

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รุกรานร่างกาย)

Blood glucose monitor (non-invasive)

รัฐนนท์ สุวรรณธีรางกูร

Rathanon Suwanteerangkul

วชิรวิทย์ จันทร์สว่าง

Washiravit Jansawang

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รุกรานร่างกาย)

Blood glucose monitor (non-invasive)

โดย

รัฐนนท์ สุวรรณธีรางกูร

วชิรวิทย์ จันทร์สว่าง

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.ยุทธนา คัดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ. 2561

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2561

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รูกล้ำร่างกาย)
Blood glucose monitor (non-invasive)

ผู้จัดทำ นาย รัฐนนท์ สุวรรณธีรางกูร รหัสนักศึกษา 58011059

นาย วชิรวิทย์ จันทร์สว่าง รหัสนักศึกษา 58011084

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว)

อาจารย์ที่ปรึกษา

หัวข้อปริญญานิพนธ์	เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รูกล้าร่างกาย)
นักศึกษา	นาย รัฐนนท์ สุวรรณธีรวงูร รหัสนักศึกษา 58011059 นาย วชิรวิทย์ จันทรสว่าง รหัสนักศึกษา 58011084
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันนี้ มีเครื่องที่ใช้ตรวจระดับน้ำตาลในเลือดหลายแบบ แต่แบ่งออกเป็นสองกลุ่มใหญ่ก็คือ แบบที่รูกล้าร่างกาย (เจาะเลือด) และแบบที่ไม่รูกล้าร่างกาย (ไม่เจาะเลือด) ทางผู้พัฒนาเล็งเห็นว่า การตรวจระดับน้ำตาลในเลือดแบบที่รูกล้าร่างกาย (เจาะเลือด) นั้น ทำให้เกิดการบาดเจ็บทางร่างกาย และเกิดบาดแผล ผู้จัดทำโครงการงานจึงอยากไปพัฒนาเครื่องตรวจแบบไม่รูกล้าร่างกาย เพราะไม่ทำให้เกิดการบาดเจ็บ โดยทางผู้พัฒนาจะใช้วิธีการวัดอิมพีแดนซ์ของเลือดในร่างกายโดยไม่รูกล้าร่างกาย

การวัดระดับน้ำตาลในเลือดโดยการวัดอิมพีแดนซ์ของเลือดในร่างกายจะอาศัยหลักการความสามารถในการนำไฟฟ้าของน้ำตาลในเลือดมาเป็นตัวแปรในการหาระดับน้ำตาลในเลือด โดยยิ่งระดับน้ำตาลในเลือดยิ่งต่ำ ค่าอิมพีแดนซ์จะยิ่งสูง ในขณะที่ระดับน้ำตาลในเลือดสูง ค่าอิมพีแดนซ์จะยิ่งต่ำ

Thesis Title	Blood glucose monitor (non-invasive)	
Student	Mr. Rathanon Suwanteerangkul	Student ID 58011059
	Mr. Washiravit Jansawang	Student ID 58011084
Degree	Bachelor of Engineering	
Department	Electronic Engineering	
Year	2018	
Thesis Advisor	Assist.prof. Yutthana Kidjaidiaw, Ph.D.	

ABSTRACT

Now, there are many blood glucose monitoring systems that fall into two main kinds: blood glucose monitoring (invasive) and blood glucose monitoring (non-invasive). The developers discover that the blood glucose monitoring (invasive) does the body injury and the wound. Therefore, the developers want to develop the non-invasive blood glucose monitoring because it doesn't make the body injury. The developers will use the impedance measurement method of blood without invading the body.

The measurement blood glucose level with the impedance measurement method of blood in the body is uses base on electrical conduction of blood glucose to be the variable to find the level of blood glucose. If the blood glucose level is low, the impedance is going high. On the other hand, if the blood glucose level is high, the impedance is going low.

กิตติกรรมประกาศ

ในการจัดทำโครงการเครื่องวิเคราะห์ห้องค์ประกอบร่างกายนี้ ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณท่านอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ยุทธนา คิตใจเดียว ที่คอยชี้แนะให้ความรู้เกี่ยวกับเรื่องวงจร ให้คำแนะนำ และช่วยแก้ไขปัญหาต่าง ๆ รวมถึงสถานที่และอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำโครงการ อีกทั้งคณะอาจารย์ทุกท่านที่เกี่ยวข้องในการให้ความรู้แก่คณะผู้จัดทำและนำความรู้นั้นมาประยุกต์ใช้ในโครงการ

ขอขอบพระคุณบิดามารดาที่ช่วยเหลือในเรื่องค่าใช้จ่ายต่าง ๆ อีกทั้งยังคอยสนับสนุนและเป็นกำลังใจให้เสมอรวมทั้งรุ่นพี่และเพื่อนๆ วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ที่ให้อุปกรณ์ รวมถึงให้คำแนะนำดี ๆ ทำให้คณะผู้จัดทำสามารถทำโครงการนี้ให้สำเร็จลุล่วง



นาย รัฐนนท์ สุวรรณธีรางกูร รหัส 58011059

นาย วชิรวิทย์ จันทรสว่าง รหัส 58011084

คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

หน้า

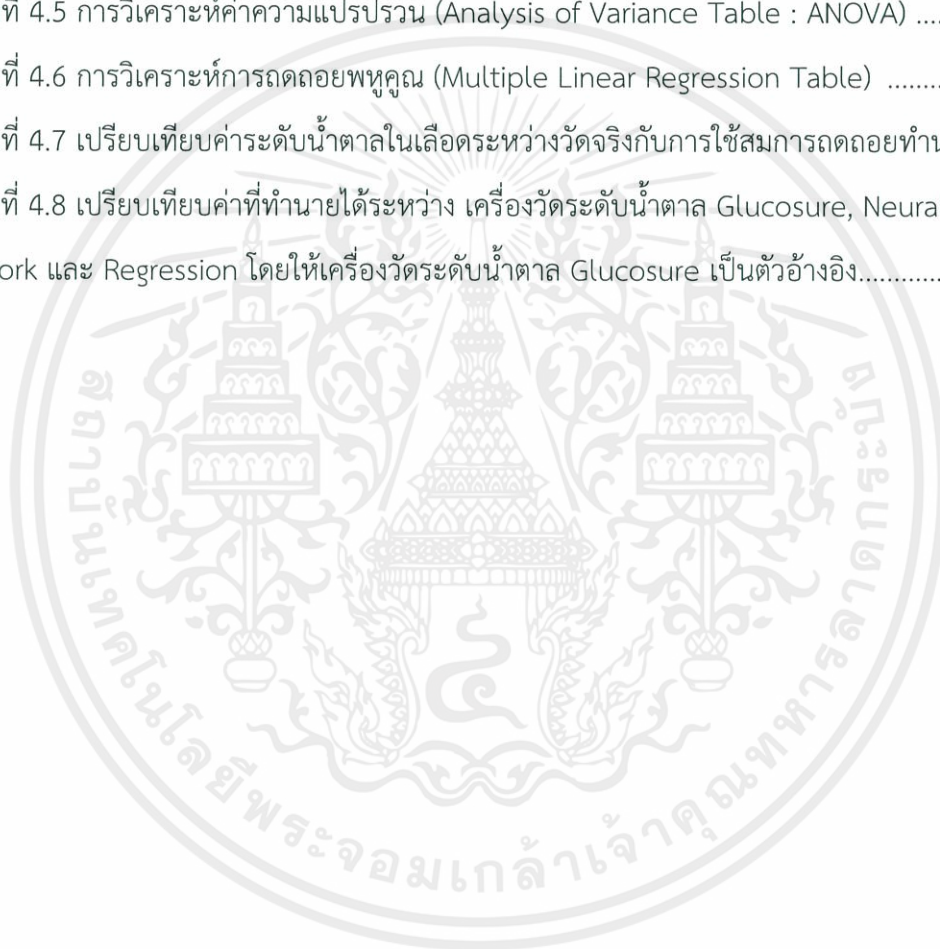
ใบรับรองปริญญาบัตร	I
บทคัดย่อ	II
ABSTRACT	III
กิตติกรรมประกาศ.....	IV
สารบัญ.....	V
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ.....	1
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน	2
1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี.....	3
2.1 ระดับน้ำตาลในเลือด.....	3
2.2 กลูโคส	4
2.3 เบาหวาน (Diabetes mellitus)	4
2.4 การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (ไม่รุกรานร่างกาย)	5
2.5 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks)	5
2.6 Regression Analysis	6
2.7 AD5933	6
2.7.1 Features ของ AD5933.....	6
2.7.2 MAGNITUDE CALCULATION.....	7
2.7.3 GAIN FACTOR CALCULATION.....	7
2.7.4 IMPEDANCE CALCULATION USING GAIN FACTOR	8
2.8 Impedance and Reactance	8
2.8.1 Impedance	8
2.8.2 Reactance (X)	9
2.9 HC-06 Bluetooth Module	9

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	11
3.1 แผนการดำเนินงาน.....	11
3.2 AD5933	12
3.3 ATMEGA328P	13
3.4 Bluetooth Serial Module: HC-06	14
3.5 การออกแบบการทดลอง.....	14
3.5.1 การทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรสมมูล RC Parallel	14
3.5.2 วัดค่า Impedance เพื่อเทียบกับ เครื่องวัดน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ GlucoSure....	14
3.5.3 การเปรียบเทียบผลลัพธ์ของค่าระดับน้ำตาลของโมเดล Neural Network และ	
Linear Regression Analysis	15
3.6 Flowchart.....	16
บทที่ 4 การทดลองและผลการทดลอง	17
4.1 การทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจร RC Equivalent.....	17
4.1.1 ผลการทดลองการวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรสมมูล RC.....	17
4.2 ผลวัดค่า Impedance เพื่อหาค่าความสัมพันธ์กับระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้ เครื่องวัด	
น้ำตาลในเลือดยี่ห้อ GlucoSure เป็นเกณฑ์ในการทดสอบ	21
4.2.1 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาล โดยใช้วิธีการทดสอบความทนต่อน้ำตาล	
(Oral Glucose Tolerance Test หรือ OGTT)	21
4.3 ผลการเปรียบเทียบผลลัพธ์ของค่าระดับน้ำตาลจากการใช้โมเดล Neural Network	
(Fitting) และ Linear Regression Analysis ในการทำนายโดยใช้เครื่องวัด Impedance	25
4.3.1 ผลลัพธ์จากการใช้โมเดลทางคณิตศาสตร์แบบ Multiple Linear Regression	
Analysis	25
4.3.2 ผลการทดลองจากการใช้โมเดลทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นโดย Neural Network	
(Fitting)	37
4.4 ผลการทดลองการทำนายค่าระดับน้ำตาล	39
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	41
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	41
5.2 ข้อเสนอแนะ	41
เอกสารอ้างอิง	43



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1 แผนการดำเนินงาน.....	11
ตารางที่ 4.1 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 1K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 1K/C = 10 \text{ nF}$	17
ตารางที่ 4.2 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 1.5K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 1.5K/C = 10 \text{ nF}$	17
ตารางที่ 4.3 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 2K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 2K/C = 10$	18
ตารางที่ 4.4 สรุปผลค่าผลลัพธ์ทางสถิติ	25
ตารางที่ 4.5 การวิเคราะห์ค่าความแปรปรวน (Analysis of Variance Table : ANOVA)	25
ตารางที่ 4.6 การวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณ (Multiple Linear Regression Table)	26
ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบค่าระดับน้ำตาลในเลือดระหว่างวัดจริงกับการใช้สมการถดถอยทำนาย....	31
ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบค่าที่ทำนายได้ระหว่าง เครื่องวัดระดับน้ำตาล Glucosure, Neural Network และ Regression โดยให้เครื่องวัดระดับน้ำตาล Glucosure เป็นตัวอ้างอิง.....	39



สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 AD5933.....	6
รูปที่ 2.2 HC-06 Bluetooth Module.....	10
รูปที่ 3.1 บอร์ด AD5933	12
รูปที่ 3.2 ATMEGA328P	13
รูปที่ 3.3 การใช้งาน ATMEGA328P.....	13
รูปที่ 3.4 HC-06.....	14
รูปที่ 3.5 GlucoSure.....	15
รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่และค่าอิมพีแดนซ์ โดยให้แกนนอนคือแกนความถี่ และแกนตั้งคือแกนอิมพีแดนซ์.....	19
รูปที่ 4.2 ค่าความคลาดเคลื่อนระหว่าง ค่าที่วัดได้และค่าที่คำนวณได้	20
รูปที่ 4.3 กราฟแสดงค่าระดับน้ำตาลของกลุ่มตัวอย่าง 3 คน จากเครื่อง GlucoSure.....	22
รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่า Impedance และระดับน้ำตาล ของกลุ่มตัวอย่าง 3 คนเดิม จากเครื่อง EZ-Cose (10-50 kHz)	23
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่า Impedance และระดับน้ำตาล ของกลุ่มตัวอย่าง 3 คนเดิม จากเครื่อง EZ-Cose (10-50 kHz)	24
รูปที่ 4.6 Normal Probability Plot.....	27
รูปที่ 4.7 แผนภาพเศษเหลือระหว่างค่าผลลัพธ์ที่ได้จากสมการถดถอยเทียบกับค่าจากการวัดจริง... 27	
รูปที่ 4.8 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 10 kHz	28
รูปที่ 4.9 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 20 kHz	28
รูปที่ 4.10 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 30 kHz	28
รูปที่ 4.11 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 40 kHz	29
รูปที่ 4.12 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 50 kHz	29
รูปที่ 4.13 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 60 kHz	29
รูปที่ 4.14 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 70 kHz	30
รูปที่ 4.15 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 80 kHz	30
รูปที่ 4.16 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 90 kHz	30
รูปที่ 4.17 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 100 kHz.....	31
รูปที่ 4.18 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (10 kHz).....	33
รูปที่ 4.19 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (20 kHz).....	33
รูปที่ 4.20 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (30 kHz).....	33

รูปที่ 4.21	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (40 kHz).....	3
รูปที่ 4.22	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (50 kHz).....	34
รูปที่ 4.23	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (60 kHz).....	34
รูปที่ 4.24	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (70 kHz).....	35
รูปที่ 4.25	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (80 kHz).....	35
รูปที่ 4.26	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (90 kHz).....	35
รูปที่ 4.27	ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (100 kHz).....	36
รูปที่ 4.28	แผนภาพเศษเหลือของค่าที่ทำนายได้ในแต่ละตัวอย่าง	36
รูปที่ 4.29	Model ของ Neural Network (Fitting)	37
รูปที่ 4.30	กราฟแสดง MSE ของการ Train Neural Network.....	38
รูปที่ 4.31	กราฟแสดง Error Histogram	38
รูปที่ 4.32	แสดงการกระจายของข้อมูลว่าตรงกับ Output มากเพียงใด.....	39



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

มีคนไทยจำนวนมากไม่น้อยที่มีพฤติกรรมการทานอาหารที่ติดรสหวานไม่ว่าจะทานอะไรก็ตาม โดยเฉพาะกล้วยเตี้ยต้องมีการเติมน้ำตาลลงไปปริมาณมากอยู่เสมอในช่วงเวลาว่างก็ติดการดื่มกาแฟหรือน้ำอัดลม รวมถึงเครื่องดื่มขงที่มีส่วนผสมของน้ำตาล เช่น ชาเขียว และชานม เป็นต้น และผลจากการบริโภคอาหารที่มีน้ำตาลเป็นส่วนประกอบในปริมาณมาก จึงทำให้เกิดภาวะค่าน้ำตาลในเลือดสูง ซึ่งส่งผลก่อให้เกิดความเสี่ยงของการเป็นโรคเบาหวานในเวลาต่อมา ถ้าหากไม่มีการลดระดับน้ำตาลให้ลงมาอยู่ในระดับปกติเป็นเวลานาน อาจทำให้โรคเบาหวานมีความรุนแรงขึ้น จนส่งผลถึงขั้นทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่าง ๆ ตามมาได้

