเลือดหรือไม่									

บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

4.1 ผลลัพธ์การออกแบบพารามิเตอร์ของสายอากาศด้วยโครงข่ายประสาทเทียม

ปริภูมิพารามิเตอร์นี้เลือกวัสดุแผ่นฐานรองที่ใช้ในการออกแบบเป็น Roger RO3010 ซึ่งมีค่า ϵ_r อยู่ที่ 11.2 มาใช้ในการออกแบบเนื่องจากมีค่า ϵ_r สูงที่สุดตามที่ได้ศึกษามา ซึ่งสามารถออกแบบสายอากาศให้มีขนาดที่ต่ำลงเทียบกับวัสดุฐานรองอื่น

(Sombattheera & Thajiam, 2023) เริ่มจากการออกแบบสายอากาศไมโครสตริป แฟร์ริทลวงกลมที่อาศัยการบ่อนสัญญาณแบบใช้สายการบ่อนสัญญาณ เพราะสามารถทำการแมทซ์ซึ่งสายบ่อนสัญญาณกับสายอากาศเพื่อให้สายอากาศทำงานตามความถี่ที่ต้องการได้ ทั้งนี้เราจะลดความหนาของแผ่นฐานรองให้บางลงเพื่อให้สอดคล้องกับอุปกรณ์ที่ฝังในร่างกาย

โดยพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นอินพุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วย R_{p0} , R_{p1} , R_{p2} , R_g , W_f , L_f โดยค่าที่กำหนดในช่วงมากจากการทดลองของผิ

โดยที่ R_{p0} มีค่าอยู่ในช่วง 96-98 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

R_{p1} มีค่าอยู่ในช่วง 3-6 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

R_{p2} มีค่าอยู่ในช่วง 25-28 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

R_g มีค่าอยู่ในช่วง 180-185 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า (ค่า R_g จะส่งผล

ต่อค่า L_f และมีขนาดเท่ากับค่า R_s)

