

การออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้าโดยใช้ต้นทุนต่ำ

Design and Development of Low-cost Electrical Impedance Tomography

จิรพันธ์ บำเพ็ญ¹, นงนภัส วานกระ¹, กฤษณ์ อ่างแก้ว² และ พิพัฒน์ พรหมมี^{1*}

¹ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม คณะ
วิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระ
จอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
²ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องมืองัดและ
อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้า
พระนครเหนือ
* ผู้รับผิดชอบบทความ
pipat.pr@kmitl.ac.th

Received: 25 Dec 2021
Revised: 13 Mar 2022
Accepted: 30 Apr 2022

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า (Electrical Impedance Tomography : EIT) โดยใช้ต้นทุนต่ำ การออกแบบจะประกอบไปด้วยวงจรกำเนิดสัญญาณรูปไซน์ วงจรเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแสซึ่งจะใช้เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับกระแส การใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 ในการควบคุมมัลติเพล็กซ์เซอร์สำหรับการทำงานในส่วนของการรับ-ส่งสัญญาณ รูปแบบการทำงานจะทำการจ่ายสัญญาณไซน์รูปแบบกระแสให้กับตัวโพรบที่ถูกติดตั้งไว้รอบตัว Vessel จากนั้นเมื่อจ่ายสัญญาณไซน์ วงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่นและมัลติเพล็กซ์เซอร์จะทำหน้าที่รับสัญญาณและจ่ายสัญญาณในแต่ละจุด หลังจากที่ได้รับสัญญาณจะแปลงสัญญาณแรงดันไฟฟ้าจากแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลเพื่อส่งไปประมวลผล แสดงตำแหน่งวัตถุที่อยู่ใน Vessel ซึ่งเครื่องมือที่ใช้ในการประมวลผลใช้ซอฟต์แวร์ที่มีชื่อว่า EIDORS ไฟไนต์เอลิเมนต์บนโปรแกรม MATLAB โดยในบทความนี้มีการทดลองจริงเพื่อยืนยันหลักการสร้างของงานที่ออกแบบมา พบว่าเป็นไปตามทฤษฎีทุกประการ

คำสำคัญ: วงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ มัลติเพล็กซ์เซอร์ การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า

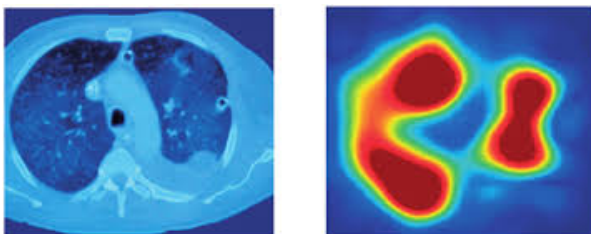
Abstract

This paper presents the design and development of a low-cost Electrical Impedance Tomography (EIT) device. The various subsystems, sinusoidal oscillator, voltage-to-current converter (V/I), multiplexer microcontroller (Arduino UNO R3) is incorporated to be transmitter and receiver. The current-feedback OPAMP (CFOA) is required as a V/I converter. The sinusoidal current injects into the probes located in circular vessel positions in the transmitter. The rectifier circuit and multiplexer provide multiple positions receiving signals. The receiving signals have been converted to digital signals and sent to reconstruct to detect the vessel's object. The MATLAB-based EIDORS finite element program is used to generate the image from the receiving data. The experimental results have confirmed the workability of the different conductivity objects tested in the vessel.

Keywords: Full wave precision circuit, Microcontroller, Multiplexer, Electrical Impedance Tomography

1. บทนำ

การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า (Electrical Impedance Tomography: EIT) เป็นเทคนิคการสร้างภาพในทางการแพทย์ที่จะใช้สัญญาณทางไฟฟ้าเป็นหลักและยังมีการนำมาประยุกต์ใช้งานในหลาย ๆ ด้านเช่น ในทางอุตสาหกรรมการทางธรณีฟิสิกส์ [1] โดยส่วนในทางการแพทย์นั้นตัว EIT สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้อย่างดี เพราะเนื่องจากข้อดีหลาย ๆ ด้าน ไม่ว่าจะเป็นราคาถูก สะดวกในการใช้งาน และยังไม่เกิดอันตรายต่อร่างกายของมนุษย์อีกด้วย โดยตัว EIT สามารถแสดงภาพทางกายวิภาคศาสตร์ของร่างกายของมนุษย์ออกมาอีกได้ด้วย ซึ่งทำให้สามารถตรวจสอบความผิดปกติของร่างกายและอวัยวะต่าง ๆ ของมนุษย์ได้ว่าเป็นอย่างไร ทำให้สามารถนำไปพัฒนาเป็นเครื่องมือทางการแพทย์สำหรับการวินิจฉัยความผิดปกติของอวัยวะภายในร่างกาย เช่นเดียวเทคโนโลยีการตรวจคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging : MRI) ที่ใช้สำหรับการวินิจฉัยความผิดปกติของร่างกาย สำหรับการใช้เทคโนโลยี EIT ในการวินิจฉัยความผิดปกติของร่างกาย สามารถทำได้เหมือนกับ MRI แม้ว่าประสิทธิภาพอาจจะไม่เทียบเท่ากันแต่ถ้าวัดจากเรื่องความสะดวกในการใช้งานและราคาแล้ว ตัว MRI จะมีความยุ่งยากและราคาที่แพงมาก ทำให้ตัวเทคโนโลยี EIT ก็ถือได้ว่ามีประสิทธิภาพที่ดีสำหรับการใช้งานในทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่นดังรูปที่ 1 ที่เป็นการใช้ MRI และ EIT เปรียบเทียบกัน สำหรับการตรวจสอบความผิดปกติของปอด