ทางผู้จัดทำโครงการจึงอยากที่จะพัฒนาเครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รูกล้าร่างกาย) โดยอาศัยหลักการของอิมพีแดนซ์เพื่อใช้วัดระดับน้ำตาลในเลือดซึ่งสามารถบอกได้ว่ามีความเสี่ยงเป็นโรคเบาหวานหรือไม่ และเพื่อให้เกิดความสะดวกในการวัดค่าน้ำตาลในเลือดโดยที่ไม่จำเป็นต้องเจาะเลือด

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์

1.2.1 เพื่อศึกษาการวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ทางชีวภาพ (Bioimpedance analysis)

1.2.2 เพื่อศึกษาการทำงานของวงจรรวม (Integrated Circuit) เบอร์ AD5933

1.2.3 สามารถใช้งาน integrated circuit เบอร์ AD5933 ในการตรวจวิเคราะห์อิมพีแดนซ์ของ ร่างกาย โดยควบคุมผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์ Atmega328p

1.2.4 เพื่อศึกษาการทำงานของ Artificial Neural Network

1.2.5 เพื่อเรียนรู้และเข้าใจถึงปัญหาที่พบจากการทำชิ้นงานจริง ตลอดจนการหาวิธีการแก้ไขและการป้องกันปัญหานั้น ๆ

1.3 ขอบเขตของโครงการ

เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด (แบบไม่รูกล้าร่างกาย) สามารถวัดระดับน้ำตาลในเลือดและแสดงผลได้

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงาน

- 1.4.1 ศึกษาข้อมูลเบื้องต้นของ BIA (Bioimpedance analysis)
- 1.4.2 ศึกษาการใช้งาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ Atmega328p
- 1.4.3 ศึกษาการวัดระดับน้ำตาลในเลือด
- 1.4.4 ศึกษาการทำงานของ IC เบอร์ AD5933
- 1.4.5 ศึกษาหลักการของแผ่นตัวนำอิเล็กโทรด (Interdigital Electrode)
- 1.4.6 ศึกษาทฤษฎีและหลักการของ Artificial Neural Network

1.5 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1 มีความรู้ความเข้าใจในหลักการของ BIA
- 1.5.2 ได้รับความรู้ความเข้าใจในการใช้งาน IC เบอร์ AD5933 ร่วมกับ ไมโครคอนโทรลเลอร์ AVR
- 1.5.3 มีความรู้ความเข้าใจในการทำงานของ Artificial Neural Network
- 1.5.4 มีทักษะในการทำงานร่วมกับผู้อื่นมากขึ้น
- 1.5.5 ฝึกฝนการเรียนรู้ด้วยตัวเอง

หลักการและทฤษฎี

2.1 ระดับน้ำตาลในเลือด

ความเข้มข้นของน้ำตาลในเลือด หรือ ระดับกลูโคสในเลือด คือ จำนวนกลูโคส (น้ำตาล) ที่มีอยู่ในเลือดของมนุษย์หรือสัตว์ โดยปกติในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม ร่างกายจะควบคุมระดับกลูโคสในเลือดให้อยู่ที่ 3.6 - 5.8 mM (mmol/L, millimoles/liter) หรือ 64.8 - 104.4 mg/dL. โดยธรรมชาติแล้วร่างกายมนุษย์จะควบคุมระดับน้ำตาลในเลือดอย่างเข้มงวดซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาสมดุลของร่างกาย (homeostasis)

กลูโคสเป็นแหล่งพลังงานแห่งแรกสำหรับเซลล์ของร่างกาย ส่วนไขมันในเลือดในรูปของไขมันและน้ำมันเป็นแหล่งสะสมพลังงานของร่างกาย กลูโคสจะถูกลำเลียงจากลำไส้หรือตับไปยังเซลล์ของร่างกายโดยกระแสเลือดและจะถูกทำให้เหมาะสมสำหรับการดูดซึมของเซลล์โดยฮอร์โมนอินซูลินซึ่งถูกผลิตขึ้นที่ตับอ่อน

ค่าเฉลี่ยของระดับกลูโคสปกติในเลือดมนุษย์อยู่ที่ประมาณ 4 mM (4 mmol/L หรือ 72 mg/dL, milligrams/deciliter) อย่างไรก็ตาม ค่านี้จะมีความผันผวนตลอดทั้งวัน ระดับกลูโคสจะมีระดับต่ำมากในช่วงเช้า ก่อนการรับประทานอาหารมื้อแรก (เรียกว่า "The Fasting Level") และจะเพิ่มขึ้นหลังจากรับประทานอาหาร

ระดับน้ำตาลในเลือดที่อยู่ต่ำกว่าช่วงค่าปกติอาจเป็นตัวบ่งชี้ทางการแพทย์ ระดับที่สูงอย่างเรื้อรังบ่งบอกว่าอยู่ในภาวะระดับน้ำตาลในเลือดสูง (hyperglycemia) และระดับต่ำบ่งบอกว่าอยู่ในภาวะระดับน้ำตาลในเลือดต่ำ (hypoglycemia) โรคเบาหวานจะมีระดับน้ำตาลในเลือดสูงอย่างเรื้อรังซึ่งเกิดได้จากหลายสาเหตุและเป็นโรคที่เป็นที่รู้จักมากที่สุดที่เกี่ยวข้องกับการสูญเสียการควบคุมระดับน้ำตาลในเลือด การเพิ่มขึ้นของระดับน้ำตาลในเลือดอย่างชั่วคราวอาจเกิดจากภาวะเครียดสูง เช่น trauma, โรคหลอดเลือดสมอง, กล้ามเนื้อหัวใจตายเพราะขาดเลือด การดื่มแอลกอฮอล์จะทำให้ระดับน้ำตาลในเลือดเพิ่มขึ้นและจะลดลงหลังจากนั้น นอกจากนี้ ยาบางชนิดก็มีผลต่อการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของระดับกลูโคสด้วย

2.2 กลูโคส

กลูโคส (Glucose) คือ น้ำตาลโมเลกุลเดี่ยวที่เป็นเชื้อเพลิงหลักให้ทุกเซลล์ในร่างกายเพื่อใช้สร้างพลังงาน กลูโคสถือว่าเป็นผลผลิตสุดท้ายจากการย่อยอาหาร โดยเฉพาะอาหารประเภทคาร์โบไฮเดรตที่จะเปลี่ยนเป็นกลูโคสได้สูงที่สุด (เช่น ข้าว ก๋วยเตี๋ยว ขนมปัง น้ำตาล แอลกอฮอล์ ฯลฯ) โดยเมื่อผ่านกระบวนการย่อยจนถึงที่สุดแล้ว กลูโคสทุกโมเลกุลจะเข้าไปรออยู่ในน้ำเลือดทุกหลอดเลือดแดงเพื่อความพร้อมที่จะให้ฮอร์โมนอินซูลิน (Insulin) จากตับอ่อนเป็นผู้นำพากลูโคสไปตามหลอดเลือด โดยนำส่งให้แก่ทุกเซลล์เพื่อช่วยให้เซลล์สามารถใช้ผลิตพลังงานเพื่อกระทำหน้าที่ของตัวเองต่อไปได้ เช่น เซลล์สมองก็มีความคิดและอารมณ์แจ่มใส เซลล์กล้ามเนื้อก็มีพลังกำลัง ฯลฯ ระดับกลูโคสที่มีเลือดนี้จึงจำเป็นต้องมีพอดี ๆ ไม่มากหรือน้อยจนเกินไป เพราะน้อยไปก็ไม่พอใช้ (อาจหน้ามืด หมดแรง) ถ้ามากไปก็ทำให้เลือดข้น (เป็นเหตุให้หลอดเลือดอุดตัน)

2.3 เบาหวาน (Diabetes mellitus)

เบาหวานเกิดจากตับอ่อนผลิตอินซูลินไม่เพียงพอหรือเซลล์ร่างกายไม่ตอบสนองอย่างเหมาะสมต่ออินซูลินที่ผลิตได้อย่างใดอย่างหนึ่ง น้ำตาลที่ถูกดูดซึมเข้าสู่ร่างกายจะถูกนำไปเปลี่ยนเป็นพลังงานโดยการควบคุมของอินซูลิน ในเมื่ออินซูลินมีปัญหา ทำให้ไม่สามารถดึงน้ำตาลไปใช้ได้ จึงมีน้ำตาลตกค้างในกระแสเลือดมาก ไตจึงขับของเสียออกมาทางปัสสาวะ อันเป็นเหตุให้ปัสสาวะหวานนั่นเอง เบาหวานมีสามชนิดหลัก ได้แก่

เบาหวานชนิดที่ 1 เกิดจากร่างกายผลิตอินซูลินได้ไม่เพียงพอ แบบนี้อดีตเคยเรียกว่า "เบาหวานชนิดพึ่งอินซูลิน" หรือ "เบาหวานวัยแรกรุ่น" สาเหตุยังไม่ทราบ

เบาหวานชนิดที่ 2 เริ่มขึ้นจากการดื้อต่ออินซูลิน คือ ภาวะที่เซลล์ไม่สามารถตอบสนองต่ออินซูลินอย่างเหมาะสม เมื่อโรคดำเนินไป อาจมีการขาดอินซูลินด้วย แบบนี้อดีตเคยเรียก เบาหวานชนิดไม่พึ่งอินซูลิน หรือ "เบาหวานที่เกิดในผู้ใหญ่" สาเหตุหลักเกิดจากน้ำหนักกายเกินและออกกำลังกายไม่เพียงพอ

เบาหวานระหว่างมีครรภ์ เป็นแบบหลักชนิดที่สาม และเกิดเมื่อหญิงมีครรภ์ซึ่งไม่เคยมีประวัติเบาหวานมาก่อนมีระดับน้ำตาลในเลือดสูง

2.4 การตรวจวัดระดับน้ำตาลในเลือด (ไม่รูกล้ำร่างกาย)

ในการวัดระดับน้ำตาล (ไม่รูกล้ำร่างกาย หรือ ไม่เจาะเลือด) มีมากมายหลายวิธี โดยวิธีหลัก ๆ แล้วจะใช้หลักการของ Radio Wave Transmission เพื่อรับส่งสัญญาณความถี่ตั้งแต่ 5GHz ถึง 12GHz และสะท้อนกลับมาที่ตัวประเมิน

ในขณะที่เดียวกันก็ยังมีวิธีที่ใช้หลักการของแสงในการวัดระดับน้ำตาลในเลือด โดยอาศัยคุณสมบัติของการดูดซับแสง Infrared โดยระดับน้ำตาลจะสูงขึ้นหากอัตราการดูดซับ Infrared สูงขึ้นจนมากกว่าอัตราการดูดซับ Infrared มากกว่าผิวหนังมนุษย์

แต่วิธีที่ผู้ทดลองจะใช้ในการทดลองครั้งนี้ จะเป็นการใช้ Interdigital Electrode วัดการเปลี่ยนแปลงของค่า Impedance ในเลือดที่ความถี่ในช่วงต่าง ๆ เพื่อวิเคราะห์ผล

2.5 โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Networks)

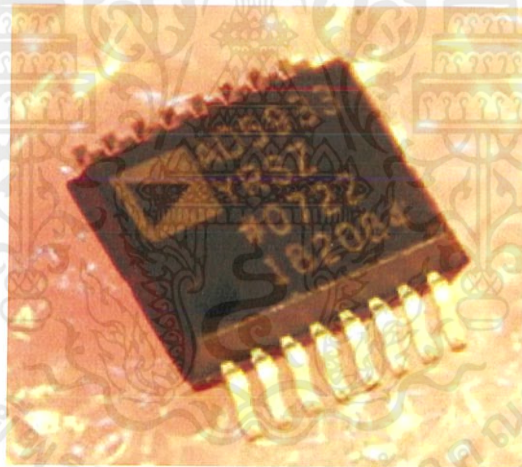
โครงข่ายประสาท (Neural Networks หรือ Neural Net) เป็นหนึ่งในเทคนิคของการทำเหมืองข้อมูล (Data Mining) คือโมเดลทางคณิตศาสตร์ สำหรับประมวลผลสารสนเทศด้วยการคำนวณแบบคอนเนคชันนิสต์ (Connectionist) เพื่อจำลองการทำงานของเครือข่ายประสาทในสมองมนุษย์ ด้วยวัตถุประสงค์ที่จะสร้างเครื่องมือซึ่งมีความสามารถในการเรียนรู้การจดจำรูปแบบ (Pattern Recognition) และการสร้างความรู้ใหม่ (Knowledge Extraction) เช่นเดียวกับความสามารถที่มีในสมองมนุษย์ แนวคิดเริ่มต้นของเทคนิคนี้ได้มาจากการศึกษาโครงข่ายไฟฟ้าชีวภาพ (Bioelectric Network) ในสมอง ซึ่งประกอบด้วย เซลล์ประสาท หรือ "นิวรอน" (Neurons) และ "จุดประสานประสาท" (Synapses) แต่ละเซลล์ประสาทประกอบด้วยปลายในการรับกระแสประสาท เรียกว่า "เดนไดรต์" (Dendrite) ซึ่งเป็น input และปลายในการส่งกระแสประสาทเรียกว่า "แอกซอน" (Axon) ซึ่งเป็นเหมือน output ของเซลล์ เซลล์เหล่านี้ทำงานด้วยปฏิกิริยาไฟฟ้าเคมี เมื่อมีการกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าภายนอกหรือกระตุ้นด้วยเซลล์ด้วยกัน กระแสประสาทจะวิ่งผ่านเดนไดรต์เข้าสู่นิวเคลียสซึ่งจะเป็นตัวตัดสินใจว่าต้องกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อหรือไม่ ถ้ากระแสประสาทแรงพอ นิวเคลียสก็จะกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไปผ่านทางแอกซอนของมัน

2.6 Regression Analysis

การวิเคราะห์การถดถอย (Regression Analysis) และการวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation Analysis) เป็นการศึกษาเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของตัวแปร วัตถุประสงค์หลักของการวิเคราะห์การถดถอยคือ เราต้องการประมาณค่าของตัวแปรตัวหนึ่ง ซึ่งเรียกว่า ตัวแปรตาม (Dependent Variable) นิยมเขียนแทนด้วย Y โดยอาศัยความรู้จากตัวแปรอื่น ซึ่งเรียกว่า ตัวแปรอิสระ (Independent Variable) นิยมเขียนแทนด้วย X หรือกล่าวอีกอย่างหนึ่งว่า เราใช้ความรู้ หรือสารสนเทศจาก X เป็นเกณฑ์ในการประมาณ Y ถ้าใช้ตัวแปร X เพียงตัวแปรเดียวในการประมาณ Y และความสัมพันธ์ของ Y และ X เป็นเชิงเส้นตรง เราเรียกว่า การถดถอยเชิงเส้นอย่างง่าย (Simple Linear Regression)

2.7 AD5933

AD5933 เป็นตัวแปลงความต้านทานที่มีความแม่นยำสูงที่มี ตัวกำเนิดความถี่ และมีตัวแปลง ADC (analog-to-digital converter) รวมอยู่ในวงจรรวมตัวเดียว



รูปที่ 2.1 AD5933

2.7.1 Features ของ AD5933

- Programmable output peak-to-peak excitation voltage to a maximum frequency of 100 kHz
- Programmable frequency sweep capability with serial I2C interface