W_f มีค่าอยู่ในช่วง 10-12 มิลลิเมตร มีทั้งหมด 6 ค่า

และให้ค่าพารามิเตอร์ R_s , h_c , h_s , $goal$, $spread$, MN เป็นค่าคงที่โดยมีค่า

ดังนี้

R_s มีค่าเท่ากับขนาดของ R_g

h_c มีค่าเท่ากับ 0.035 มิลลิเมตร

h_s มีค่าเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตร

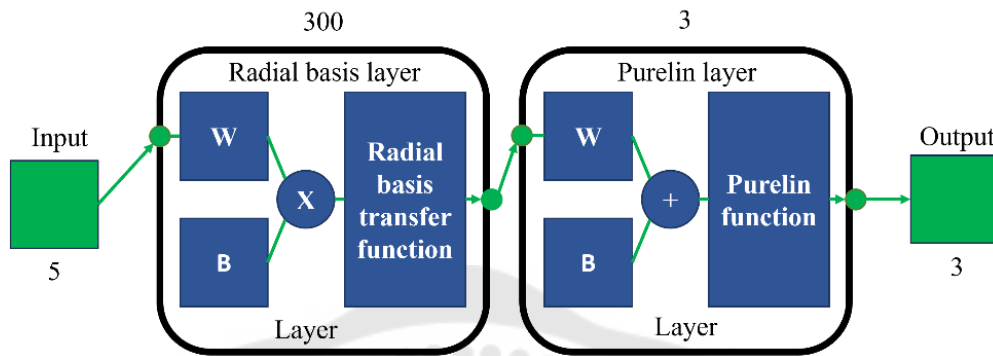
L_f มีค่าคือ $R_g/2$

$goal$ มีค่าเท่ากับ 0

$spread$ มีค่าเท่ากับ 0.001

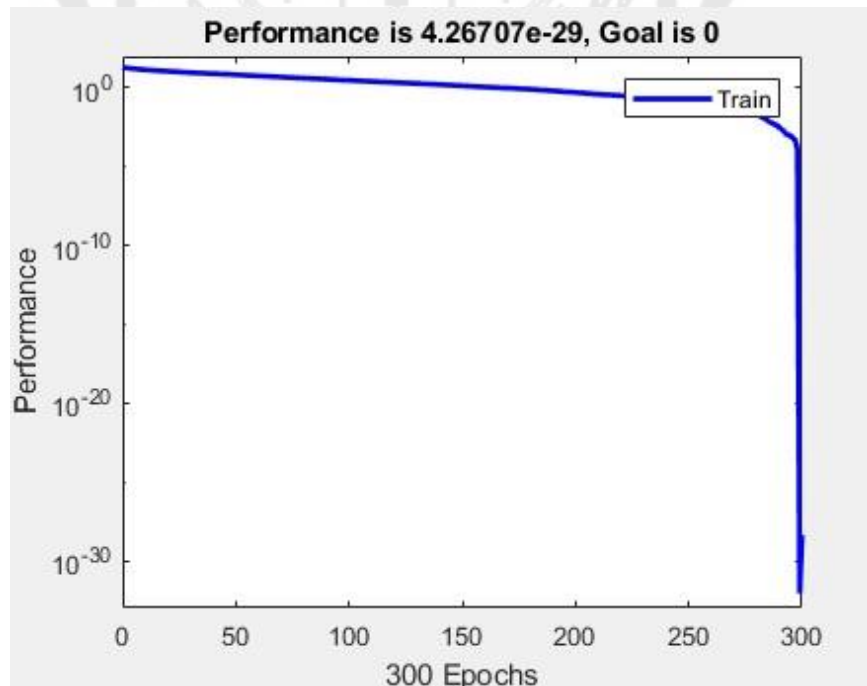
MN มีค่าเท่ากับ 300

โดยพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมประกอบไปด้วย $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$



ภาพประกอบ 18 โครงสร้างของโครงข่ายประสาทเทียมสำหรับออกแบบสายอากาศ

เมื่อนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่กำหนดเอาไว้มาทำการสอน (train) ให้กับโครงข่ายประสาทเทียมแล้วได้ผลลัพธ์คือ ค่า Performance ที่แสดงถึงค่า MSE (Mean-Squared Error) ของโครงข่ายประสาทเทียมที่มีค่าเท่ากับ 4.26707×10^{-29} ซึ่งแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพของโครงข่ายประสาทเทียมที่ดีดังภาพประกอบที่ 19



ภาพประกอบ 19 ค่า goal ของโครงข่ายประสาทเทียม

หลังจากทำการสอนโครงข่ายประสาทเทียมแล้ว ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่เหมาะสมกับค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ โดยมีค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากโครงข่ายประสาทเทียมดังนี้

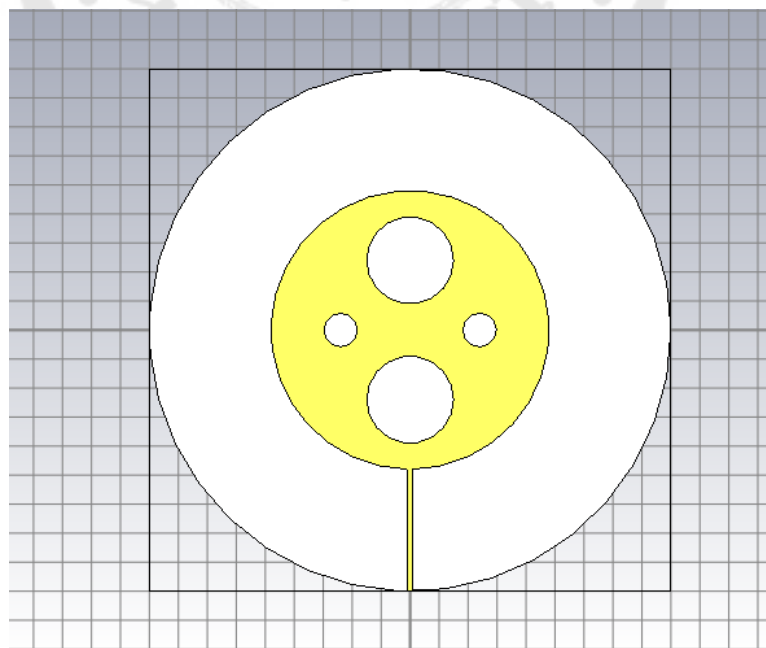
R_{p0}	มีค่าเท่ากับ 96 มิลลิเมตร
R_{p1}	มีค่าเท่ากับ 30 มิลลิเมตร
R_{p2}	มีค่าเท่ากับ 11.6 มิลลิเมตร
R_s	มีค่าเท่ากับ 180 มิลลิเมตร
W_f	มีค่าเท่ากับ 3.6 มิลลิเมตร
L_f	มีค่าเท่ากับ 18 มิลลิเมตร