รูปที่ 1 การใช้ MRI และ EIT ตรวจสอบความผิดปกติของปอด [2]

ด้วยเหตุนี้เราจึงได้ทำการสร้างและพัฒนาอุปกรณ์การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้าที่มีต้นทุนต่ำขึ้นมา เพื่อที่จะสามารถนำไปเป็นต้นแบบในการพัฒนาต่อไปได้อีก โดยการพัฒนางานจะแบ่งออกได้เป็นสองส่วน คือ ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ โดยส่วนแรกจะใช่วงจรจ่ายกระแสและวงจรรับกระแส ซึ่งมี

อุปกรณ์มัลติเพล็กซ์เซอร์ในการควบคุมวงจรสำหรับการจ่ายกระแสในแต่ละจุดของ Vessel และควบคุมการรับกระแสที่ได้จากแต่ละจุดของ Vessel และตัวมี Arduino Uno R3 ทำงานในส่วนของการแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการประมวลผลในส่วนของการซอฟต์แวร์ต่อไป ส่วนที่สองจะใช้ตัวโปรแกรม MATLAB ในการประมวลผลข้อมูล Finite Element เพื่อให้ได้ออกมาเป็นภาพความต้านทานไฟฟ้าออกมา โดยใช้ข้อมูลที่ได้จากตัวฮาร์ดแวร์

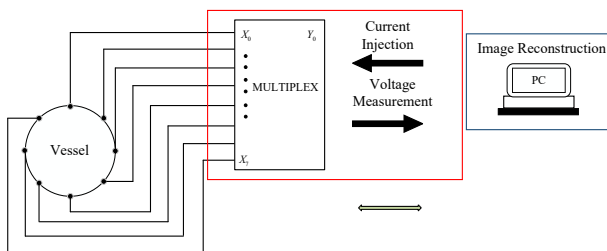
2. ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า (EIT)

การสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า (Electrical Impedance Tomography: EIT) เป็นเทคนิคการสร้างภาพขึ้นมา โดยใช้การป้อนกระแสไฟฟ้าเพื่อตรวจสอบร่างกายหรือวัตถุใด ๆ ก็ตาม ซึ่งการใช้วิธีนี้เป็นกระบวนการเปลี่ยนแปลงของการนำไฟฟ้าในร่างกาย หรือ ของเหลวต่าง ๆ ที่เราต้องการจะศึกษา [3] วิธีนี้ยังสามารถใช้หลักการเปลี่ยนแปลงภาพในค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่สูง ซึ่งเป็นเหตุผลว่าทำไมวิธีการนี้จึงมักเรียกว่าการสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า แทนที่จะเป็นการนำไฟฟ้าหรือการต้านทานเอกซเรย์ อย่างไรก็ตามในแง่ของการพัฒนาอย่างเต็มที่จนถึงปัจจุบัน คือการถ่ายภาพของการนำไฟฟ้าความต้านทานไฟฟ้า แม้ว่าวิธีการของ EIT ยังไม่ได้รับการยอมรับในวงการการสร้างภาพทางการแพทย์ เนื่องจากข้อจำกัดของความละเอียดของภาพขึ้นอยู่กับจำนวนของ Electrode ที่ใช้ แต่ก็ยังแสดงให้เห็นว่าทำงานได้ดีทั้งทางธรณีวิทยาและทางอุตสาหกรรมการ ดังนั้นจึงเป็นไปได้ที่จะมีการประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ในอนาคตค่อนข้างเร็ว เนื่องจากความก้าวหน้าที่ทำขึ้นสำหรับการใช้งานด้านอื่น ๆ

ในการทำงานของ EIT จะมีขั้ว Electrode ที่ใช้ในการจ่ายกระแสและใช้ในการวัดแรงดันไฟฟ้าตามติดตั้งไว้รอบร่างกาย , Vessel หรือวัตถุใด ๆ ทั่วไปแล้วจะมีการกำหนดจำนวนขั้ว Electrode ก่อน ส่วนมากก็จะใช้เป็น 8 หรือ 16 ขั้ว ซึ่งทั้งสองแบบก็จะได้ประสิทธิภาพของภาพที่ออกมาแตกต่างกันไป การทำงานของมันจะมีการจ่ายกระแสให้กับขั้ว Electrode ซึ่งมีการกำหนดค่ากระแสและความถี่ที่จ่ายเข้าไป จากนั้นวัดค่า

แรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงไป โดยวัดจากขั้ว Electrode เหมือนกัน การทำงานของจ่ายกระแสและวัดค่าแรงดันไฟฟ้าจะมี มัลติเพล็กซ์เซอร์ช่วยสลับขั้ว Electrode จ่ายกระแสและสลับขั้ว การวัดแรงดันไฟฟ้า ส่วนสุดท้ายการสร้างภาพของ EIT จะใช้ซอฟต์แวร์ที่มีอัลกอริทึมของการสร้างภาพโดยใช้ค่าแรงดันไฟฟ้า ที่วัดได้จากขั้ว Electrode โดยรูปแบบการทำงานทั่วไปของ EIT สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 2