- Frequency resolution of 27 bits (<0.1 Hz) Impedance measurement range from 1 k Ω to 10 M Ω
- Capable of measuring of 100 Ω to 1 k Ω with additional circuitry
- Internal temperature sensor ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) Internal system clock option
- Phase measurement capability System accuracy of 0.5%
- 2.7 V to 5.5 V power supply operation Temperature range: -40°C to $+125^{\circ}\text{C}$ 16-lead SSOP package
- Qualified for automotive applications

2.7.2 MAGNITUDE CALCULATION

ขั้นตอนแรกในการปรับเทียบอิมพีแดนซ์ในแต่ละจุดความถี่ก็คือการคำนวณค่า magnitude ซึ่งคำนวณได้จาก

$$\text{Magnitude} = \sqrt{R^2 + I^2} \quad (2.1)$$

R = เป็นค่า real number ที่ถูกเก็บไว้ใน AD5933 Register Address 0x94 และ Register Address 0x95

I = เป็นค่า imaginary number ที่ถูกเก็บไว้ใน AD5933 Register Address 0x96 และ Register Address 0x97

2.7.3 GAIN FACTOR CALCULATION

หลังจากที่ได้ค่า magnitude มาแล้วจะสามารถคำนวณหาค่าของ gain ได้ โดยจะปรับเทียบ gain เพื่อให้ AD5933 สามารถวัดค่า impedance ได้อย่างแม่นยำถึงแม้จะเปลี่ยนสายตัวนำ หรือ sensor ก็ตาม เพราะจะต้องปรับเทียบทุกครั้งก่อนจะวัด impedance โดยจะคำนวณได้จาก

$$\text{Gain Factor} = \frac{\left(\frac{1}{R_{\text{calibration}}}\right)}{\text{Magnitude}} \quad (2.2)$$

โดย $R_{\text{calibration}}$ ที่จะใช้ในการปรับเทียบจะหาได้จาก

$$R_{calibration} = (Z_{min} + Z_{max}) \times \frac{1}{3} \quad (2.3)$$

Z_{min} และ Z_{max} คือช่วงของ Impedance ต่ำสุดและสูงสุดตามลำดับที่อยู่ในช่วงที่ใช้งาน เช่น เส้นเลือดของมนุษย์มี impedance อยู่ในช่วง 100K Ω - 600K Ω ก็จะได้ Z_{min} และ Z_{max} ตามลำดับนี้

2.7.4 IMPEDANCE CALCULATION USING GAIN FACTOR

หลังจากที่ได้ค่า magnitude และ gain factor มาแล้ว ก็จะสามารถคำนวณหา impedance ได้โดย

$$Impedance = \frac{1}{Gain\ Factor \times Magnitude} \quad (2.4)$$

2.8 Impedance and Reactance

2.8.1 Impedance

อิมพีแดนซ์ (สัญลักษณ์ Z) คือค่ารวมทั้งหมดที่ต้านกระแสในวงจร หรืออาจเรียกว่าเป็นสิ่งทั้งหมดในวงจรที่ขวาง การไหลของกระแส มันคล้ายกับความต้านทานแต่ไม่เหมือน ที่เดียว เพราะต้องคำนึงถึงผลกระทบของความจุและการเหนี่ยวนำด้วย อิมพีแดนซ์มีหน่วยวัดเป็นโอห์ม สัญลักษณ์คือ Ω

อิมพีแดนซ์มีความซับซ้อนมากกว่าความต้านทาน เพราะหากความถี่ของกระแสที่ไหลผ่านวงจรเปลี่ยนแปลง จะมีผลต่ออิมพีแดนซ์ของตัวความจุและตัวเหนี่ยวนำ หรืออาจกล่าวได้ว่าค่า อิมพีแดนซ์เปลี่ยนแปลงตามความถี่ แต่การเปลี่ยนแปลงความถี่จะไม่มีผลกระทบต่อตัวต้านทานแต่อย่างใด

คำว่า 'อิมพีแดนซ์' มักถูกใช้บ่อยกับวงจรง่าย ๆ ซึ่งไม่มีตัวความจุหรือความเหนี่ยวนำ (ซึ่งก็ไม่ผิดอะไร) ตัวอย่างเช่น เมื่อกล่าวถึง 'อินพุตอิมพีแดนซ์' หรือ 'เอาต์พุตอิมพีแดนซ์' ของวงจร ซึ่งอาจจะทำให้เกิดความสับสนสำหรับผู้เริ่มศึกษาอิเล็กทรอนิกส์ แต่ก็ให้นึกเสียว่าอิมพีแดนซ์เป็นเพียงอีกคำหนึ่งที่เรียกความต้านทาน

$$Z = \frac{V}{I}, R = \frac{V}{I} \quad (2.5)$$

Z = อิมพีแดนซ์ (Ω)

R = ความต้านทาน (Ω)

V = แรงดันไฟฟ้า (Volt)

I = การเสไฟฟ้า (Amp)

มีปริมาณทางไฟฟ้าสี่ตัวที่เป็นสิ่งกำหนดอิมพีแดนซ์ (Z) ของวงจรคือ: ความต้านทาน (R), ความจุ (C), ความเหนี่ยวนำ (L) และ ความถี่ (f)

2.8.2 Reactance (X)

รีแอกแตนซ์ (สัญลักษณ์ X) เป็นค่าตัวที่ต้านกระแสของความจุและความเหนี่ยวนำ ค่ารีแอกแตนซ์เปลี่ยนแปลงตามความถี่ของสัญญาณไฟฟ้า และมีหน่วยการวัดเป็นโอห์ม สัญลักษณ์ Ω

รีแอกแตนซ์มีสองชนิด คือ รีแอกแตนซ์ความจุ (X_C) และรีแอกแตนซ์ความเหนี่ยวนำ (X_L) รีแอกแตนซ์ทั้งหมด (X) คือผลต่างระหว่างรีแอกแตนซ์ทั้งสองคือ $X = X_L - X_C$

รีแอกแตนซ์ความจุ (X_C)

$$X_C = \frac{1}{2\pi f C} \quad (2.6)$$

X_C = รีแอกแตนซ์มีหน่วยเป็นโอห์ม (Ω)

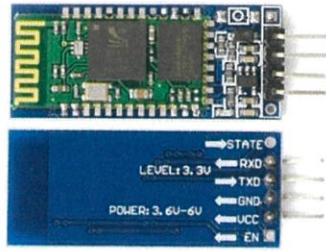
F = ความถี่มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์ (Hz)

C = ความจุมีหน่วยเป็นฟารัด (F)

X_C มีค่ามากที่ความถี่ต่ำและค่าน้อยที่ความถี่สูง สำหรับดีซีคิงที่ซึ่งความถี่เป็นศูนย์ X_C มีค่าเป็นอนันต์ (ความต้านทั้งหมด) เป็นที่มาของกฎที่ว่า ตัวเก็บประจุยอมให้เอซี (AC) ผ่านแต่ปิดกั้นดีซี (DC)

2.9 HC-06 Bluetooth Module

Bluetooth HC 06 คือ โมดูล Bluetooth ที่สามารถติดต่อกับอุปกรณ์ได้หลาย ๆ รุ่น ทั้งรุ่นเก่าและรุ่นใหม่ ด้วยความที่เป็น bluetooth 2.0 รุ่นดั้งเดิม ที่ออกมานานแล้ว สามารถสื่อสารแบบ Serial Uart ใช้สายสัญญาณ เพียง 2 เส้น คือ Rx, Tx ใช้ไฟเลี้ยง 3.3-5V ทำงานในโหมด Slave สำหรับให้อุปกรณ์ตัวอื่นสั่งงาน



รูปที่ 2.2 HC-06 Bluetooth Module



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การดำเนินงานวิจัย

จากที่ผู้ทำโครงการได้ศึกษาทฤษฎีและหลักการของ BIA จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ที่สามารถอ่านค่าอิมพีแดนซ์ได้ที่ความถี่ต่าง ๆ เพื่อให้ความถี่สูงสามารถผ่านทะลุเยื่อหุ้มเซลล์และอ่านค่าอิมพีแดนซ์ของน้ำตาลในเลือดออกมาได้เพราะน้ำตาลกลูโคสในเลือดนั้นมีคุณสมบัติคือ เมื่อ ยังมีกลูโคสในเลือดสูง ค่าอิมพีแดนซ์จะมีค่าต่ำ ในทางกลับกัน ยังมีกลูโคสในเลือดต่ำ ค่าอิมพีแดนซ์จะมีค่าสูง จากนั้นเมื่อได้ค่าอิมพีแดนซ์แล้วจะนำค่าไปใส่ใน Input ให้กับ Neural Network (NN) เรียนรู้ โดยใช้เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่ได้มาตรฐานเป็น target เพื่อให้ NN เรียนรู้ได้อย่างแม่นยำ แต่ถ้ามีตัวอย่าง input กับ target ให้กับ NN ไม่มากพอก็จะประมาณค่าระดับน้ำตาลได้ไม่แม่นยำ ดังนั้นทางผู้ทำโครงการจึงต้องเก็บตัวอย่างให้มากพอจน NN สามารถประมาณระดับน้ำตาลอย่างแม่นยำโดยใช้เครื่องวัดระดับน้ำตาลที่ได้มาตรฐานเป็นตัวอ้างอิง และในท้ายที่สุดจะแสดงค่าระดับน้ำตาลในเลือดผ่าน Bluetooth ไปแสดงออกที่จอมือถือผ่านแอปพลิเคชัน Blynk

3.1 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอนการดำเนินงาน	มกราคม				กุมภาพันธ์				มีนาคม				เมษายน			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ศึกษาลักษณะน้ำตาลในเลือดของผู้ป่วยเบาหวาน																
ศึกษาวงจรที่ใช้ในการวัดอิมพีแดนซ์																
ออกแบบวงจรที่ใช้ในการวัดค่าอิมพีแดนซ์																
พัฒนาโปรแกรมที่ใช้ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์																

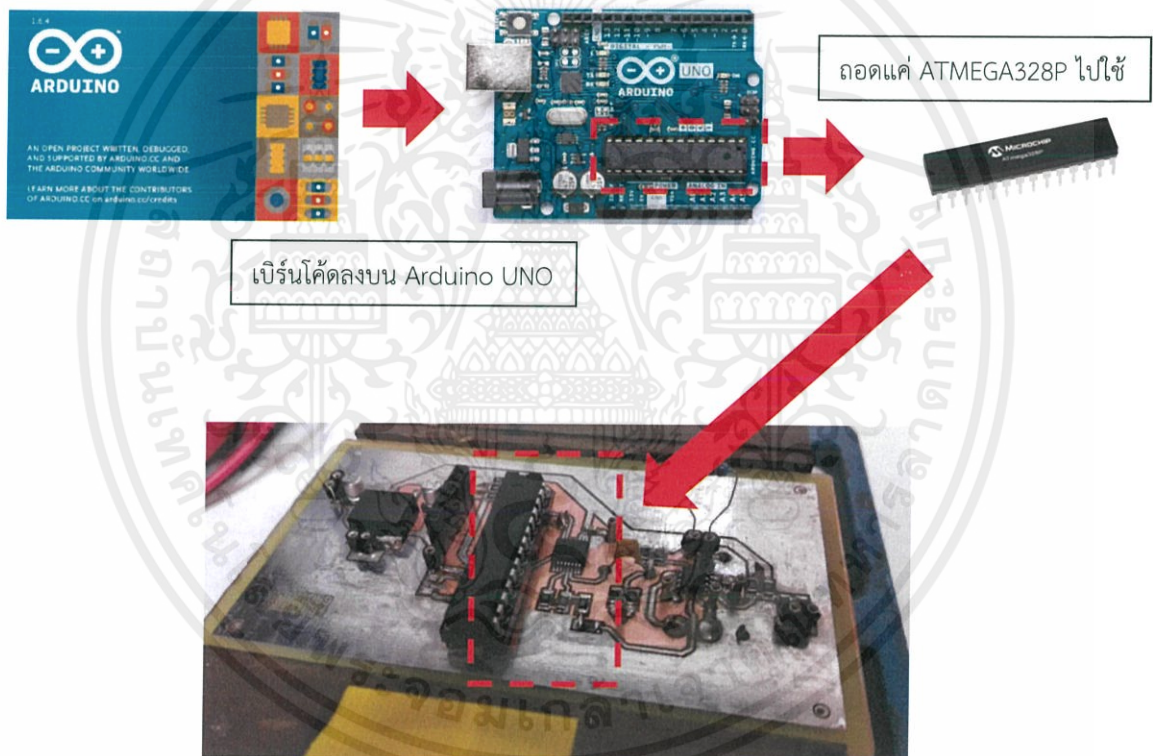
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 ATMEGA328P

3.3 ATMEGA328P

เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ถูกใช้บน Arduino UNO ดังนั้น ทางผู้จัดทำโครงการจึงใช้ บอร์ด Arduino UNO ที่ไม่มีตัวคอนโทรลเลอร์เป็นตัวโปรแกรมโค้ดลงใน ATMEGA328P แล้วจึงจะนำเอามาใช้งานบน PCB ที่ได้ถูกออกแบบไว้



รูปที่ 3.3 การใช้งาน ATMEGA328P

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 Bluetooth Serial Module : HC-06

HC 06 คือ โมดูล Bluetooth ที่สามารถติดต่อกับอุปกรณ์ได้หลาย ๆ รุ่น ทั้งรุ่นเก่าและรุ่นใหม่ ด้วยความที่เป็น Bluetooth 2.0 รุ่นดั้งเดิมที่ออกมานานแล้ว สามารถสื่อสารแบบ UART Serial Communication โดยใช้สายสัญญาณ เพียง 2 เส้น คือ Rx, Tx และใช้ไฟเลี้ยง 3.3 - 5V ทำงานในโหมด Slave สำหรับให้อุปกรณ์ตัวอื่นสั่งงาน และส่งค่าระดับน้ำตาลที่ได้จาก ATMEGA328P ไปที่สมาร์ทโฟนผ่านแอปพลิเคชัน Blynk



3.5 การออกแบบการทดลอง

ในการออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของบอร์ดวงจรของผู้จัดทำโครงงาน และเพื่อใช้ในการประยุกต์เป็นเครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือด ผู้จัดทำโครงงานจะเริ่มโดยการทำการทดลองดังต่อไปนี้

3.5.1 การทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรสมมูล RC Parallel

ในการทำการทดลองผู้ทดลองจะใช้วงจรสมมูลของตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ และกำหนดให้การทดสอบนั้นมีการจ่ายกระแสที่ $800 \mu\text{A}$ ที่ความถี่ $10 - 100 \text{ kHz}$ เพื่อป้อนให้กับวงจร RC Parallel ที่มีค่าดังนี้ $1\text{K}/5\text{nF}$, $1\text{K}/10\text{nF}$, $1.5\text{K}/5\text{nF}$, $1.5\text{K}/10\text{nF}$, $2\text{K}/5\text{nF}$ และ $2\text{K}/10\text{nF}$ และเปรียบเทียบค่าอิมพีแดนซ์กับค่าที่คำนวณได้

3.5.2 วัดค่า Impedance เพื่อเทียบกับ เครื่องวัดน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ GlucoSure

ผู้ทดลองจะวัด Impedance ในเลือดของกลุ่มตัวอย่าง พร้อมทั้งเจาะเลือดเพื่อวัดค่าระดับน้ำตาลของกลุ่มตัวอย่างด้วย เพื่อใช้เปรียบเทียบหาความสัมพันธ์ระหว่าง Impedance ของระดับน้ำตาลในเลือดและ ค่าระดับน้ำตาลในเลือด และหลังจากนั้นผู้ทดลองจะกำหนด Input และ Target