โดยมีค่าคงที่ประกอบคือ

h_c มีค่าเท่ากับ 0.035 มิลลิเมตร

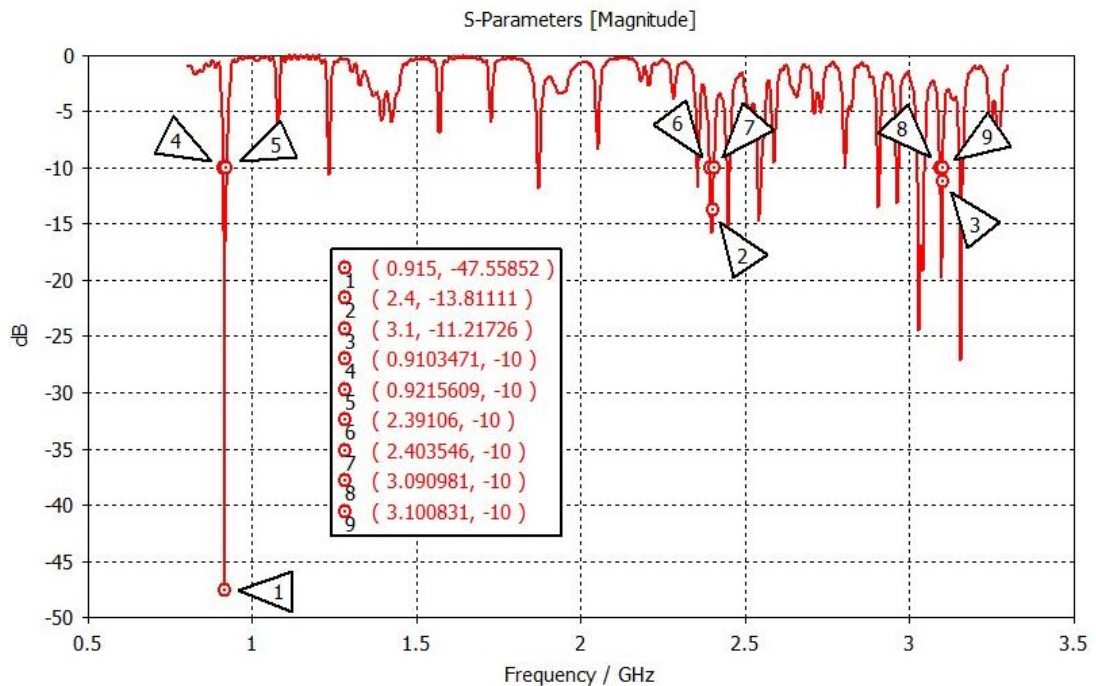
h_s มีค่าเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตร

หลังจากที่ได้ค่าพารามิเตอร์สำหรับออกแบบสายอากาศทั้งหมดแล้ว จึงทำการนำค่าไปจำลองแบบสายอากาศในโปรแกรม CST เพื่อดูผลลัพธ์ ซึ่งได้ค่าแบบจำลองสายอากาศดังภาพประกอบที่ 20 ค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ตามภาพประกอบที่ 21 การแผ่พลังงานตามภาพประกอบที่ 22 และ ภาพอัตราขยายจากรูปการแผ่พลังงานสามมิติตามภาพประกอบที่ 23