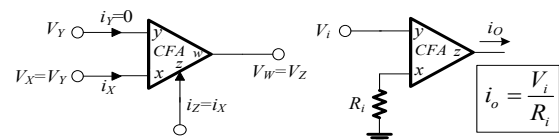


รูปที่ 2 รูปแบบการทำงานทั่วไปของ EIT

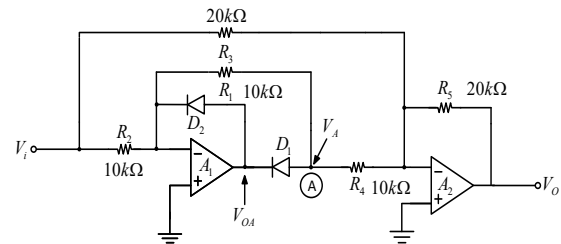
การสร้างภาพของ EIT จะใช้ค่าแรงดันไฟฟ้าสำหรับการ คำนวณค่าอิมพีแดนซ์หรือที่เรียกกันว่าปัญหาอินเวอร์สโดยเป็น การวัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่ใช้ในการเลือกใช้โมเดลต้นแบบการสร้าง ภาพ การแก้ปัญหาอินเวอร์สจะใช้การแก้ปัญหาแบบฟอร์เวิร์ด ที่ ใช้การประมาณค่าเชิงเลขที่เรียกว่าวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) เพื่อที่จะทำให้ได้ภาพออกมา

2.2 วงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับกระแส (CFOA)

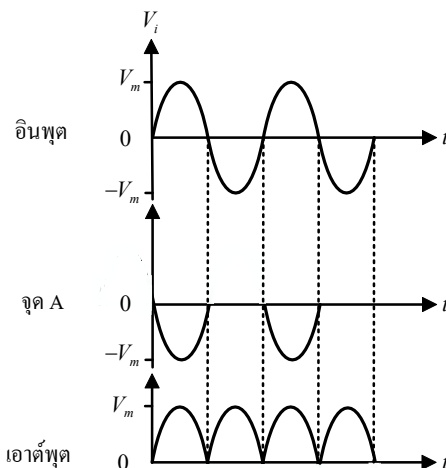
วงจร CFOA จะประกอบด้วยวงจรสายพานกระแสต่อรวมอยู่กับ แรงดัน โดยที่วงจรสายพานกระแสเป็นอุปกรณ์แอคทีฟชนิดหนึ่ง ที่ทำงานในโหมดกระแส เมื่อนำไปประยุกต์ใช้งานร่วมกับอุปกรณ์ ชนิดอื่น ๆ ทำให้เกิดการประมวลผลสัญญาณแอนะล็อกใน รูปแบบต่าง ๆ ทั้งในโหมดกระแสและแรงดัน หลักการทำงานของ ก็คือ เป็นการทำให้เกิดการส่งผ่านของกระแสระหว่างพอร์ตสอง พอร์ตที่มีระดับค่าอิมพีแดนซ์ที่แตกต่างกันมาก ๆ กล่าวคือ แรงดันอินพุตที่พอร์ต Y ที่อิมพีแดนซ์สูงจะไปปรากฏที่พอร์ต X ซึ่งพอร์ต X ของวงจรที่มีอินพุตค่าอิมพีแดนซ์ต่ำ เมื่อนำความ ต้านทานมาต่อยังพอร์ต X จะเกิดกระแส i_x ซึ่งกระแสที่พอร์ต X จะถูกกล่าเลียงไปยังพอร์ต Z ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์สูง ทำหน้าที่ส่งผ่าน กระแสเอาต์พุตได้ดี และ ทำหน้าที่ในการขับโหลด [4] แสดงได้ ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 โครงสร้างพื้นฐานของวงจรขยายสัญญาณแบบป้อน กระแสกลับ



รูปที่ 4 วงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็มคลื่น



รูปที่ 5 สัญญาณที่ออกมาจากวงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็ม คลื่น

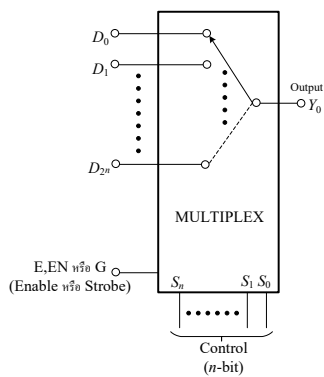
2.3 วงจรเรียงกระแส

เมื่อเราต้องการเรียงกระแสหรือเปลี่ยนสัญญาณไฟสลับที่มีแอม พลิจูดต่ำให้เป็นไฟตรงเราจะใช้วงจรเรียงกระแสอีกแบบหนึ่ง ที่ เรียกว่า “วงจรเรียงกระแสแบบแม่นยำ (Precision Rectifier)” โดยใช้อุปกรณ์มาใช้ในการทำงานด้วย แบ่งออกเป็น 2 ชนิด เช่นเดียวกับวงจรเรียงกระแสธรรมดา ได้แก่ วงจรเรียงกระแส แม่นยำแบบครึ่งคลื่น (Half Wave Precision Rectifier) และ วงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็มคลื่น (Full Wave Precision Rectifier) [5]

จากวงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็มคลื่น (Full-wave Precision Rectifier) จะมีการใช้ไดโอดเหมือนกับในวงจรเรียงกระแสแบบธรรมดาพร้อมกับออปแอมป์เพื่อช่วยในการกำจัดผลของแรงดันที่ตกคร่อมในตัวไดโอด ซึ่งทำให้วงจรทำงานได้เมื่ออินพุตมีค่าต่ำ โดยวงจรส่วนแรกจะมีการกลับขั้วไดโอดเพื่อให้ได้สัญญาณเอาต์พุตออกมาเป็นลบแบบครึ่งคลื่น และใช้ออปแอมป์อีกหนึ่งตัวต่อเป็นวงจรรวมสัญญาณก็ได้วงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็มคลื่น และ สัญญาณที่จุดต่าง ๆ ในวงจร แสดงดังรูปที่ 4 และ 5