ให้กับ Neural Network และ Linear Regression Analysis เพื่อใช้ในการทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือดในร่างกายมนุษย์

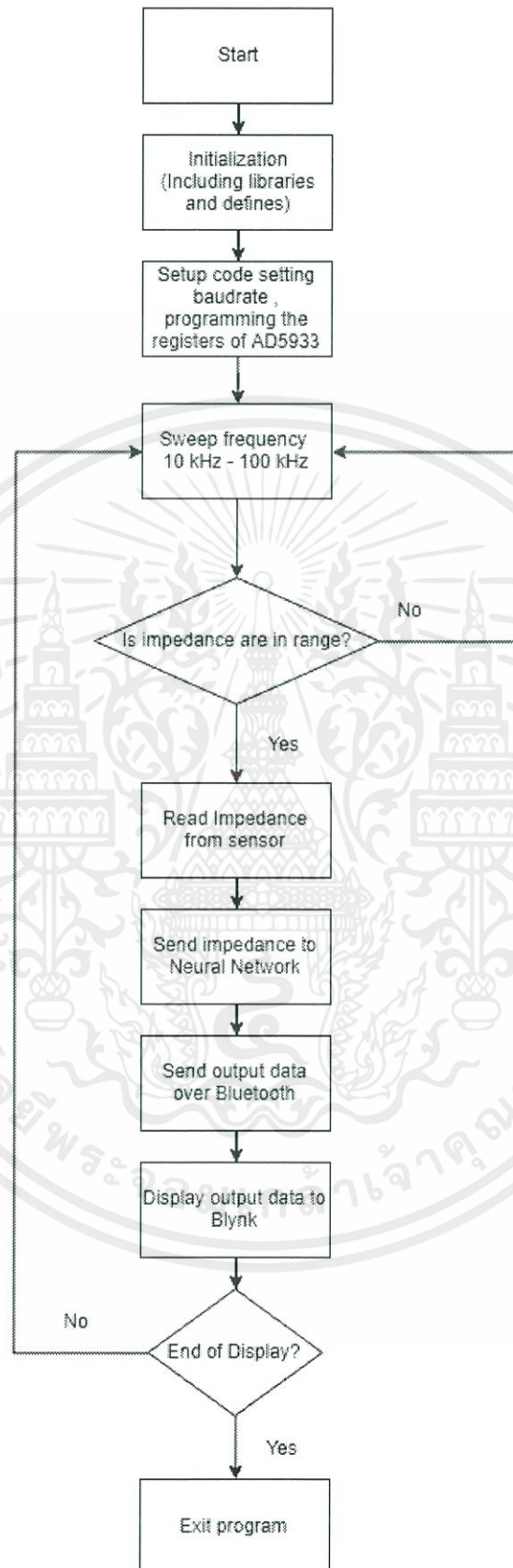


รูปที่ 3.5 GlucoSure

3.5.3 เปรียบเทียบผลลัพธ์ของค่าระดับน้ำตาลของโมเดล Neural Network และ Linear Regression Analysis

การทดลองนี้จะเป็นการเปรียบเทียบ ของทั้งสองโมเดลตามหัวข้อที่กล่าวไปข้างต้น โดยจะใช้เครื่องตรวจวัดระดับน้ำตาล GlucoSure เป็นตัวอ้างอิง เพื่อทดสอบว่าโมเดลไหนมีความแม่นยำในการทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือดมากกว่ากัน โดยจะวัดจากกลุ่มตัวอย่างใหม่ที่ทั้งสองโมเดลนี้ไม่เคยเจอมาก่อน

3.6 Flowchart



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การทดลองและผลการทดลอง

4.1 การทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจร RC Equivalent

4.1.1 ผลการทดลองการวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรสมมูล RC ที่ความถี่ 10 – 100 kHz

ตารางที่ 4.1 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 1K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 1K/C = 10 \text{ nF}$

Frequency	R1K C5nf			R1K C10nf		
	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error
10000	954.029	919.574	3.61154	846.737	821.552	2.97434
20000	846.737	823.811	2.70759	622.678	627.61	0.79211
30000	727.727	725.599	0.29245	468.651	459.819	1.88452
40000	622.678	619.983	0.4327	369.703	371.335	0.44122
50000	537.03	539.832	0.52168	303.309	304.644	0.43988
60000	468.651	479.537	2.323	256.391	260.425	1.57324
70000	413.94	423.976	2.42448	221.707	223.247	0.69491
80000	369.703	380.156	2.82736	195.12	194.795	0.16649
90000	333.441	343.806	3.10832	174.14	176.34	1.26343
100000	303.309	313.27	3.28385	157.173	152.549	2.94167

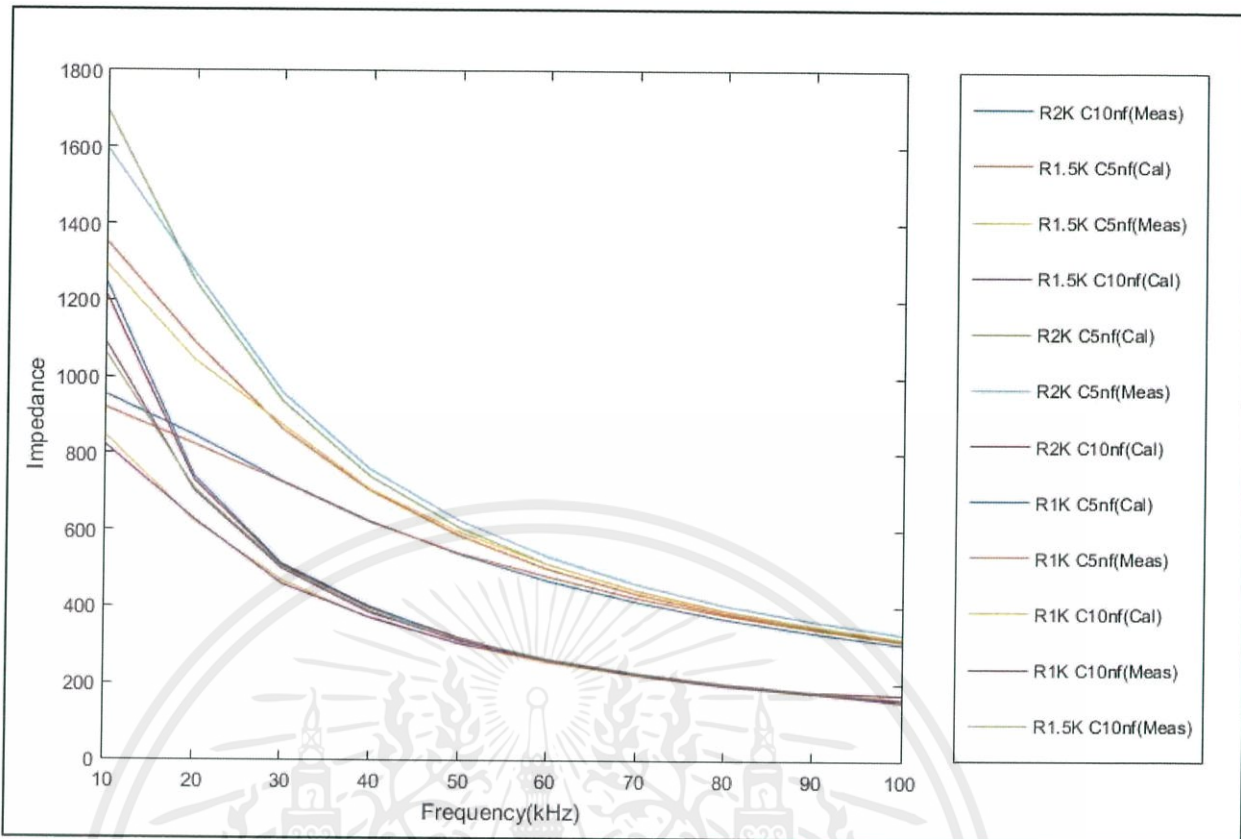
ตารางที่ 4.2 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 1.5K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 1.5K/C = 10 \text{ nF}$

Frequency	R1.5K C5nf			R1.5K C10nf		
	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error
10000	1350.96	1292.7	4.31241	1088.5	1061.05	2.52108
20000	1088.5	1042.8	4.19867	702.146	708.235	0.86718
30000	864.68	875.514	1.25295	499.858	505.083	1.04541
40000	702.15	704.847	0.38408	384.451	389.437	1.29678
50000	585.54	595.265	1.66085	311.304	317.024	1.83728
60000	499.86	512	2.42876	261.163	265.245	1.56316
70000	434.97	444.464	2.18267	224.769	228.859	1.81953
80000	384.45	392.037	1.97355	197.198	200.576	1.71266
90000	344.14	351.865	2.24473	175.61	179.77	2.36937
100000	311.301	318.433	2.29117	158.257	161.071	1.7783

ตารางที่ 4.3 ค่าอิมพีแดนซ์ของ $R = 2K/C = 5 \text{ nF}$, $R = 2K/C = 10 \text{ nF}$

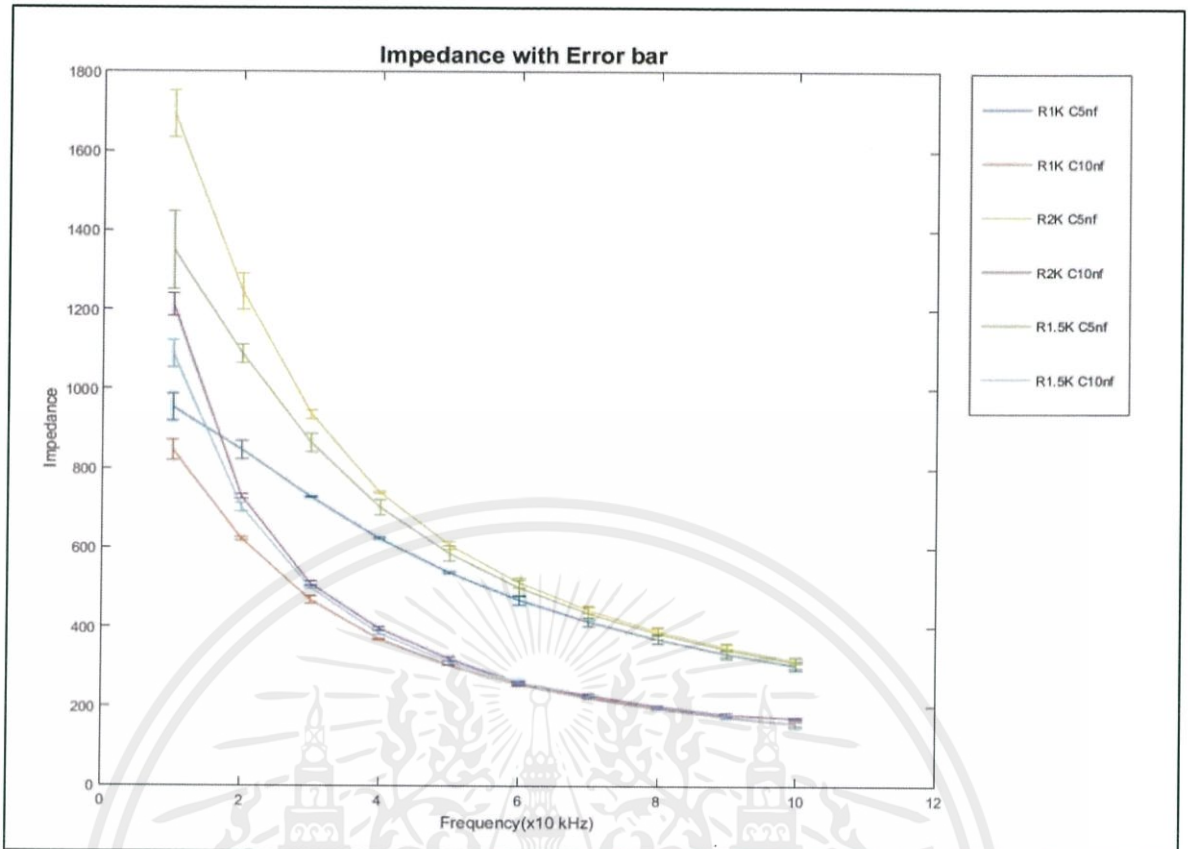
Frequency	R2K C5nf			R2K C10nf		
	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error	Z(Cal)	Z(Meas.)	%Error
10000	1693.46	1594.93	5.81838	1212.85	1245.35	2.60967
20000	1245.35	1267.47	1.77641	729.023	739.394	1.40254
30000	937.306	959.526	2.37063	509.503	512.78	0.63909
40000	739.394	757.589	2.4609	396.198	400.053	0.9636
50000	606.628	625.536	3.11693	319.775	314.357	1.72332
60000	512.78	532.169	3.78109	259.562	262.952	1.2894
70000	443.416	460.265	3.79996	228.7	225.906	1.23679
80000	390.24	405.228	3.84084	201.409	197.963	1.74066
90000	348.272	364.134	4.55452	179.77	176.154	2.05278
100000	314.357	328.651	4.54704	171.19	158.65	2.9435

เมื่อทำการพล็อตกราฟเทียบความสัมพันธ์ระหว่างความถี่และค่าอิมพีแดนซ์ โดยให้แกนนอนคือแกนความถี่ และแกนตั้งคือแกนอิมพีแดนซ์ (รูปที่ 4.1) และพล็อตค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างค่าที่วัดได้และค่าที่คำนวณได้ (รูปที่ 4.2)



รูปที่ 4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่และค่าอิมพีแดนซ์ โดยให้แกนนอนคือแกนความถี่ และแกนตั้งคือแกนอิมพีแดนซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 ค่าความคลาดเคลื่อนระหว่าง ค่าที่วัดได้และค่าที่คำนวณได้

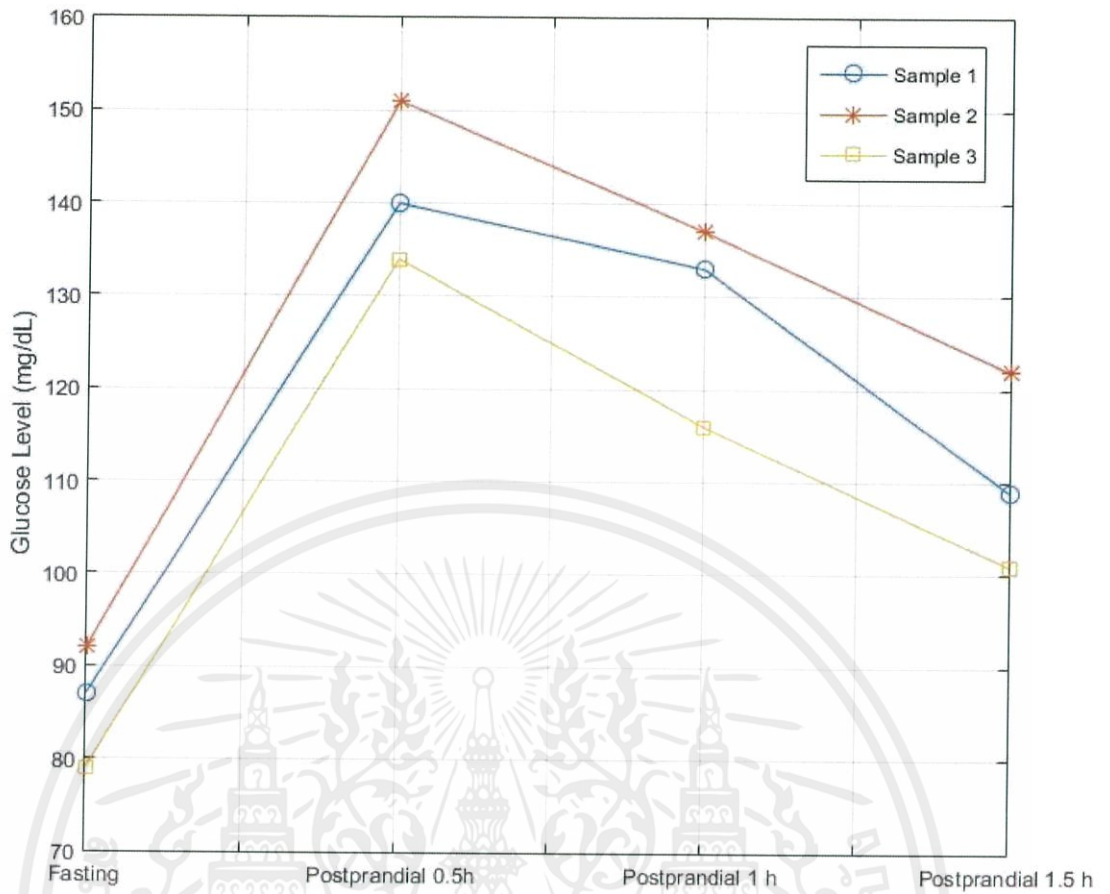
จากผลการทดลองในการวัดค่าอิมพีแดนซ์จากวงจร RC Parallel ผู้ทดลองจะพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นเมื่อเทียบระหว่างค่าที่คำนวณได้กับค่าที่วัดจริงจากบอร์ดจะมีค่าอยู่ในช่วง 0.292 – 5.818 %