ภาพประกอบ 20 แบบจำลองสายอากาศแบบสายป้อนสัญญาณบนโปรแกรม CST

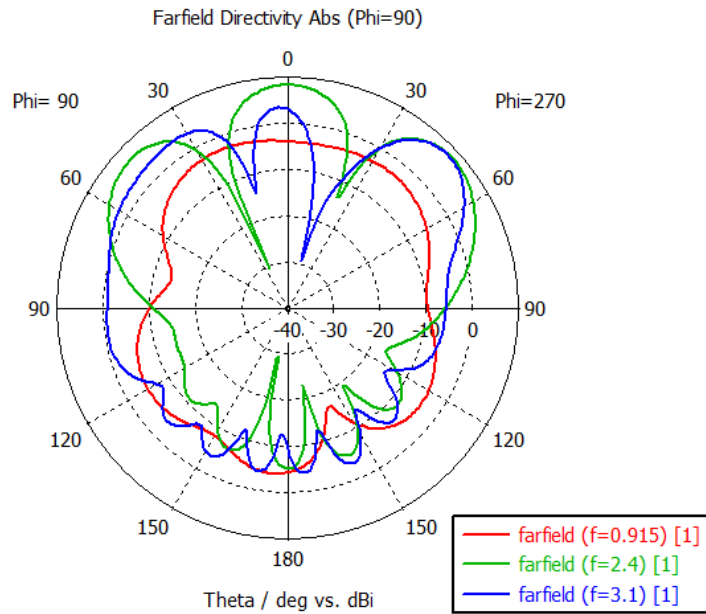
4.2 ผลลัพธ์ของค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST



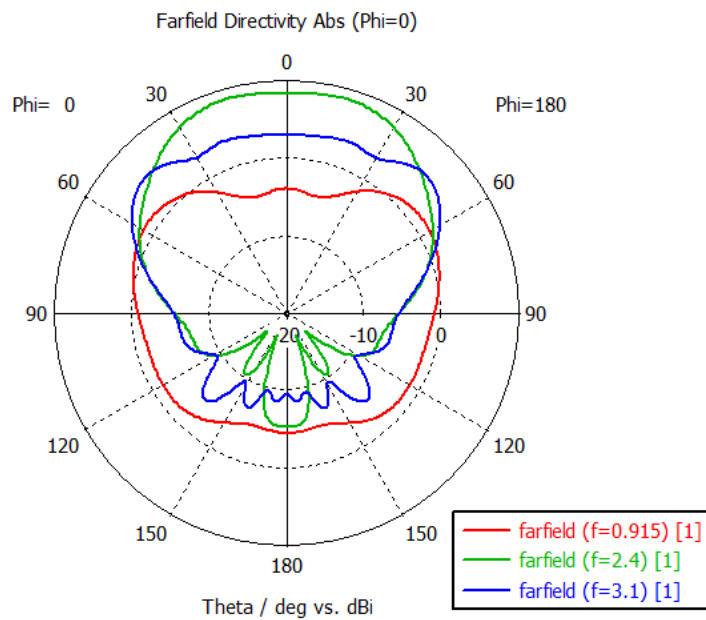
ภาพประกอบ 21 ค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ของ แบบจำลองสายอากาศไมโครสตริปแพริกทัล วงกลมแบบบสายป้อนสัญญาณ

โดยที่ค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ หรือค่าการสูญเสียย้อนกลับ ณ ความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ มีค่าเท่ากับ -47.55968 dB, -13.81121 dB และ -11.21744 dB ตามลำดับ และแบนด์วิดท์ (bandwidth) ของสายอากาศ ณ ความถี่ใช้งานมีค่าอยู่ในช่วง 0.9103471 กิกะเฮิรตซ์-0.921569 กิกะเฮิรตซ์ จะครอบคลุมในย่านความถี่ ISM band ที่ 0.9028 กิกะเฮิรตซ์-0.928 กิกะเฮิรตซ์ จาก (Kiourti & Nikita, 2012) ต่อมาที่แบนด์วิดท์ ช่วง 2.39106 กิกะเฮิรตซ์-2.403546 กิกะเฮิรตซ์ จะครอบคลุมในย่านความถี่ ISM band ที่ 2.1 กิกะเฮิรตซ์-2.65 กิกะเฮิรตซ์ จาก (J. -Q. Ran et al., 2017) และสุดท้ายที่แบนด์วิดท์ ช่วง 3.090981 กิกะเฮิรตซ์-3.100831 กิกะเฮิรตซ์ จะครอบคลุมที่ความถี่ 3.1 กิกะเฮิรตซ์-3.10082 กิกะเฮิรตซ์ อิงจากช่วงความถี่ UWB (3.1 กิกะเฮิรตซ์-10.6 กิกะเฮิรตซ์) จาก (Yazdandoost, 2012)