2.4 วงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์

วงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์ (Multiplexer: MUX) เป็นวงจรที่สามารถทำให้วงจรที่ต้องการมีอินพุต หรือเอาต์พุตมากกว่า 1 สามารถทำงานได้สองทิศทางหรือสลับกันได้ โดยจะทำหน้าที่เลือกข้อมูลจากอินพุตหรือเอาต์พุตมาใช้เพียงครั้งละข้อมูลเดียว [6] โดย MUX ที่เลือกใช้จะเป็นแบบ CMOS ทำงานเหมือนกับ Analog Switch ทำให้สามารถส่งสัญญาณกระแสและแรงดันแบบแอนะล็อกได้โดยไม่ต้องใช้วงจรขยายเพิ่มเติมอีก ลักษณะของวงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์แสดงไว้ดังรูปที่ 6 โดยวงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์จะทำงานเหมือนกับสวิตช์แบบหมุน (Rotary Switch) โดยทั่วไปแล้ว MUX จะมีจำนวนช่องสัญญาณอินพุต/สัญญาณควบคุม ในรูปแบบนารี เช่น 8, 16, 32, ... ช่อง ซึ่งอาจจะเขียนจำนวนช่องสัญญาณ (Di) เท่ากับ 2^n โดยสวิตช์ถูกควบคุมโดยสัญญาณดิจิทัล (Si) จำนวน n บิต เช่น 74HC4051 จะมีช่องสัญญาณ 8 ช่อง และมีสัญญาณควบคุม 3 บิต

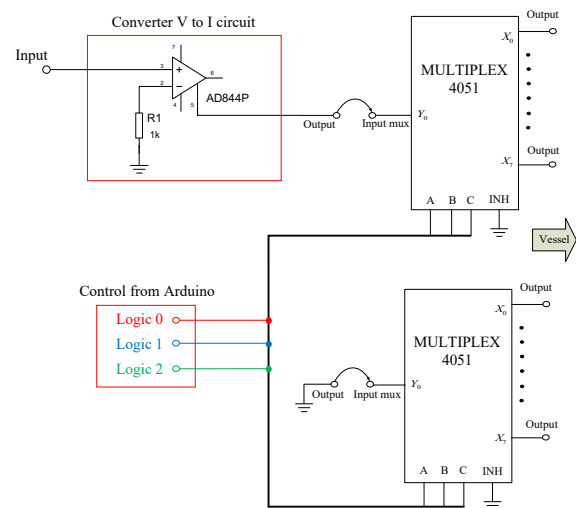


รูปที่ 6 วงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์และการทำงาน

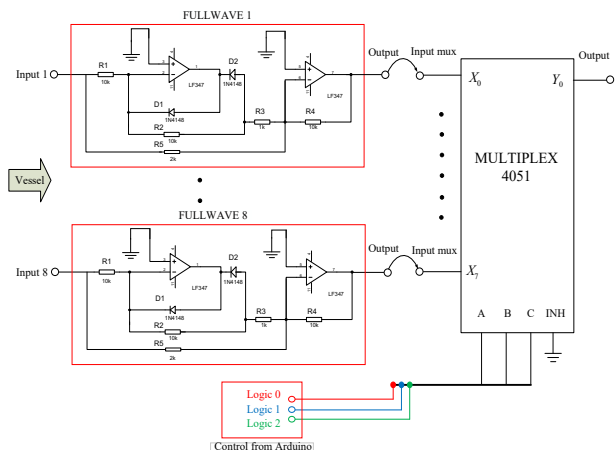
3. การออกแบบและสร้าง

3.1 การสร้างวงจรจ่ายกระแสและรับกระแส

ในการออกแบบวงจรจ่ายกระแสและรับกระแส จะใช้วงจรขยายสัญญาณแบบป้อนกลับกระแส CFOA ตามท้องตลาดทั่วไปเบอร์ AD844 ทำหน้าที่แปลงแรงดันเป็นกระแส ซึ่งวงจรนี้จะช่วยลดความซับซ้อน และ กระแสเอาต์พุตมีความแม่นยำสูง ช่วยลดการใช้อุปกรณ์ไปได้มาก อีกทั้งทำให้การออกแบบทำให้วงจรไม่ซับซ้อน โดยป้อนสัญญาณไซน์ความถี่ 1 kHz แรงดัน 1 V เข้าที่อินพุตของ CFOA ดังรูปที่ 7 เพื่อให้กระแสเอาต์พุตมีขนาดเป็น 1 mA และควบคุมการจ่ายกระแสไปยังแต่ละ Electrode ที่ติดตั้งไว้รอบ Vessel ด้วยวงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์เบอร์ 74HC4051 ทำงานร่วมกับไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 7 วงจรจ่ายกระแสควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

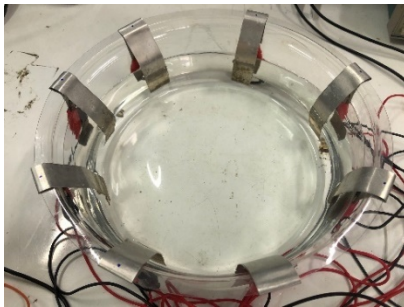


รูปที่ 8 วงจรอ่านค่าแรงดันควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ส่วนวงจรอ่านค่าแรงดัน จะใช้วงจรเรียงกระแสแม่นยำแบบเต็มคลื่นต่อเข้ากับ Electrode เพื่อรับสัญญาณที่ได้จากตัว Vessel ทำให้สัญญาณที่ได้สัญญาณออกมาจะแต่สัญญาณ DC แบบเต็มคลื่น โดยควบคุมการอ่านค่าแรงดันแต่ละ Electrode ด้วยวงจรมัลติเพล็กซ์เซอร์เบอร์ 74HC4051 ทำงานร่วมกับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังแสดงในรูปที่ 8