4.2 ผลวัดค่า Impedance เพื่อหาค่าความสัมพันธ์กับระดับน้ำตาลในเลือดโดยใช้เครื่องวัดน้ำตาลในเลือดยี่ห้อ GlucoSure เป็นเกณฑ์ในการทดสอบ

4.2.1 ผลการทดสอบการวัดระดับน้ำตาล โดยใช้วิธีการทดสอบความทนต่อน้ำตาล (Oral Glucose Tolerance Test หรือ OGTT)

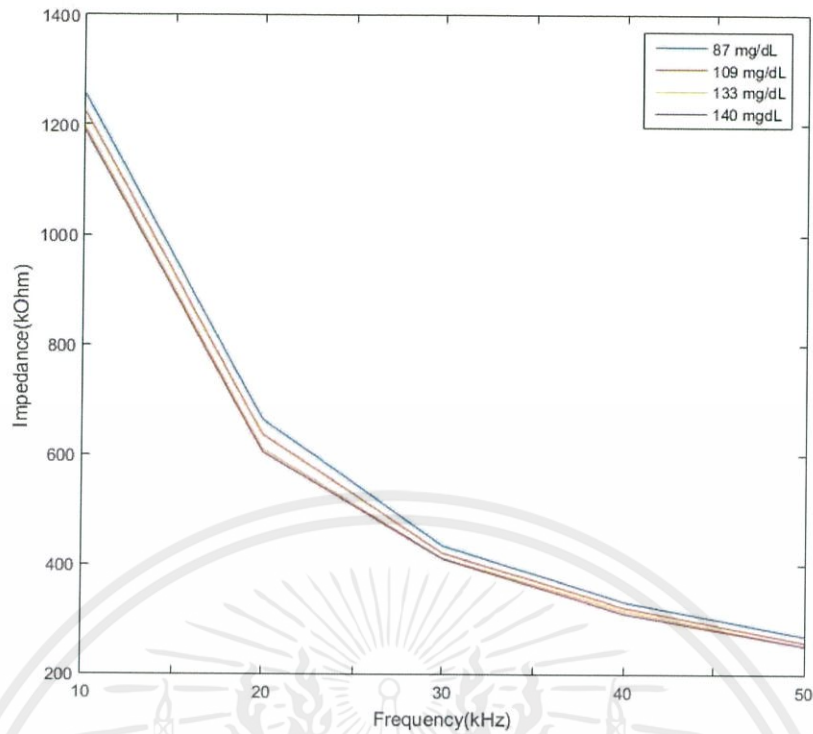
ในการทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า Impedance กับระดับน้ำตาลในเลือดโดยการทดสอบกับประชากรตัวอย่างทั้งหมด 3 คน โดยประชากรตัวอย่างในการทดสอบจะต้องรับประทานอาหารตามปกติตามหลักโภชนาการเป็นอย่างน้อย 3 วันและงดการออกกำลังกายอย่างหนัก งดสูบบุหรี่ งดเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ และห้ามรับประทานอาหารที่มีแคลลอรี่อย่างน้อย 8 – 12 ชั่วโมง (สามารถทานน้ำเปล่าได้) เป็นต้น และประชากรที่นำมาทดสอบระดับน้ำตาลในการทดลองนี้มิได้มีความเสี่ยงต่อภาวะเบาหวาน



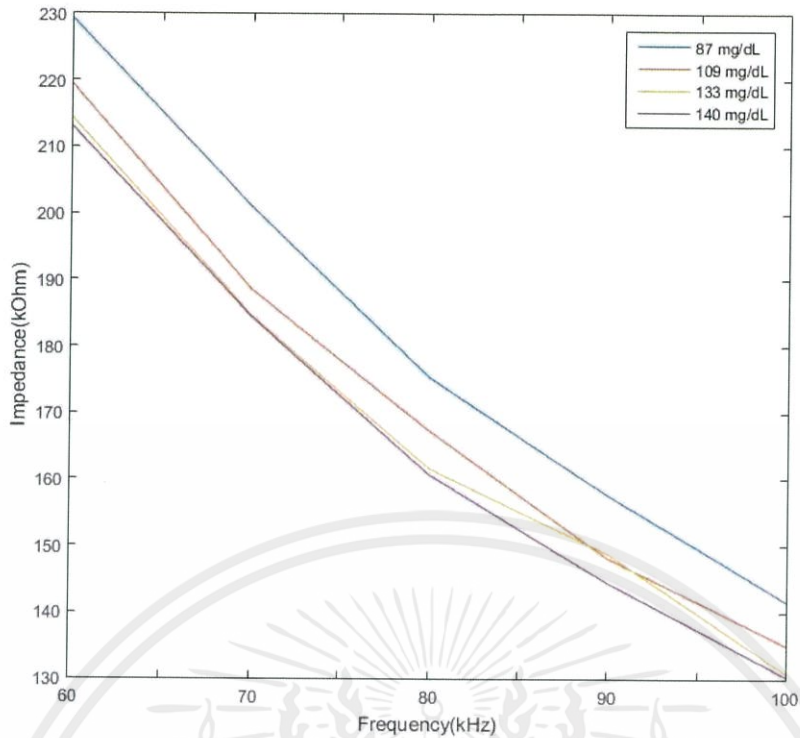


รูปที่ 4.3 กราฟแสดงค่าระดับน้ำตาลของกลุ่มตัวอย่าง 3 คน จากเครื่อง GlucoSure

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่า Impedance และระดับน้ำตาล ของกลุ่มตัวอย่าง 3 คนเดิม จากเครื่อง EZ-Cose (10-50 kHz)



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่า Impedance และระดับน้ำตาล ของกลุ่มตัวอย่าง 3 คนเดิม จากเครื่อง EZ-Cose (10-50 kHz)

โดยจากผลการทดลอง จะเห็นได้ว่าทั้ง 4 ช่วงของการทดสอบความทนต่อน้ำตาลของประชากร ตัวอย่างทั้ง 4 ตัวอย่างนั้นมีการเพิ่มขึ้นและการลดลงของระดับน้ำตาลตามปกติและเมื่อดูความสัมพันธ์ของค่า Impedance และค่าระดับน้ำตาลในเลือดของประชากรตัวอย่างจะพบว่าเมื่อค่าระดับน้ำตาลสูงขึ้น ค่า Impedance ที่วัดได้จะมีค่าลดลง ในทางกลับกันหากระดับน้ำตาลลดลง ค่า Impedance ที่วัดจะมีค่าสูงขึ้นโดยข้อจำกัดของการทดสอบนั้นคือการหากลุ่มประชากรตัวอย่างที่ยินยอมในทำการเก็บค่าระดับน้ำตาลในเลือดแบบต่อเนื่องเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าต่าง ๆ

4.3 ผลการเปรียบเทียบผลลัพธ์ของค่าระดับน้ำตาลจากการใช้โมเดล Neural Network (Fitting) และ Linear Regression Analysis ในการทำนายโดยใช้เครื่องวัด Impedance

4.3.1 ผลลัพธ์จากการใช้โมเดลทางคณิตศาสตร์แบบ Multiple Linear Regression Analysis

จากการที่ผู้ทำการทดลองได้ทำการสุ่มกลุ่มตัวอย่างของประชากรมาเพื่อสร้างโมเดลทางคณิตศาสตร์เพื่อให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่า Impedance ในเลือด กับค่าระดับน้ำตาลในเลือด จะได้ผลการทดลองดังนี้

ตารางที่ 4.4 สรุปผลค่าผลลัพธ์ทางสถิติ

Regression Statistics	
Multiple R	0.963318381
R Square	0.927982304
Adjusted R Square	0.912326283
Standard Error	4.680761704
Observations	57

ตารางที่ 4.5 การวิเคราะห์ค่าความแปรปรวน (Analysis of Variance Table : ANOVA)

	<i>df</i>	<i>SS</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Significance F</i>
Regression	10	12986.4774	1298.648	59.27319	6.937E-23
Residual	46	1007.838386	21.90953		
Total	56	13994.31579			

ตารางที่ 4.6 การวิเคราะห์การถดถอยพหุคูณ (Multiple Linear Regression Table)

	<i>Coefficients</i>	<i>Standard Error</i>	<i>Lower 95%</i>	<i>Upper 95%</i>
Intercept	1072.404618	46.64037056	978.522421	1166.286814
Impedance (10 kHz)	-0.2854999	0.1650869	-0.617802597	0.046802793
Impedance (20 kHz)	-0.03115028	0.057017303	-0.14592016	0.083619596
Impedance (30 kHz)	-0.27125759	0.367320552	-1.010635514	0.468120333
Impedance (40 kHz)	-0.1821279	0.262501749	-0.710516513	0.346260717
Impedance (50 kHz)	-0.2409984	0.361761087	-0.969185703	0.487188897
Impedance (60 kHz)	-1.32060521	0.670392547	-2.670035414	0.028825001
Impedance (70 kHz)	0.54411874	0.509386358	-0.481222817	1.569460298
Impedance (80 kHz)	-0.56178358	0.746790651	-2.064995192	0.941428038
Impedance (90 kHz)	-0.11294904	0.461402105	-1.041703309	0.815805224
Impedance (100 kHz)	-0.44298966	0.813206144	-2.079888732	1.193909405

สมการถดถอยเชิงเส้นแบบพหุคูณ

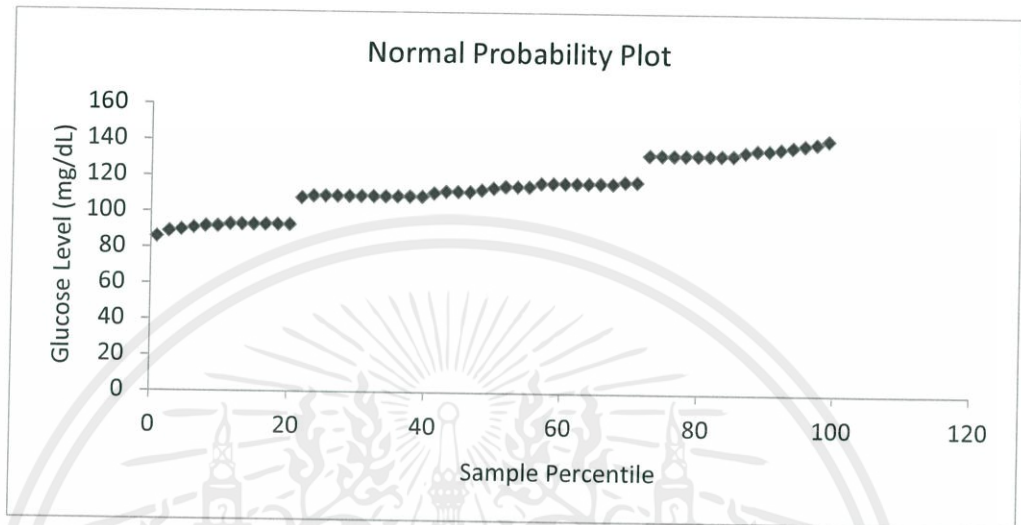
$$Y = 1072.40 - 0.2855X_1 - 0.0312X_2 - 0.2713X_3 - 0.1821X_4 - 0.2410X_5 - 1.3206X_6 + 0.5441X_7 - 0.5618X_8 - 0.1129X_9 - 0.4430X_{10}$$

จะเห็นได้ว่าค่า R-Square หรือค่าสัมประสิทธิ์แสดงการตัดสินใจ (Coefficient of Determination)

จากการนำข้อมูล Impedance และค่าระดับน้ำตาลในเลือดมาวิเคราะห์ มีค่าใกล้เคียงค่า เท่ากับ “1” ซึ่งแสดงให้เห็นว่าตัวแบบคณิตศาสตร์ที่ได้มานั้นสามารถอธิบายความผันแปรของค่าตัวแปรตอบสนอง ต่างที่กระจายรอบค่าเฉลี่ยได้เป็นอย่างดี แต่ยังไม่ได้หมายความว่า เป็นตัวแบบคณิตศาสตร์ที่เหมาะสมซึ่งจำเป็นต้องวิเคราะห์ต่อโดยใช้แผนภาพเศษเหลือ และค่าทางสถิติอื่น ๆ ร่วมด้วย

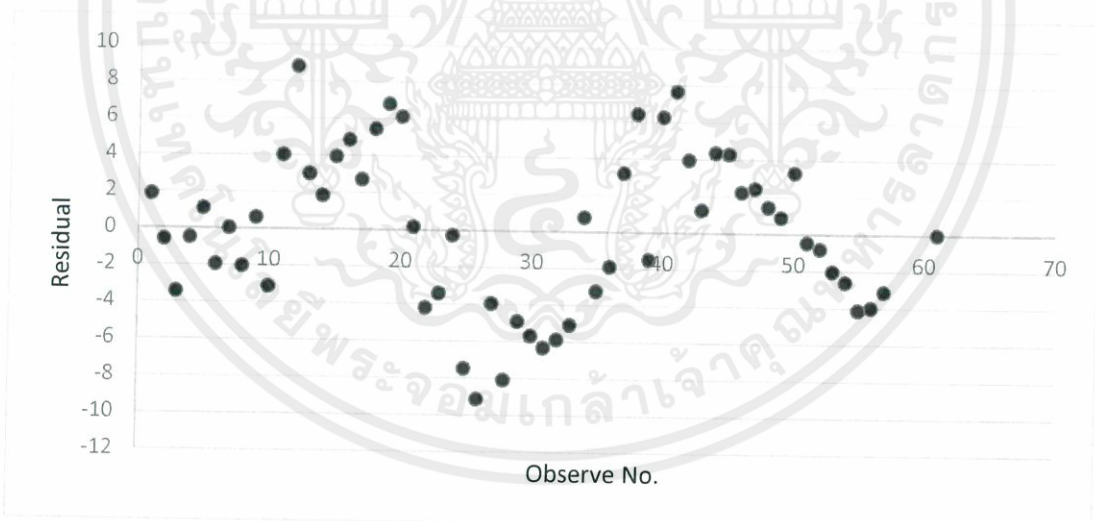
ผลลัพธ์การวิเคราะห์ความเหมาะสมของตัวแบบคณิตศาสตร์ โดยใช้คุณสมบัติ 4 ประการ คือ Normality, Independence, Homoscedasticity และ Residual Output