4.3 ผลลัพธ์ของการแผ่พลังงาน (radiation pattern) ที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST



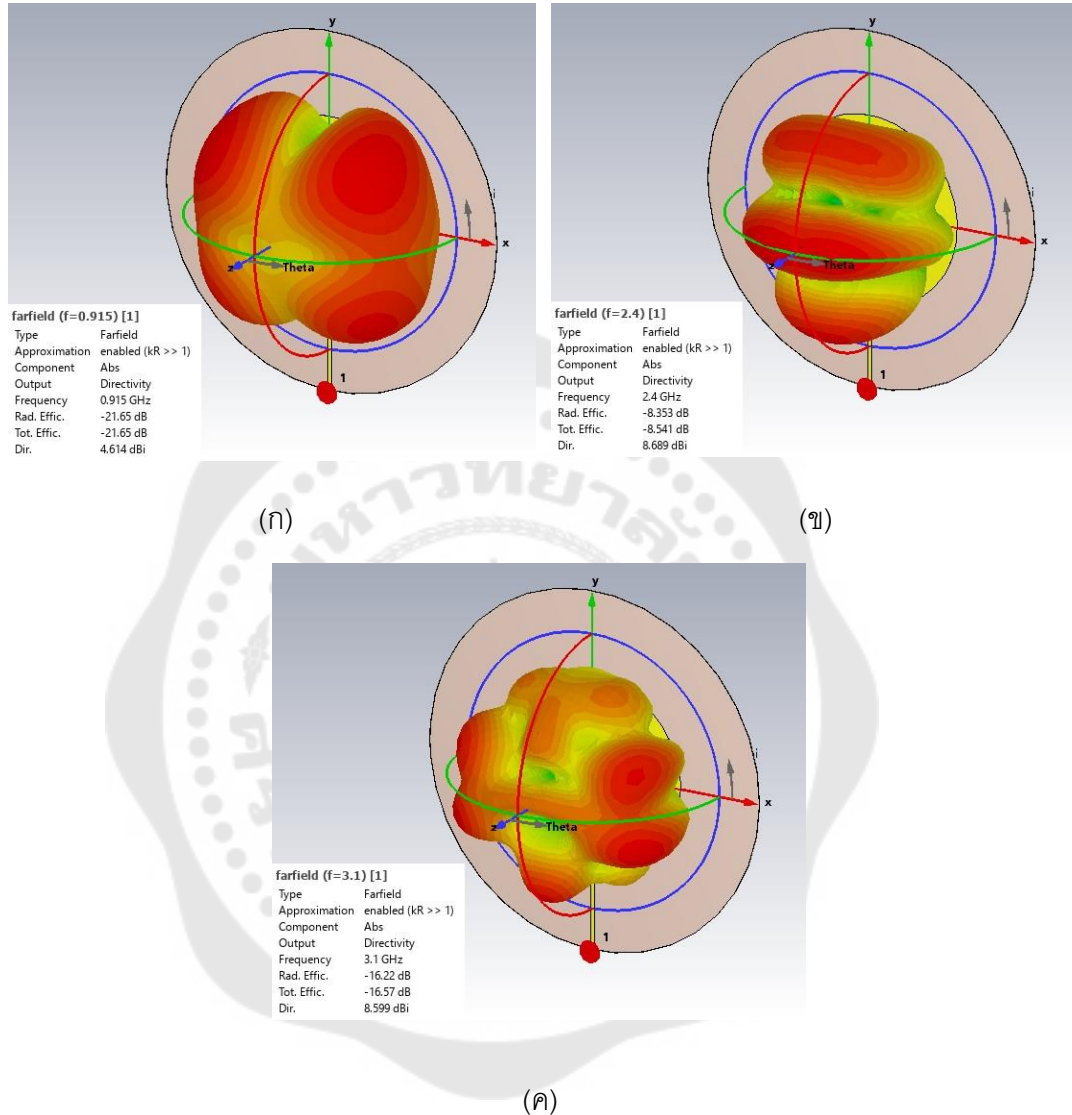
(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 22 การแผ่พลังงานที่ได้จากแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST (ก) การแผ่พลังงานในระนาบสนามไฟฟ้า (E-plane) (ข) การแผ่พลังงานในระนาบสนามแม่เหล็ก (H-plane)