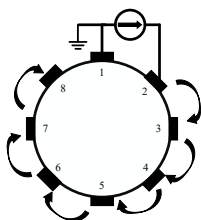
3.2 อุปกรณ์ Vessel สำหรับ EIT System

สำหรับอุปกรณ์ Vessel สำหรับใส่น้ำ จะใช้เป็นอ่างพลาสติกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 29 เซนติเมตร โดยใช้ในการติดตั้งขั้ว Electrode 8 ตำแหน่ง สำหรับการจ่ายกระแสเข้าไปและรับกระแสเพื่อรับค่าแรงดันที่เปลี่ยนแปลงไปในน้ำ ดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 Vessel ที่มีการติดตั้งขั้ว Electrode แล้ว

โดยรูปแบบการจ่ายกระแสให้ตัว Vessel จะใช้เป็นขั้ว Electrode ด้วยกันทั้งหมด 8 จุด ติดรอบตัว Vessel โดยมีรูปแบบการจ่ายกระแสเป็นดังนี้ โดยจะใช้ด้วยกัน 8 รูปแบบ โดยในรูปแบบแรกจะให้จุดที่ 1 เป็น Ground และจุดที่ 2 เป็น Vin ดังรูปที่ 9 ส่วนรูปแบบการจ่ายกระแสก็จะสลับไล่มาเรื่อย ๆ จนถึงรูปแบบสุดท้าย จุดที่ 8 เป็น Vin และจุดที่ 7 เป็น Ground ดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 รูปแบบการจ่ายกระแสให้กับ Electrode และการวัดแรงดันไฟฟ้า

โดยการวัดค่าแรงดันไฟฟ้าจากตัว Vessel จะวัดจากทุกจุดของขั้ว Electrode แต่ละรูปแบบการจ่ายกระแส เพื่อนำค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้ไปประมวลผลต่อไปใน Arduino Uno R3

3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่จะใช้ในแบบจำลอง EIT นี้เราจะใช้เป็น Arduino Uno R3 ซึ่งการทำงานของมันจะมีสองส่วนคือ ส่วนแรก ควบคุมวงจรจ่ายกระแสและรับกระแส โดยจะควบคุมผ่านมัลติเพล็กซ์เซอร์ซึ่งจะใช้เป็น 74HC4051 เพื่อควบคุมการจ่ายกระแสให้ขั้ว Electrode รอบ Vessel และควบคุมการรับกระแสจากขั้ว Electrode รอบ Vessel โดยการควบคุมมัลติเพล็กซ์เซอร์จะเป็นควบคุมขา Logic เพื่อให้เอาต์พุตของมัลติเพล็กซ์เซอร์ออกมาตามที่เรต้องการ ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ตารางความจริงของ Multiplexer เบอร์ 4051

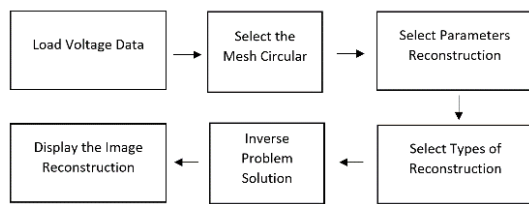
Input				Channel ON
E	C	B	A	
0	0	0	0	Y ₀
0	0	0	1	Y ₁
0	0	1	0	Y ₂
0	0	1	1	Y ₃
0	1	0	0	Y ₄
0	1	0	1	Y ₅
0	1	1	0	Y ₆
0	1	1	1	Y ₇
1	X	X	X	switches off

ส่วนที่สอง เมื่อมีการวัดค่าแรงดันไฟฟ้าจาก Electrode แล้ว ตัว Arduino Uno R3 ก็จะทำการรับค่าแรงดันไฟฟ้ามาเพื่อทำการแปลงสัญญาณแอนะล็อกให้เป็นดิจิทัล เพื่อที่จะนำไปสร้างเป็นภาพขึ้นมาโดยจะส่งผ่านไปให้คอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลต่อไป

3.4 ซอฟต์แวร์สำหรับ EIT System

ซอฟต์แวร์ที่จะใช้ในการสร้างภาพขึ้นจะใช้เป็นตัว EIDORS ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์อิสระที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพจากความต้านทานขึ้นมา โดยจะสร้างจากคุณสมบัติทางไฟฟ้า จากการวัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่ขั้ว Electrode รอบ ๆ ตัว Vessel เนื่องจากเป็นปัญหาแบบไม่เป็นเชิงเส้น และ ill-posed ซึ่งสามารถแก้ไข