1. Normality



รูปที่ 4.6 Normal Probability Plot

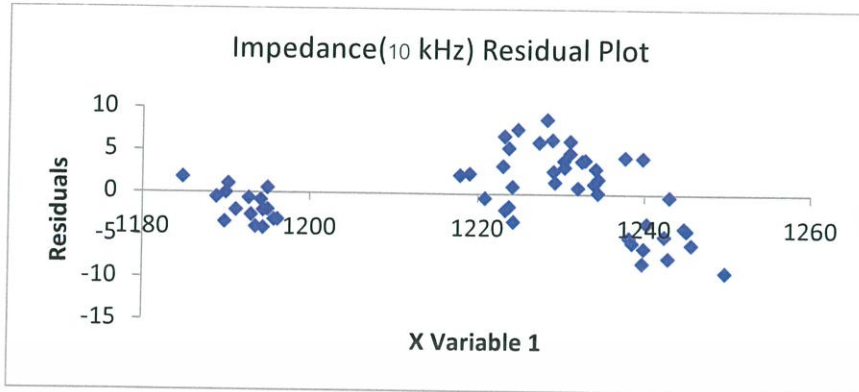
2. Independence



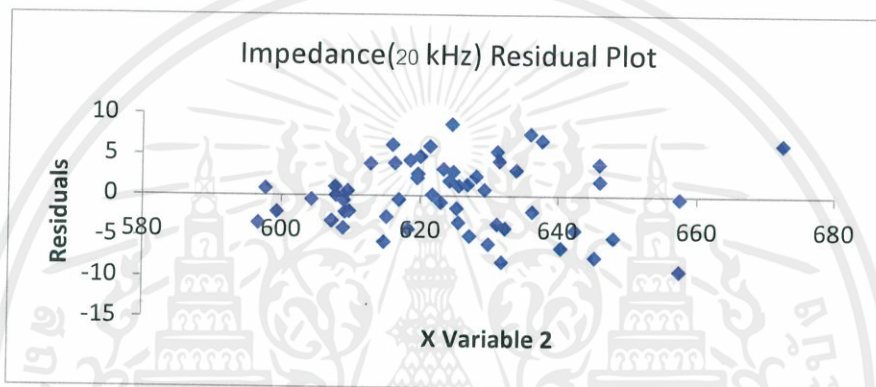
รูปที่ 4.7 แผนภาพเศษเหลือระหว่างค่าผลลัพธ์ที่ได้จากสมการถดถอยเทียบกับค่าจากการวัดจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

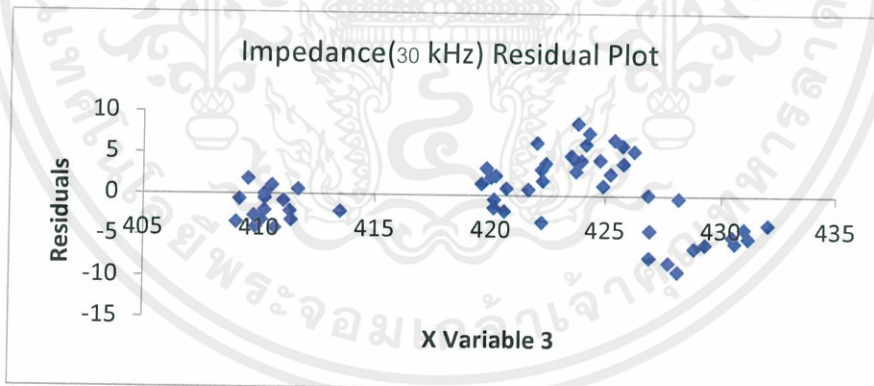
3. Homoscedasticity



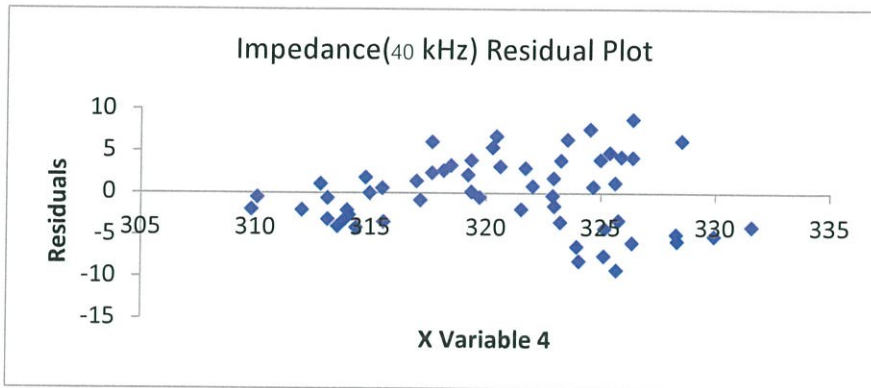
รูปที่ 4.8 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 10 kHz



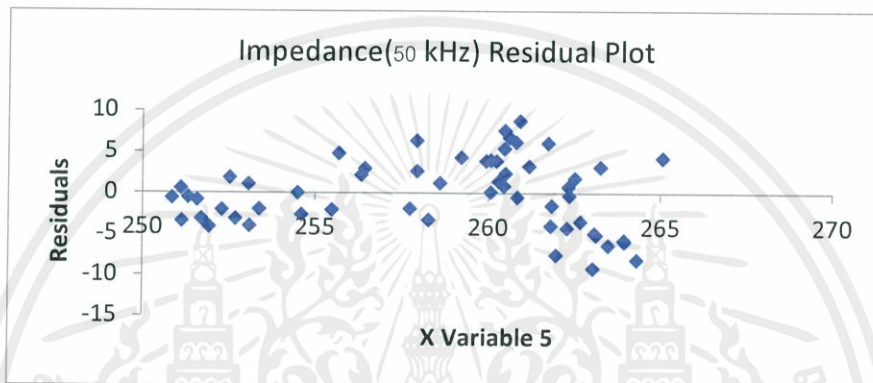
รูปที่ 4.9 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 20 kHz



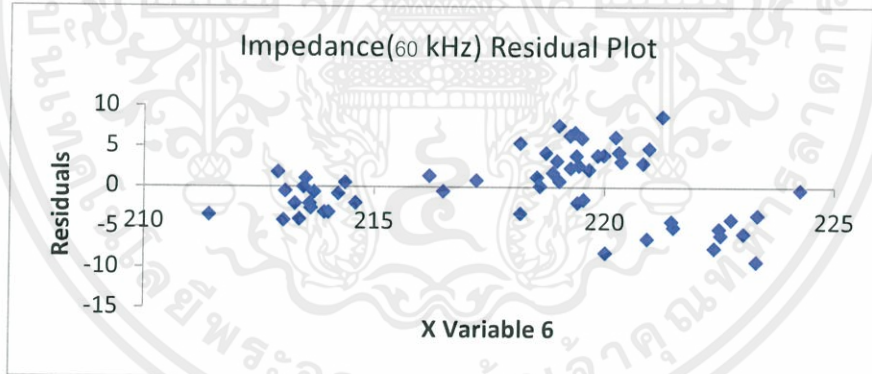
รูปที่ 4.10 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 30 kHz



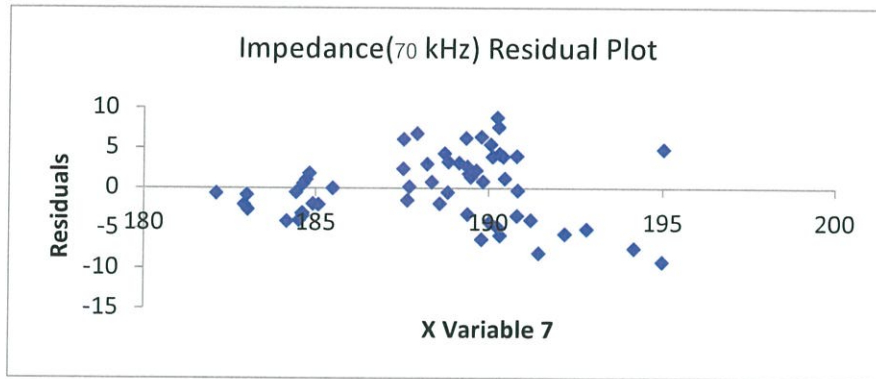
รูปที่ 4.11 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 40 kHz



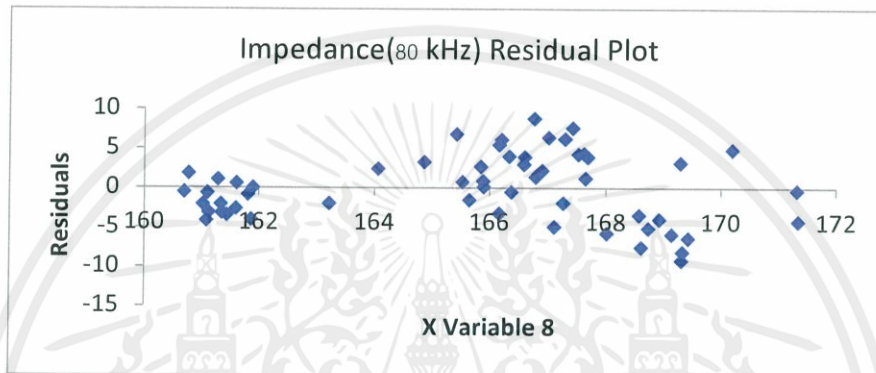
รูปที่ 4.12 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 50 kHz



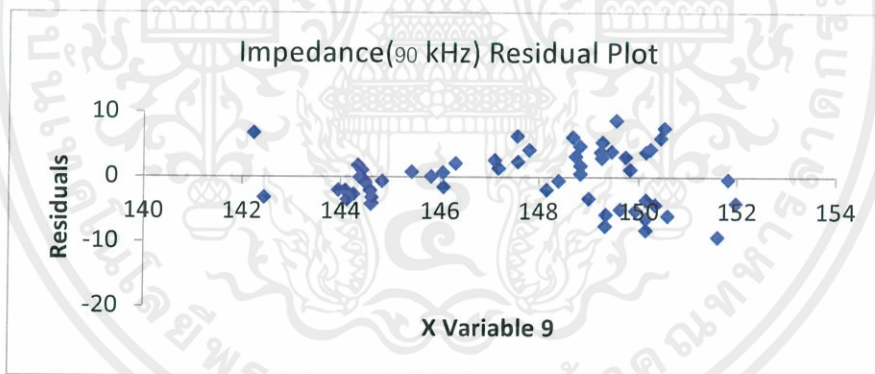
รูปที่ 4.13 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 60 kHz



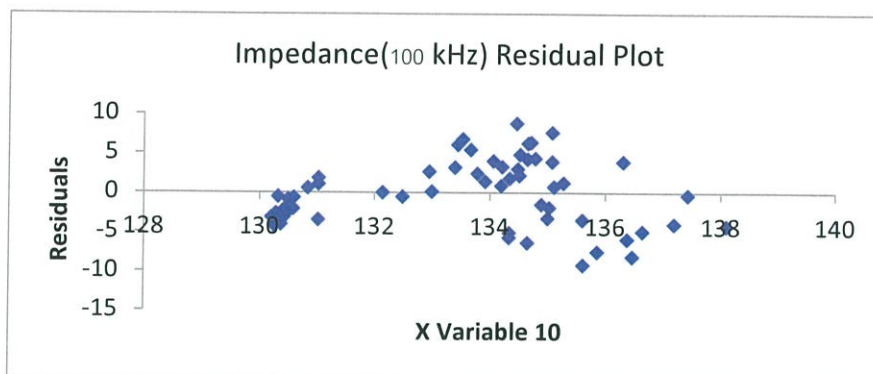
รูปที่ 4.14 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 70 kHz



รูปที่ 4.15 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 80 kHz



รูปที่ 4.16 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 90 kHz



รูปที่ 4.17 แผนภาพเศษเหลือเทียบกับค่าอิมพีแดนซ์ที่ 100 kHz

4. Residual Output

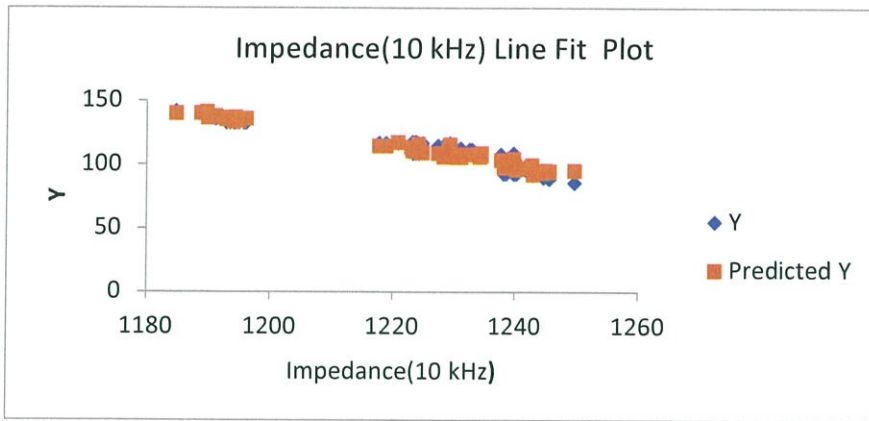
ตารางที่ 4.7 เปรียบเทียบค่าระดับน้ำตาลในเลือดระหว่างการวัดจริงกับการใช้สมการถดถอย

ทำนาย

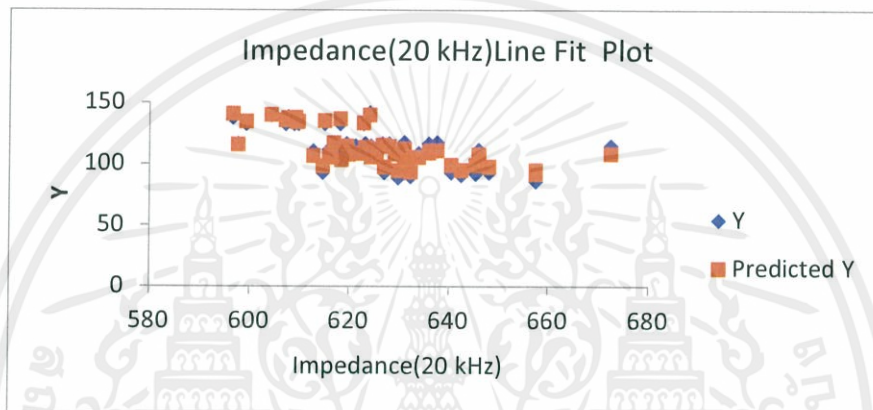
Observation	Predicted Glucose Level (mg/dL)	Measured Glucose Level (mg/dL)	Residuals
1	140.1384514	142	1.861548573
2	136.6027567	136	-0.602756697
3	141.41434	138	-3.414340015
4	140.4905944	140	-0.490594413
5	137.9069913	139	1.09300869
6	134.9434628	133	-1.943462826
7	136.9688209	137	0.031179088
8	138.0350876	136	-2.035087628
9	134.3969819	135	0.603018133
10	136.1175182	133	-3.117518209
11	107.976879	112	4.023121003
12	106.1701689	115	8.829831146
13	105.9908419	109	3.009158056
14	107.1767538	109	1.823246192
15	108.0579537	112	3.942046262
16	108.1451897	113	4.854810308
17	111.2975949	114	2.702405147
18	112.5380467	118	5.461953322
19	111.1703381	118	6.829661943
20	108.8798307	115	6.120169318
21	108.8356468	109	0.164353204
22	95.20228147	91	-4.202281471