4.4 ผลลัพธ์ของอัตราขยายที่พิจารณาเพียงประสิทธิภาพของการแผ่กำลัง (directivity gain) จากรูปการแผ่พลังงานสามมิติของแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST



ภาพประกอบ 23 อัตราขยายที่พิจารณาเพียงประสิทธิภาพของการแผ่กำลังที่ได้จากรูปการแผ่พลังงานสามมิติของแบบจำลองสายอากาศในโปรแกรม CST (ก) อัตราขยาย ณ ความถี่ 0.915 กิโลเฮิรตซ์ (ข) อัตราขยาย ณ ความถี่ 2.4 กิโลเฮิรตซ์ (ค) อัตราขยาย ณ ความถี่ 3.1 กิโลเฮิรตซ์

จากภาพประกอบ 23 จะเห็นได้ว่าค่าอัตราขยายที่พิจารณาเพียงประสิทธิภาพของการแผ่กำลัง ณ ความถี่ 0.915 กิโลเฮิรตซ์ 2.4 กิโลเฮิรตซ์ และ 3.1 กิโลเฮิรตซ์ มีค่าเท่ากับ 4.614 dBi, 8.689 dBi และ 8.599 dBi ตามลำดับ

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

โครงการวิศวกรรมฉบับนี้ได้กล่าวถึงการออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมโดยอาศัยวิธีโครงข่ายประสาทเทียมชนิดเรเดียลเบสิสฟังก์ชันเพื่อใช้ในระบบสื่อสารไร้สายที่ย่านความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ ซึ่งอาศัยการจำลองสายอากาศบนโปรแกรม CST ผ่านการควบคุมโดยโปรแกรม MATLAB เพื่อให้ได้ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศให้มีประสิทธิภาพสูงสุด โครงการนี้เลือกนำโครงข่ายประสาทเทียมมาใช้ในการหาค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมในการทำซ้ำครั้งที่ 2 พบว่าค่าการสูญเสียย้อนกลับในโปรแกรม CST ณ ความถี่ใช้งานคือ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ มีค่า $S_{11,0.915}$, $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ เท่ากับ -47.55968 dB, -13.81121 dB และ -11.21744 dB ตามลำดับ

เบื้องต้นสามารถวิเคราะห์ประเด็นที่ทำให้เกิดขนาดที่ใหญ่ขึ้นจากสมการเดิมและค่า $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ที่สูงกว่าที่ได้กำหนดไว้คือ -15 dB ดังนี้ ในประเด็นที่หนึ่งคือสายอากาศมีขนาดใหญ่จะมีสาเหตุมาจากสายอากาศไมโครสตริปแพริทัลวงกลมในการทำซ้ำครั้งที่ 0 หรือสายอากาศไมโครสตริปวงกลมซึ่งออกแบบให้รองรับการใช้งานที่ความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างคือพื้นที่แผ่นทองแดงของสายอากาศวงกลมซึ่งมีคุณลักษณะเป็นบวก (positive) ถูกเจาะพื้นที่ออกด้วยสลิตของสายอากาศซึ่งมีคุณลักษณะเป็นลบ (negative) ทำให้รูปร่างดั้งเดิมของสายอากาศเปลี่ยนไป ส่งผลทำให้พื้นที่ที่กระแสผ่านบนผิวของสายอากาศน้อยลง ทำให้ขนาดของสายอากาศต้องมีขนาดที่ใหญ่ขึ้นเพื่อรองรับความถี่ ในประเด็นนี้ได้ทำการลดขนาดของสายอากาศด้วยการปรับสัญญาณแบบโคแอกเชียลด้วยขนาดที่กำหนดพบว่าสายอากาศมีขนาดที่เล็กลงแต่จะทำงานได้ไม่ครอบคลุมความถี่ใช้งานซึ่งพิจารณาจากค่าการสูญเสียย้อนกลับ ยกตัวอย่างคือ หากค่าการสูญเสียย้อนกลับของสายอากาศเหมาะสมกับความถี่ 0.915 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ แต่จะไม่เหมาะสมกับกับความถี่ 2.4 กิกะเฮิรตซ์ ได้ ในประเด็นที่สองคือค่า $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ที่สูงกว่าค่าที่กำหนด คาดว่าชุดข้อมูลอินพุตที่กำหนดเอาไว้ อาจไม่ครอบคลุมต่อความถี่ใช้งานที่ออกแบบ ทำให้ค่าความถี่นั้นไม่สอดคล้องกับขนาดและสายอากาศมีค่า $S_{11,2.4}$, $S_{11,3.1}$ ที่มากกว่าที่กำหนดเอาไว้ เพราะข้อมูลอินพุตและเอาต์พุตที่ได้ นั้นเกิดจากการเก็บข้อมูลผ่านกรรมวิธีการลองผิดลองถูกด้วยตนเองเป็นหลัก