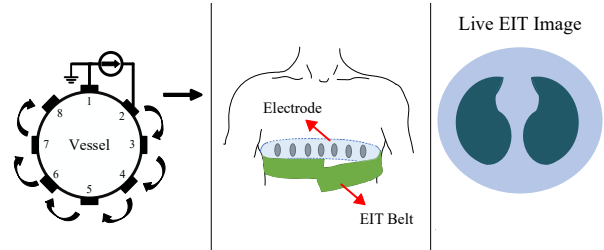
ด้วยการใช้โมเดลของไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Model) สำหรับการแก้ปัญหาแบบฟอร์เวิร์ด และ วิธีเรกูลาไรเซชันแบบไม่เชิงเส้น (Regularized Nonlinear) สำหรับการแก้ปัญหาแบบอินเวอร์ส โดยทั้งสองวิธีนี้เป็นวิธีหลัก ๆ ที่ใช้ในการสร้างภาพขึ้นมา และ ใช้ในการกำหนดรูปแบบการจ่ายกระแส และ วัดแรงดันไฟฟ้าของตัว Vessel อีกทั้งยังใช้คำนวณค่าแรงดันไฟฟ้าภายในตัว Vessel ในแบบเอกพันธ์ (Homogenous) และ แบบไม่เอกพันธ์ (Nonhomogeneous) สุดท้ายจะสร้างโมเดลของอินเวอร์ส และ แก้สมการหาค่าอิมพีแดนซ์โดยใช้การจำลองข้อมูลจากโมเดลสองมิติ และ จำลองวัตถุที่ตำแหน่ง ๆ ต่างภายใน Vessel [7] สำหรับการใช้งาน จะใช้เป็นเครื่องมือบนโปรแกรม MATLAB โดยบล็อกไดอะแกรมการทำงานทั้งหมด สามารถแสดงได้รูปที่ 11



รูปที่ 11 บล็อกไดอะแกรมการทำงานของ EIDORS

3.5 การประยุกต์ใช้ของ EIT

ในปัจจุบันการสร้างภาพตัดขวางไปประยุกต์ใช้งานได้ในหลาย ๆ ด้านไม่ว่าจะเป็นในด้านการแพทย์ อุตสาหกรรม หรือ ธรณีวิทยา แต่ที่พบได้บ่อยคือทางด้านการแพทย์ อย่างการตรวจมะเร็งในปอด ปกติแล้ววิธีที่นิยมใช้กันมากที่สุดคือ การเอกซเรย์ปอด ซึ่งเป็นวิธีพื้นฐานที่ใช้ตรวจวินิจฉัยหาความผิดปกติที่ใช้กันมากที่สุด โดยการใช้รังสีเอกซ์ผ่านทรวงอกแล้วทำให้เกิดภาพลงบนตัวรับภาพ ซึ่งภาพรังสีทรวงอกที่ได้ออกมาก็จะเป็นรูปปอดออกมา แต่ว่าก็ยังมีข้อจำกัดอยู่หลายประการ เช่น ประสิทธิภาพด้านการแสดงผลละเอียดสำหรับ Soft Tissue (เนื้อเยื่อส่วนเชื่อมระหว่างหรือ อยู่บริเวณรอบ ๆ อวัยวะต่าง ๆ ของร่างกาย) แต่เมื่อเทียบกับในแบบที่ใช้รังสีเอกซ์ แม้ว่าจะให้ความละเอียดที่สูงกว่า แต่เมื่อร่างกายรับเข้าไปมาก ๆ จะทำให้เซลล์ตาย หรือ เสื่อมคุณภาพ อาจทำให้เกิดโรคมะเร็ง และ อาจทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในยีนซึ่งมีผลต่อกรรมพันธุ์ในระยะยาวได้



รูปที่ 12 ตัวอย่างการใช้เทคโนโลยี EIT ตรวจปอด

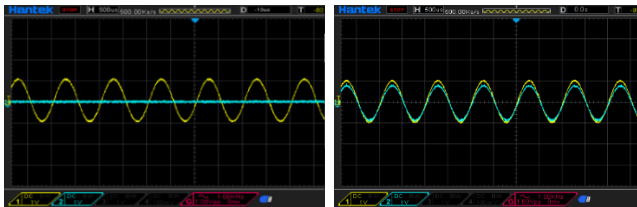
ในปัจจุบันมีการพัฒนาเทคนิคที่เรียกว่า EIT ซึ่งเป็นการสร้างภาพจากความต้านไฟฟ้าเพื่อใช้สำหรับตรวจจับมะเร็งในปอด แสดงได้ดังรูปที่ 12 และนอกจากนี้ยังมีการนำไปใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในเบื้องต้นอีกด้วย เนื่องจากตัว EIT นี้เป็นเทคโนโลยีที่ราคาไม่แพง และ ยังมีขนาดเล็ก สะดวกต่อการเคลื่อนย้าย และ มีผลกระทบต่อสุขภาพน้อยมาก เมื่อเทียบกับเทคโนโลยีอื่น เช่น Breast MRI ที่แม้ว่าจะมีความไวสูงต่อสิ่งผิดปกติที่มีขนาดเล็กมีประสิทธิภาพสูง และ ไม่อันตรายต่อร่างกาย แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในหลายด้าน เช่น บ่อยครั้งที่ไม่สามารถแยกเนื้องอกที่เป็นมะเร็งออกจากเนื้อดีได้ การติดตั้ง Electrodes ที่เหมาะสม และ การใช้ความถี่ที่เหมาะสมกับเนื้อเยื่อ มีความจำเป็นเพื่อจะให้แสดงภาพได้อย่างแม่นยำ