Observation	Predicted Glucose Level (mg/dL)	Measured Glucose Level (mg/dL)	Residuals
23	96.42635456	93	-3.426354564
24	92.27545733	92	-0.275457334
25	99.47641552	92	-7.47641552
26	95.14234981	86	-9.142349814
27	93.95413861	90	-3.95413861
28	101.0853896	93	-8.085389626
29	97.89386513	93	-4.893865127
30	98.68316284	93	-5.683162842
31	99.33274212	93	-6.332742124
32	94.87499389	89	-5.874993892
33	98.08045453	93	-5.080454534
34	108.2249315	109	0.775068479
35	112.2211988	109	-3.22119877
36	110.8810158	109	-1.881015785
37	105.796648	109	3.20335198
38	108.5855352	115	6.414464807
39	110.4925781	109	-1.492578079
40	105.7354858	112	6.264514206
41	109.3496244	117	7.650375572
42	107.0522659	111	3.947734111
43	107.7570751	109	1.242924892
44	103.635752	108	4.364247979
45	104.7056477	109	4.294352328
46	114.783658	117	2.216342044
47	114.5739711	117	2.426028945
48	115.5683809	117	1.431619111
49	116.1192757	117	0.880724269
50	113.695474	117	3.304526003
51	117.4830917	117	-0.483091705
52	133.8090547	133	-0.809054735
53	135.028223	133	-2.028223043
54	135.6080562	133	-2.608056211
55	137.1097859	133	-4.109785868
56	136.9855518	133	-3.985551789
57	136.1158639	133	-3.115863882

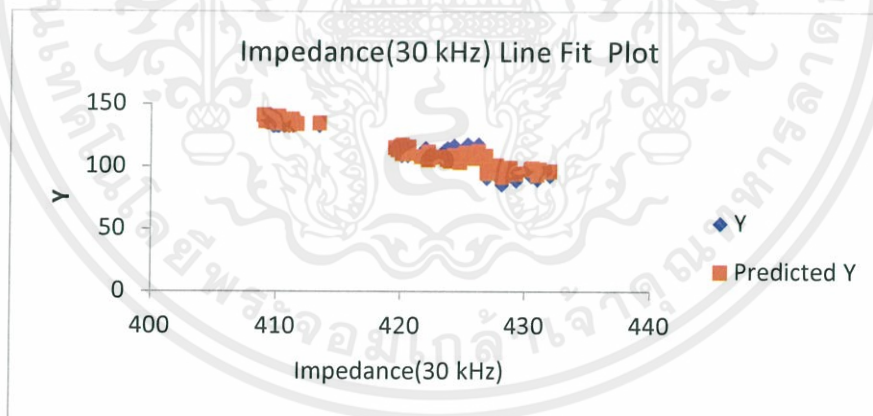
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



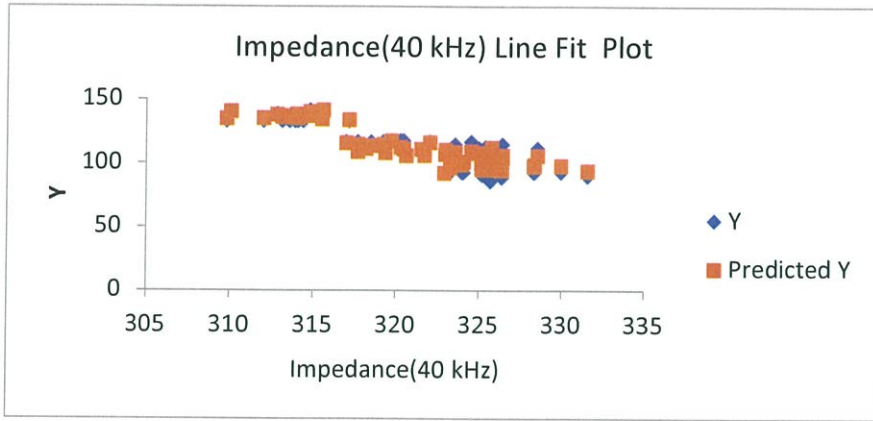
รูปที่ 4.18 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (10 kHz)



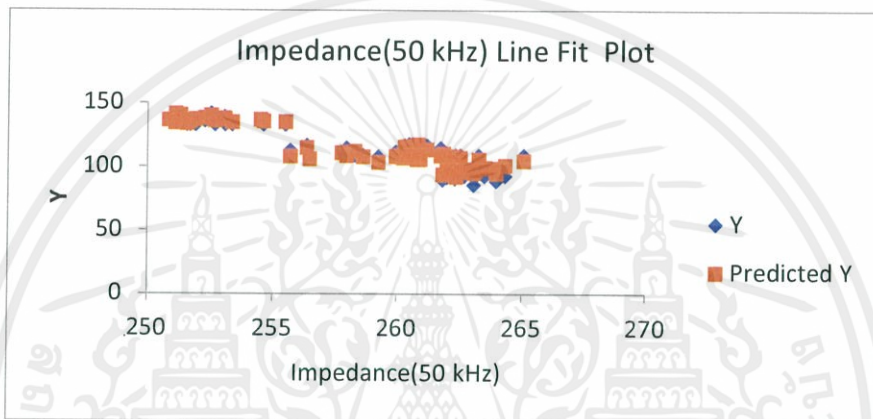
รูปที่ 4.19 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (20 kHz)



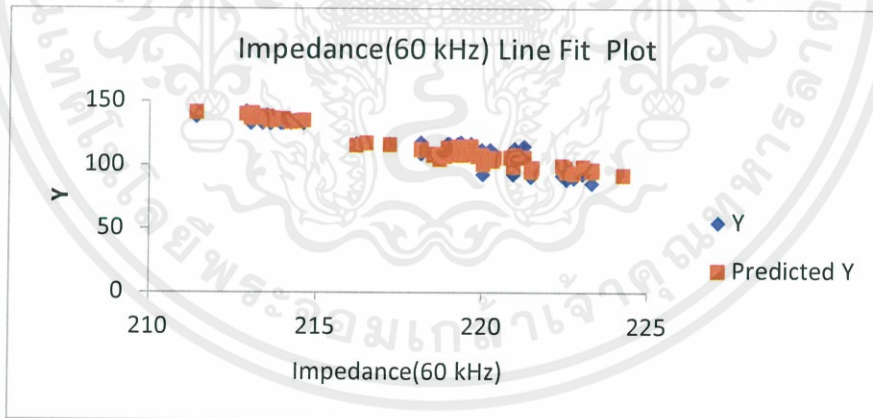
รูปที่ 4.20 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (30 kHz)



รูปที่ 4.21 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (40 kHz)

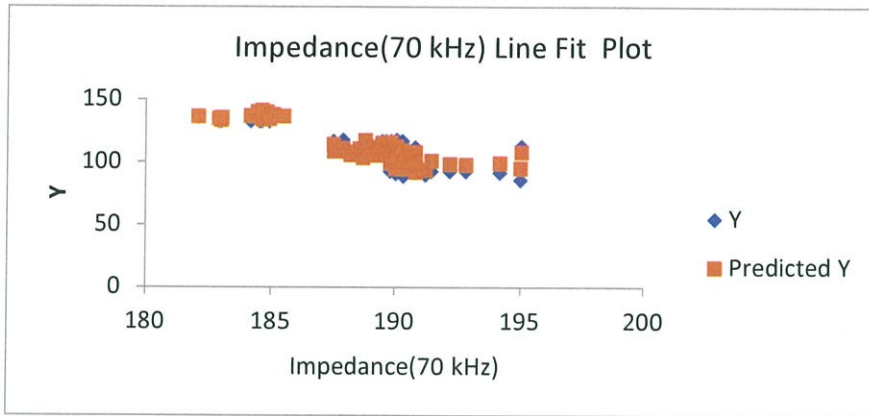


รูปที่ 4.22 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (50 kHz)

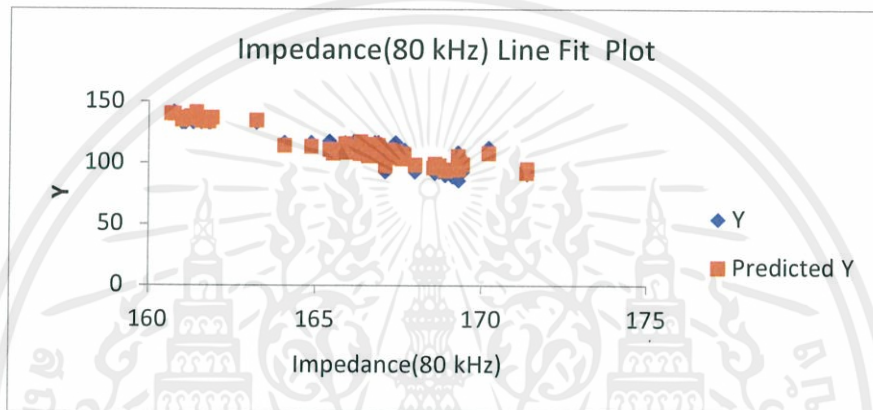


รูปที่ 4.23 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (60 kHz)

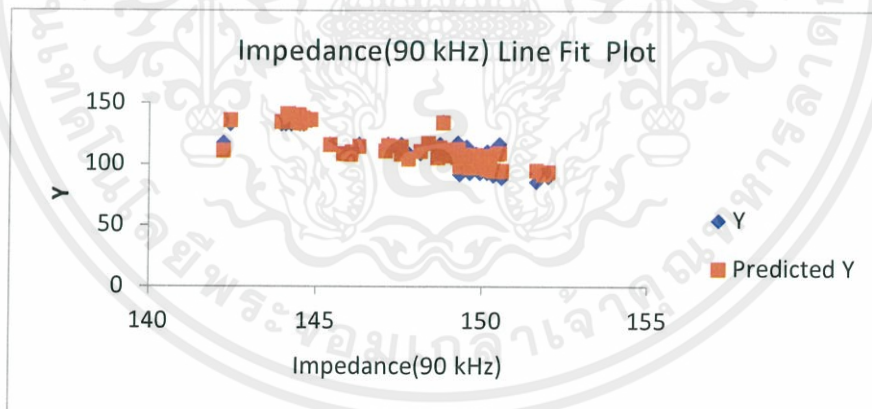
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



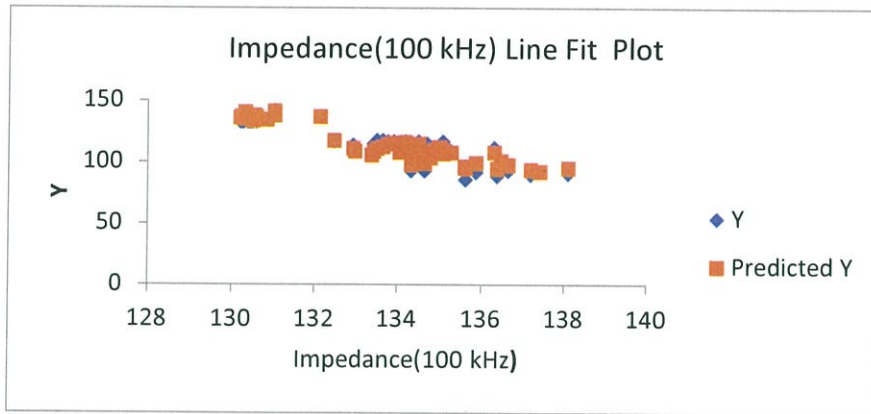
รูปที่ 4.24 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (70 kHz)



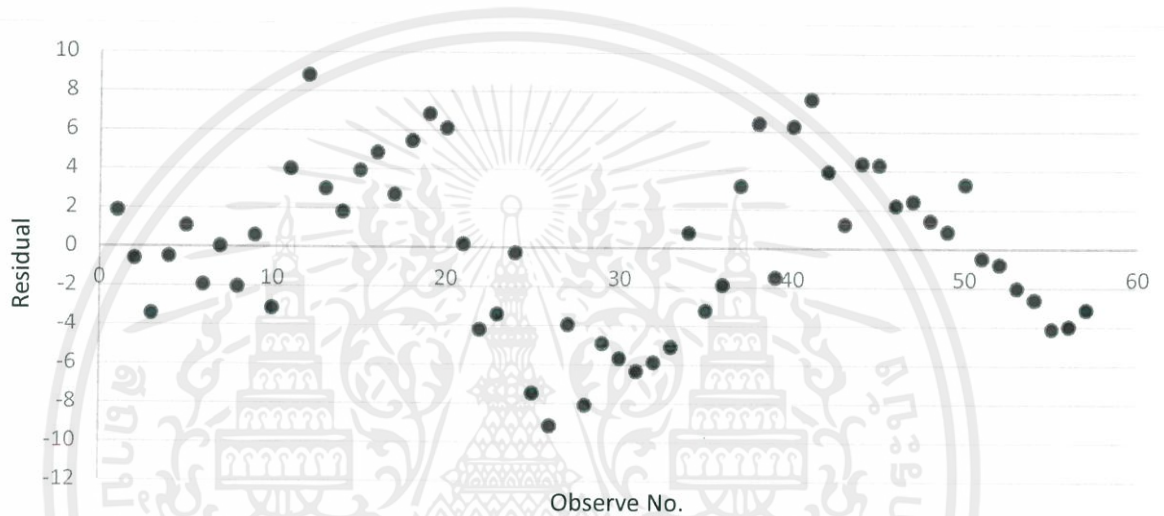
รูปที่ 4.25 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (80 kHz)



รูปที่ 4.26 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (90 kHz)



รูปที่ 4.27 ตัวแบบเชิงเส้นระหว่างค่าที่วัดจริงการใช้สมการถดถอยทำนาย (100 kHz)



รูปที่ 4.28 แผนภาพเศษเหลือของค่าที่ทำนายได้ในแต่ละตัวอย่าง

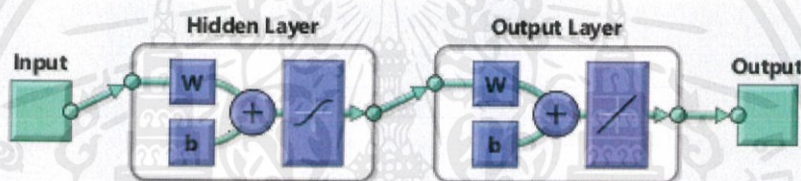
จากการวิเคราะห์คุณสมบัติทั้งสามแบบจะเห็นได้ว่ากราฟการเรียงของจุด Y (Glucose Level) เทียบกับ Percentile เป็นแนว แม้จะไม่ใช่เส้นตรง โอกาสที่จะไม่เป็นการกระจายแบบปกติมีโอกาสค่อนข้างสูง แต่ผู้ทดลองจะอนุমানให้ข้อมูลชุดนี้มีการกระจายแบบปกติ

การทดสอบ Independence หรือความเป็นอิสระต่อกันของค่า X (Impedance) แต่ละค่าทำได้โดยการพล็อตค่า Residual เทียบกับหมายเลขของ X ที่เรากำหนดในตาราง จะพบว่า แนวของจุดถือได้ว่า ไม่มีทิศทางใดแน่นอน ไม่ได้อยู่ทางด้านลบหรือบวกอย่างเดียว ไม่ได้ขึ้นหรือลงอย่างเดียว ลักษณะเช่นนี้เราถือว่าความเป็นอิสระของ X แต่ละตัวอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