สรุปได้ว่าสายอากาศไมโครสตริปแพริกัลวงกลมในการทำซ้ำครั้งที่ 2 นั้นมีค่าการสูญเสียย้อนกลับ ณ ความถี่ใช้งาน 0.915 กิกะเฮิรตซ์ มีค่าน้อยกว่า -40 dB แสดงให้เห็นว่าสายอากาศสามารถส่งคลื่นความถี่ได้ร้อยละ 99.9999 ในขณะที่เดียวกันผลลัพท์ค่าการสูญเสียย้อนกลับ ณ ความถี่ใช้งาน 2.4 กิกะเฮิรตซ์ และ 3.1 กิกะเฮิรตซ์ มีค่าน้อยกว่า -10 dB แสดงให้เห็นว่าสายอากาศสามารถส่งคลื่นความถี่ได้ร้อยละ 90 ผลลัพท์ที่ได้แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มที่สามารถนำโครงข่ายประสาทเทียมมาออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพริกัลวงกลมในการทำซ้ำครั้งที่ 2 ได้หากมีจำนวนและคุณภาพอินพุตที่เหมาะสม

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. วัสดุที่เลือกใช้ในโครงงานนี้คือ Roger 3010 ที่มีค่า ϵ_r ที่สูงที่สุดจากการศึกษา งานวิจัยมาด้วยตนเอง ซึ่งจะส่งผลในเรื่องของการลดขนาดของสายอากาศได้จริง แต่ในขณะเดียวกันวัสดุชิ้นนี้มีราคาที่สูงมาก หากต้องการทำงานวิจัยด้านการทำสายอากาศสำหรับใช้ในร่างกายควรเลือกวัสดุที่มีราคาเหมาะสมและสามารถขนส่งได้ง่ายเพื่อลดค่าใช้จ่ายในการทำชิ้นงานจริง

2. ในการทำโครงงานพบว่าถ้าต้องการประมวลผลด้วยความเร็วสูงเพื่อดำเนินการเก็บข้อมูลเป็นอินพุตและเอาต์พุตของโครงข่ายประสาทเทียมจะต้องใช้คอมพิวเตอร์ที่มีความสามารถในการประมวลผลสูงเช่นกัน หากคอมพิวเตอร์ไม่มีประสิทธิภาพที่ดีพอจะส่งผลกระทบต่อระยะเวลาในการประมวลผลคือมีระยะเวลาที่นานขึ้น ส่งผลให้การเก็บข้อมูลค่าพารามิเตอร์สายอากาศหรืออินพุตให้กับโครงข่ายประสาทเทียมนั้นไม่ก่อให้เกิดค่าการสูญเสียย้อนกลับที่เหมาะสม ณ ความถี่ใช้งานที่ออกแบบไว้ ดังนั้นควรมีคอมพิวเตอร์ที่มีประสิทธิภาพสูงเพื่อลดระยะเวลาในการประมวลผล ซึ่งจะช่วยให้กำหนดค่าอินพุตที่มีความละเอียดและจำนวนที่มากขึ้น และจะทำให้พบค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่สามารถทำงานได้ตามความถี่ใช้งานที่ออกแบบ