4. ผลการทดลอง

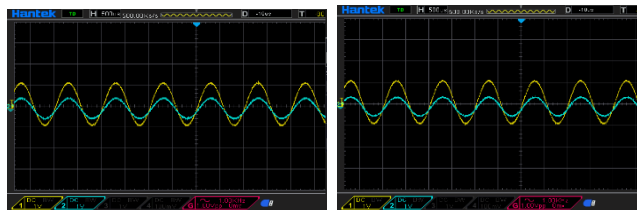
ในการยืนยันผลการทดลองการสร้างภาพจากความต้านทาน จะแบ่งผลการทดลองเป็นสองส่วนโดยส่วนแรกเป็นการวัดสัญญาณจากขั้ว Electrode ที่ติดรอบ Vessel ทั้ง 8 จุด แสดงได้ดังรูปที่ 13, 14, 15 และ 16 ในส่วนนี้จะเป็นการแสดงสัญญาณที่ได้ออกมาแต่ละจุดของ Electrode โดยพบว่าจุดที่ 1 และ 2 สัญญาณจะออกมาเป็นกราวด์ และ สัญญาณไซน์ที่ใกล้เคียงกับอินพุต ส่วนจุดอื่น ๆ เอาต์พุตของสัญญาณจะมีขนาดลดลงมาเรื่อย ๆ ตามลำดับ แต่ในจุดที่ 6 สัญญาณจะมีขนาดเล็กที่สุด เพราะอยู่ไกลที่สุดจากจุดที่เป็นอินพุต ส่วนที่สองเป็นการสร้างภาพจากความต้านทานไฟฟ้า และ วัดค่าแรงดันไฟฟ้าโดยใส่วัตถุลงไปใน Vessel ซึ่งใช้เป็นวัตถุที่มีความนำไฟฟ้าต่างกัน โดยจะแบ่งผลการทดลองได้เป็นสามกรณีดังนี้ คือ

- ใส่วัตถุที่มีความนำไฟฟ้าสูง แสดงได้ดังรูปที่ 17 และ ตารางค่าแรงดันไฟฟ้าแสดงดังตารางที่ 2

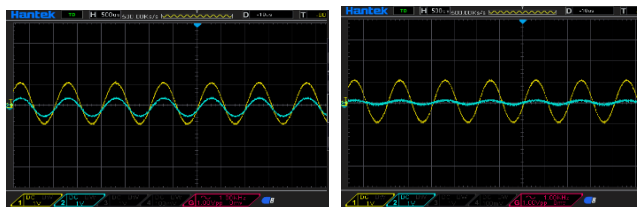
- ใส่วัตถุที่มีความนำไฟฟ้าต่ำสองวัตถุ แสดงได้ดังรูปที่ 18 และตารางค่าแรงดันไฟฟ้าแสดงดังตารางที่ 3
- ใส่วัตถุที่มีความนำไฟฟ้าสูง และ ความนำไฟฟ้าต่ำ แสดงได้ดังรูปที่ 19 ส่วนตารางค่าแรงดันไฟฟ้าแสดงดังตารางที่ 4



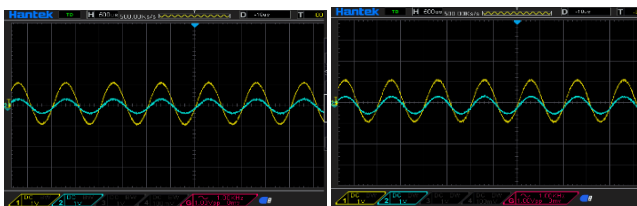
รูปที่ 13 สัญญาณอินพุตกับสัญญาณจาก Electrode ตัวที่ 1 และตัวที่ 2



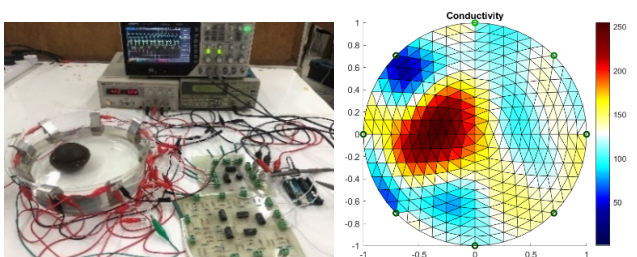
รูปที่ 14 สัญญาณอินพุตกับสัญญาณจาก Electrode ตัวที่ 3 และตัวที่ 4



รูปที่ 15 สัญญาณอินพุตกับสัญญาณจาก Electrode ตัวที่ 5 และตัวที่ 6



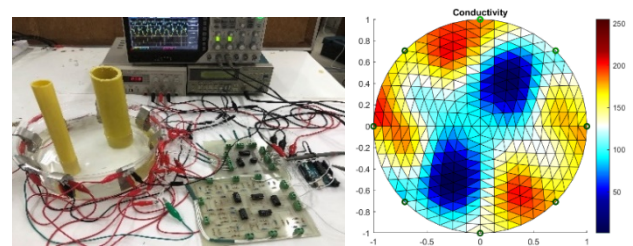
รูปที่ 16 สัญญาณอินพุตกับสัญญาณจาก Electrode ตัวที่ 7 และตัวที่ 8



รูปที่ 17 ภาพที่ได้จากวัตถุที่มีความนำไฟฟ้าสูง

ตารางที่ 2 การวัดค่าแรงดันไฟฟ้าสำหรับ Electrode จากจุดที่ 1-8 กรณีความนำไฟฟ้าสูง

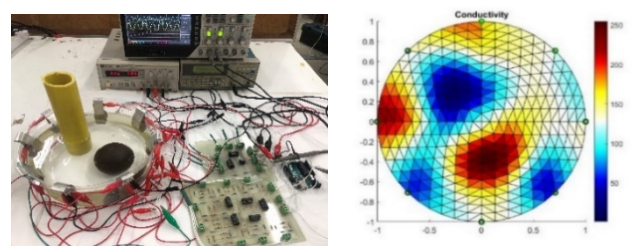
Electrode Round	(2,1)	(3,2)	(4,3)	(4,5)	(5,6)	(6,7)	(7,8)	(8,1)
1	0.15	-1.85	0.26	-0.03	0.01	-0.03	0.17	-0.22
2	-0.17	0.18	-1.68	-0.18	0.02	-0.05	-0.07	-0.10
3	-0.27	-0.18	0.14	-1.85	0.26	-0.07	0.04	0.06
4	0.08	0.25	-0.51	0.11	-2.05	0.11	0.01	0.03
5	0.04	0.14	0.32	-0.32	0.15	-1.85	0.17	0.03
6	0.01	0.10	0.15	0.29	-0.28	0.17	-2.00	0.17
7	-0.05	0.05	0.02	0.10	0.22	-0.36	0.19	-1.89



รูปที่ 18 ภาพที่ได้จากวัตถุที่มีความนำไฟฟ้าต่ำสองชิ้น

ตารางที่ 3 การวัดค่าแรงดันไฟฟ้าสำหรับ Electrode จากจุดที่ 1-8 กรณีความนำไฟฟ้าต่ำ

Electrode Round	(2,1)	(3,2)	(4,3)	(4,5)	(5,6)	(6,7)	(7,8)	(8,1)
1	0.25	-1.91	-0.02	0.04	-0.01	0.10	0.23	-0.32
2	-0.23	0.20	-1.73	0.01	-0.04	0.05	0.08	0.23
3	0.28	-0.24	0.14	-1.91	0.27	-0.04	0.01	0.05
4	0.09	0.25	-0.66	0.15	-2.2	0.15	0.01	-0.01
5	0.03	0.12	0.34	-0.5	0.16	-1.85	0.22	-0.02
6	-0.01	0.09	0.12	0.24	-1.29	0.24	-1.94	0.21
7	0.02	0.05	0.04	0.10	0.17	-1.33	0.20	-1.87
8	-1.89	0.06	0.01	-0.08	0.03	0.30	-1.25	0.18



รูปที่ 19 ภาพที่ได้จากวัตถุที่มีความนำไฟฟ้าต่ำและสูง

ตารางที่ 4 การวัดค่าแรงดันไฟฟ้าสำหรับ Electrode จากจุดที่ 1-8 กรณีความนำไฟฟ้าต่ำและสูง

Electrode Round	(2,1)	(3,2)	(4,3)	(4,5)	(5,6)	(6,7)	(7,8)	(8,1)
1	0.25	-1.90	0.25	0.01	-0.01	0.11	0.24	-1.30
2	-1.23	0.19	-1.74	-0.01	-0.04	0.05	0.11	0.21
3	0.28	-1.23	0.15	-1.89	0.26	-0.05	0.02	0.05
4	0.08	0.27	-0.62	0.22	-2.13	0.13	-0.01	0.03
5	0.02	0.12	0.31	-1.08	0.17	-1.71	0.26	0.01
6	-0.04	0.06	0.06	0.26	-1.17	0.17	-1.76	0.26
7	-0.06	0.03	-0.03	0.12	0.11	-1.01	0.27	-1.27
8	-1.59	0.05	-0.03	0.08	0.04	0.17	-1.05	0.23

5. บทสรุป

บทความนี้นำเสนอการออกแบบ และ สร้างระบบสร้างภาพจากความต้านทานด้วยโครงสร้างไม่ซับซ้อนและใช้ต้นทุนต่ำ โดยใช้วงจรจ่ายกระแสจะใช้เพียงวงจร CFOA ตัวเดียว ต่อกับวงจรมัลติเพล็กซ์ส่วนด้านตรวจจับแรงดันจะใช้วงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่น เพื่อแปลงสัญญาณไซน์ให้เป็นแรงดันไฟตรง โดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino Uno R3 ในการควบคุม มัลติเพล็กซ์ และ เก็บข้อมูลค่าแรงดันไฟฟ้าเพื่อไปประมวลผลโดยใช้ EIDORS ซึ่งทำงานบนแพลตฟอร์ม MATLAB ซึ่งจากการทดลองแสดงให้เห็นว่าสามารถสร้างภาพจากความต้านไฟฟ้าได้อย่างถูกต้อง และ ยืนยันผลได้จากภาพที่ใส่วัตถุที่ลงไป Vessel ที่แสดงถึงความนำไฟฟ้าที่เปลี่ยนไปในภาพซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในด้านอุตสาหกรรม และ ด้านการแพทย์ได้ในอนาคต

6. เอกสารอ้างอิง

- [1] นิดา ดุกล่อง. “ต้นแบบจำลองภาพตัดขวางความต้านทานไฟฟ้าแบบ 3 มิติสำหรับเต้านม” วิทยานิพนธ์, สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัย สงขลานครินทร์, 2553
- [2] P. Aggarwal, S. Bhadoria, V. Renu, C.G. Dethe, “Role of Segmentation in Medical Imaging: A Comparative Study” International Journal of Computer Application, Vol. 29, Issue.1, pp. 54 – 61, 2011.
- [3] J. Malmivuo, R. Plonsey, “Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Field”, Oxford University Press, New York, pp.195-200,1995
- [4] K. Manetakis, C. Toumazou, C. Papavassiliou, “A 120MHz, 12mW CMOS current feedback op-amp” IEEE 1998 Custom Integrated circuit conference, pp.365-368, 1998.
- [5] S.J.G. Gift, B. Maundy, “Versatile Precision Full-Wave Rectifiers for Instrumentation and Measurement” IEEE Trans. Instrument and measurement, Vol.56, no.5 pp.1703-1709, 2007
- [6] Datasheet: CD74HC4051-EP Analog Multiplexer and Demultiplexer, Texas Instruments, 2015. Available online: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4051ep.pdf?ts=1599568122024>
- [7] A. Alder and W.R.B Lionheart, “Uses and abuses of EIDORS: an extensible software base for EIT” Physio. Meas. no.27, pp.25-42, 2006.