3. เมื่อต้องการจำลองแบบสายอากาศเพื่อวิเคราะห์ผลต่างๆ จำเป็นต้องให้ค่าถึงสภาพแวดล้อมที่จะนำสายอากาศไปใช้งานด้วยความสมเหตุสมผล ดังนั้นควรปรับแต่งสภาพแวดล้อมในโปรแกรมจำลองให้สอดคล้องกับสภาพภายในร่างกาย เช่น เมื่อต้องการนำสายอากาศไปใช้ในร่างกาย ก็จะต้องปรับสภาพแวดล้อมในโปรแกรมให้เหมือนกับสภาพที่พบภายในร่างกาย โดยการปรับค่าตัวแปรต่างๆ ที่มีผลต่อสภาพร่างกาย เช่น ค่าจำเพาะของตัวกลางของร่างกายและค่าอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ซึ่งค่าตัวแปรเหล่านี้ควรมีการอ้างอิงจากงานวิจัยที่น่าเชื่อถือ เพื่อให้การจำลองมีความแม่นยำและเชื่อถือได้อย่างแท้จริง

บรรณานุกรม

- Balwinder S. Dhaliwal, & Shyam S. Pattnaik. (2013). Artificial Neural Network Analysis of Sierpinski Gasket Fractal Antenna: A Low Cost Alternative to Experimentation. *Advances in Artificial Neural Systems*, 2013, Article 560969. <https://doi.org/https://doi.org/10.1155/2013/560969>
- C. Liu, Y. Zhang, & X. Liu. (2018). Circularly Polarized Implantable Antenna for 915 MHz ISM-Band Far-Field Wireless Power Transmission. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(3), 373-376. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2018.2790418>
- C. Thajijam, W. Jeamsaksiri, & K. Saejok. (2013). A study of cardiac function using pressure-volume conductance catheter measurements. The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference, Amphur Muang, Thailand.
- D. Dubey, J. AHIRWAR, D. Dekate, & Z. Hasan. (2015). Circular Sierpinski Fractal Antenna for Multiband Wireless Applications. 2015 International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks (CICN), Jabalpur, India.
- J. -Q. Ran, Z. -H. Li, J. -X. Wang, Y. Liu, W. -H. Zong, S. Li, & C. -Z. Du. (2017). A CPW-Fed implantable antenna operating at ISM band. 2017 7th IEEE International Symposium on Microwave, Antenna, Propagation, and EMC Technologies (MAPE), Xi'an, China.
- Kiourti, A., & Nikita, K. S. (2012). Miniature Scalp-Implantable Antennas for Telemetry in the MICS and ISM Bands: Design, Safety Considerations and Link Budget Analysis. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 60(8), 3568-3575. <https://doi.org/10.1109/TAP.2012.2201078>
- M. Ramzan, A. Khaleghi, X. Fang, Q. Wang, N. Neumann, & D. Plettemeier. (2023). An Ultra-Miniaturized High Efficiency Implanted Spiral Antenna for Leadless Cardiac Pacemakers. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 17(3), 621-632. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2023.3285451>

- Oliveira, V. U., & Carvalho, N. B. (2022, 12-14 Sept. 2022). Miniaturized Triple Band Antenna Applied to Implantable Medical Devices Communications. 2022 IEEE 12th International Conference on RFID Technology and Applications (RFID-TA),
- P. Laothavorn, K. Hengrussamee, R. Kanjanavanit, W. Moleerergpoom, D. Laorakpongse, O. Pachirat, S. Boonyaratavej, & P. Sritara. (2010). Thai Acute Decompensated Heart Failure Registry (Thai ADHERE). *CVD Prevention and Control*, 5(3), 89-95. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.cvdpc.2010.06.001>
- Sombattheera, N., & Thajiam, C. (2023, 28-31 Oct. 2023). Design of Pressure-Volume Catheter's Status Monitoring System by An Implanted Triple Band Fractal Circular Microstrip Patch Antenna (CFPA). 2023 15th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON),
- Yazdandoost, K. Y. (2012, 31 Oct.-2 Nov. 2012). UWB antenna for body implanted applications. 2012 9th European Radar Conference,
- กองระบาดวิทยา กรมควบคุมโรค. (2562). สถานการณ์โรคหลอดเลือดหัวใจ *Coronary Artery Disease (CAD)* ปี พ.ศ. 2562 กรมควบคุมโรค กระทรวงสาธารณสุข. Retrieved 6 พ.ศ. 2566 from <https://ddc.moph.go.th/uploads/files/1081120191227084415.pdf>

ประวัติผู้เขียน