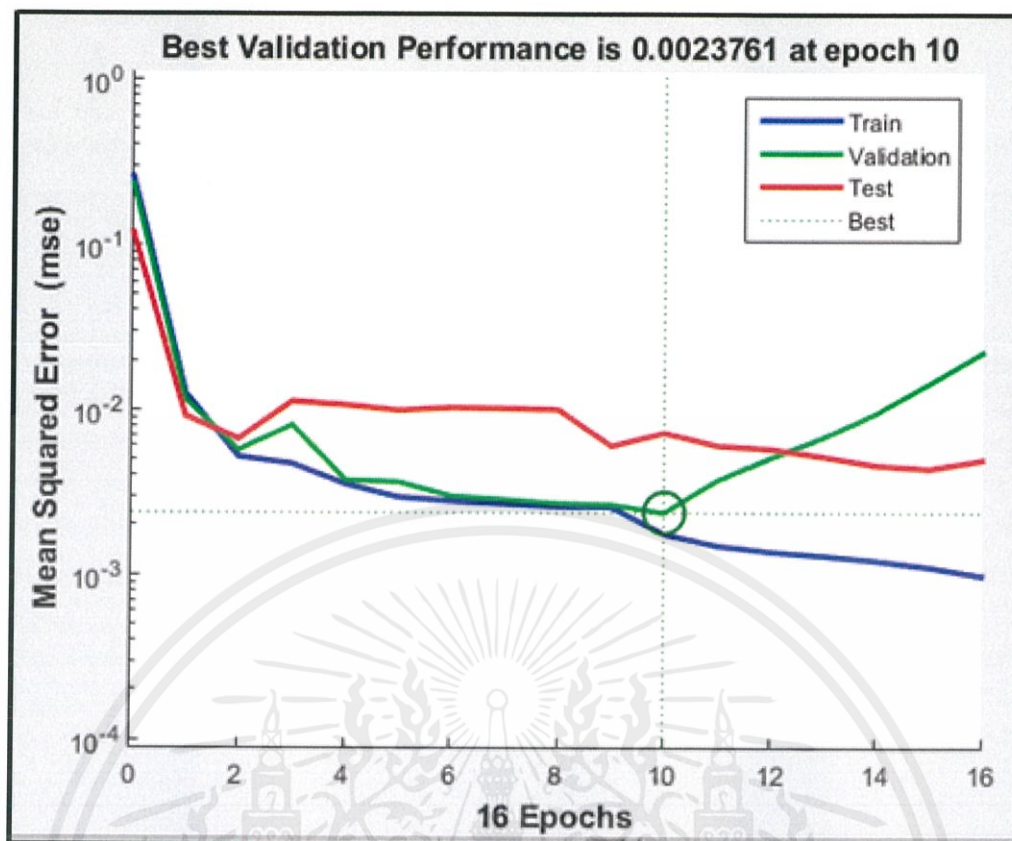
การทดสอบ Homoscedasticity มีวัตถุประสงค์คือ พิสูจน์ว่าค่าความคลาดเคลื่อนในทุกย่านของค่า X ไม่ได้แตกต่างกันมากจนเกินไป โดยการพล็อตค่า Residual กับค่า X (Impedance) หากมีลักษณะอยู่ด้านบนหรือลบบottom เป็น 0 ตลอด กว้างออกตลอด เมื่อค่า X สูงขึ้น ผู้ทดลองจะถือว่าไม่ผ่านเงื่อนไขนี้ จากกราฟผู้ทดลองพอจะอนุมานได้ว่า Residual ตลอดย่านค่า X ไม่ได้แตกต่างกันจนเกินค่าที่ยอมรับได้

จากการทดสอบคุณสมบัติทั้งสามเงื่อนไขจะเห็นได้ว่า ผู้ทดลองสามารถยอมรับ Multiple Linear Regression Model ที่ได้มานั้นสามารถนำไปใช้ในการคาดการณ์ค่าระดับน้ำตาลในเลือดได้โดยใช้ค่า Impedance ที่วัดได้มาเป็นตัวแปรอินพุตของตัวแบบคณิตศาสตร์

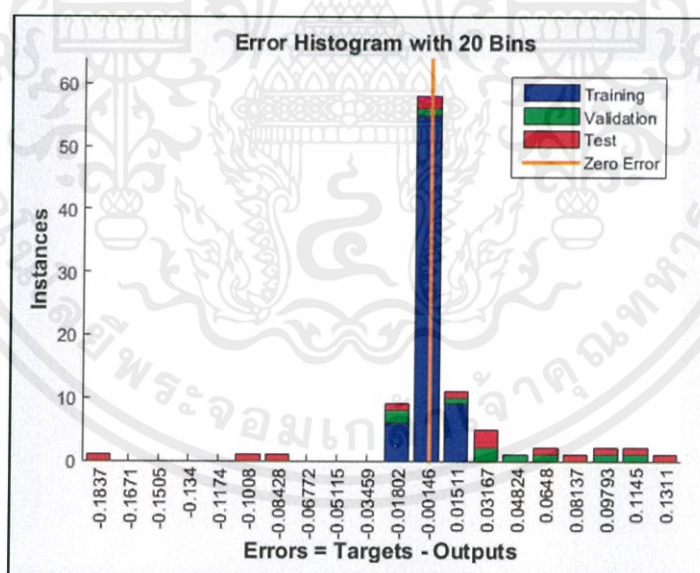
4.3.2 ผลการทดลองจากการใช้โมเดลทางคณิตศาสตร์ที่สร้างขึ้นโดย Neural Network (Fitting)



รูปที่ 4.29 Model ของ Neural Network (Fitting)

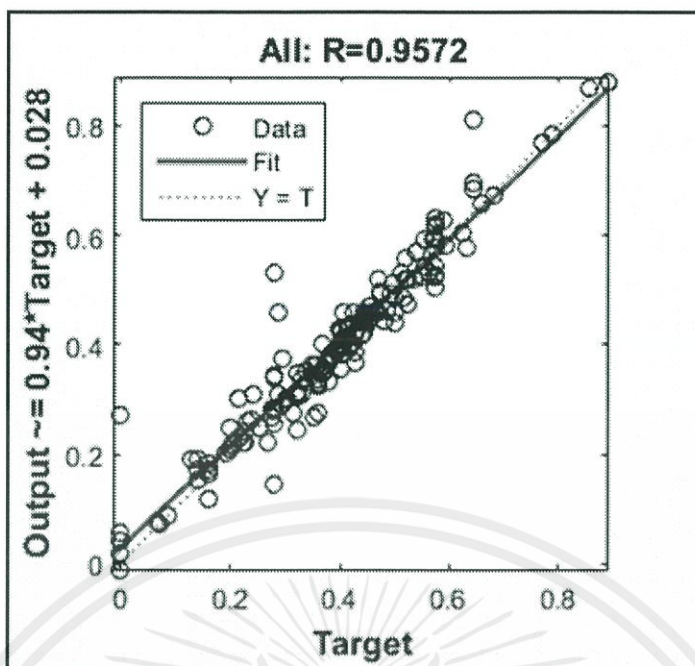


รูปที่ 4.30 กราฟแสดง MSE ของการ Train Neural Network



รูปที่ 4.31 กราฟแสดง Error Histogram

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.32 แสดงการกระจายของข้อมูลว่าตรงกับ Output มากเพียงใด

ผลจากการให้โครงข่ายประสาทเทียมได้ทำการเรียนรู้ข้อมูลของตัวอย่างประชากรพบว่าตัวแบบคณิตศาสตร์ (ฟังก์ชันการทำนาย) มีค่า R-Square อยู่ที่ประมาณ 0.9572 ซึ่งหมายความว่าตัวฟังก์ชันการทำนายมีความเหมาะสมกับข้อมูลที่ได้รับเข้าไป ทำให้มีโอกาสที่จะทำนายค่า Output ได้ถูกต้องมากยิ่งขึ้นซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนโดยประมาณสามารถดูได้จากค่า Mean Square Error โดยในตัวอย่างเป็นกลุ่มประชากรมีค่าอยู่ที่ 2.376×10^{-3} โดยประมาณซึ่งอยู่ในค่าที่ยอมรับได้

4.4 ผลการทดลองการทำนายค่าระดับน้ำตาล

ตารางที่ 4.8 เปรียบเทียบค่าที่ทำนายได้ระหว่าง เครื่องวัดระดับน้ำตาล Glucosure, Neural Network และ Regression โดยให้เครื่องวัดระดับน้ำตาล Glucosure เป็นตัวอ้างอิง

ระดับน้ำตาล (mg/dL)			% Error	
Glucosure	Neural Network	Regression	Neural Network	Regression
77	77.09	72.28	0.116883	6.12987

82	85.22	95.23	3.926829	16.13415
84	84.9	89.89	1.071429	7.011905
85	87.02	90.11	2.376471	6.011765
89	88.97	91.58	0.03371	2.898876
90	90.01	110.21	0.011111	22.45556
96	98.27	100.47	2.364583	4.65625
99	100.89	120.87	1.909091	22.09091
108	107.79	128.57	0.19444	19.0463
120	123.25	128.86	2.708333	7.383333
126	126.78	162.78	0.619048	29.19048
146	143.52	152.22	1.69863	4.260274

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการทำการทดลองการวัดค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรสมมูล RC Equivalent โดยใช้เครื่องวัด Impedance ที่ผู้ทดลองสร้างขึ้น ผู้ทดลองพบว่าหากทำการปรับเทียบตัวบอร์ตวงจรถูกให้เข้าไปกับสายวัดและอิเล็กทรอนิกส์ จะทำให้ไม่เกิดผลของค่าความต้านทานและค่าตัวเก็บประจุที่แฝงอยู่ภายในทำให้การวัดค่าอิมพีแดนซ์ที่ความถี่ต่างๆมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้นเมื่อเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณตามทฤษฎี โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง 0.1665 – 2.9743 % ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นผู้ทดลองพบว่าอาจเกิดจากการที่ค่าของตัวต้านทานและค่าของตัวเก็บประจุ เกิดความคลาดเคลื่อนขึ้นในตัวของมันเองทำให้ส่งผลต่อการทดลอง

เมื่อผู้ทำการทดลองได้เก็บข้อมูลจากการวัดค่า Impedance ในเลือดของมนุษย์และเปรียบเทียบกับค่าระดับน้ำตาลในเลือดที่ได้จากการใช้เครื่องวัดระดับน้ำตาล ยี่ห้อ Glucosure จะพบว่าทั้งสองตัวแปรมีความสัมพันธ์แบบผกผันซึ่งกันและกัน โดยเมื่อระดับน้ำตาลสูงขึ้นค่า Impedance ของเลือดจะมีค่าต่ำลงและเมื่อระดับน้ำตาลในเลือดต่ำลง ค่า Impedance ของเลือดจะมีค่าสูงขึ้น และในการเปรียบเทียบเครื่องมือที่ใช้ในการทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือดซึ่งได้แก่ การใช้ Multiple Linear Regression ในการสร้างสมการเชิงเส้น และ Neural Network Fitting จะพบว่าหากข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์มีความซับซ้อนไม่มาก ค่าจากการทำนายของทั้งสองเครื่องมือนี้จะมีค่าความผิดพลาดแตกต่างกันไม่มาก แต่หากข้อมูลมีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้น หรืออีกความหมายหนึ่งก็คือมีค่าตัวแปรที่อินพุตมากขึ้นจะทำให้การใช้ Neural Network Fitting ในการทำนายค่าระดับน้ำตาลในเลือดมีความแม่นยำในการทำนายมากกว่าแบบ Multiple Linear Regression

5.2 ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากการวัดค่า Impedance โดยใช้อุปกรณ์วัด Impedance ร่วมกับ Electrode ที่ผู้ทดลองได้สร้างขึ้นมานั้นมีการตอบสนองต่อสภาพแวดล้อมเช่น ค่าอุณหภูมิแวดล้อม ณ ขณะนั้น ทำให้ผู้ทดลองจำเป็นต้องทำการปรับเทียบกับตัวต้านทาน และ ตัวเก็บประจุตัวอย่าง เพื่อให้ตัวอุปกรณ์

วัด Impedance มีความแม่นยำก่อนที่จะใช้ในการทำการทดลองตลอดเวลา โดยในการทำนายค่าระดับระดับน้ำตาลในเลือดนั้นอาจจะมีค่าการยกระดับทางไฟฟ้าของกลุ่มประชากรตัวอย่างแต่ละตัวอย่างแตกต่างกันทำให้อาจทำให้เครื่องวัดระดับน้ำตาลในเลือดที่ผู้ทดลองสร้างมีความผิดพลาดได้แต่สามารถแก้ไขได้ด้วยวิธีการทางสถิติ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- HHS Public Access. 2561. “Smart Multi-frequency Bioelectrical Impedance Spectrometer for BIA and BIVA Applications.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4970917/> (15 สิงหาคม 2561).
- Analog Devices. 2547. “EVAL-AD5933.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา <https://www.analog.com/en/design-center/evaluation-hardware-and-software/evaluation-boards-kits/eval-ad5933.html#eb-relatedsoftware> (30 สิงหาคม 2561).
- Cannonball2134. 2561. “Can anyone recommend the best circuit for skin to electrode impedance measurement using the AD5933.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา <https://ez.analog.com/dds/f/q-a/29898/can-anyone-recommend-the-best-circuit-for-skin-to-electrode-impedance-measurement-using-the-ad5933> (10 ตุลาคม 2561).
- Worcester Polytechnic Institute. 2561. “Low Power Skin Impedance Spectrometer.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา <http://www.wpi.edu/Academics/Projects> (25 มกราคม 2562).
- Ichaus. 2547. “Package Dimensions.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา www.ichaus.com (17 กุมภาพันธ์ 2562).
- ELEKTRONIKA IR ELEKTROTECHNIKA. 2556. “Blood Glucose Level Estimation Using Interdigital Electrodes.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา <http://dx.doi.org/10.5755/j01.eee.19.6.4566> (14 มีนาคม 2562).
- Analog Devices. 2547. “Precision Low Noise CMOS Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifiers.” [ระบบออนไลน์]. แหล่งที่มา www.analog.com (14 มีนาคม 2562).

FEATURES

- Programmable output peak-to-peak excitation voltage to a maximum frequency of 100 kHz
- Programmable frequency sweep capability with serial I²C interface
- Frequency resolution of 27 bits (<0.1 Hz)
- Impedance measurement range from 1 kΩ to 10 MΩ
- Capable of measuring of 100 Ω to 1 kΩ with additional circuitry
- Internal temperature sensor (±2°C)
- Internal system clock option
- Phase measurement capability
- System accuracy of 0.5%
- 2.7 V to 5.5 V power supply operation
- Temperature range: -40°C to +125°C
- 16-lead SSOP package
- Qualified for automotive applications

APPLICATIONS

- Electrochemical analysis
- Bioelectrical impedance analysis
- Impedance spectroscopy
- Complex impedance measurement
- Corrosion monitoring and protection equipment
- Biomedical and automotive sensors
- Proximity sensing
- Nondestructive testing
- Material property analysis
- Fuel/battery cell condition monitoring

GENERAL DESCRIPTION

The AD5933 is a high precision impedance converter system solution that combines an on-board frequency generator with a 12-bit, 1 MSPS, analog-to-digital converter (ADC). The frequency generator allows an external complex impedance to be excited with a known frequency. The response signal from the impedance is sampled by the on-board ADC and a discrete Fourier transform (DFT) is processed by an on-board DSP engine. The DFT algorithm returns a real (R) and imaginary (I) data-word at each output frequency.

Once calibrated, the magnitude of the impedance and relative phase of the impedance at each frequency point along the sweep is easily calculated. This is done off chip using the real and imaginary register contents, which can be read from the serial I²C interface.

A similar device, also available from Analog Devices, Inc., is the AD5934, a 2.7 V to 5.5 V, 250 kSPS, 12-bit impedance converter, with an internal temperature sensor and is packaged in a 16-lead SSOP.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

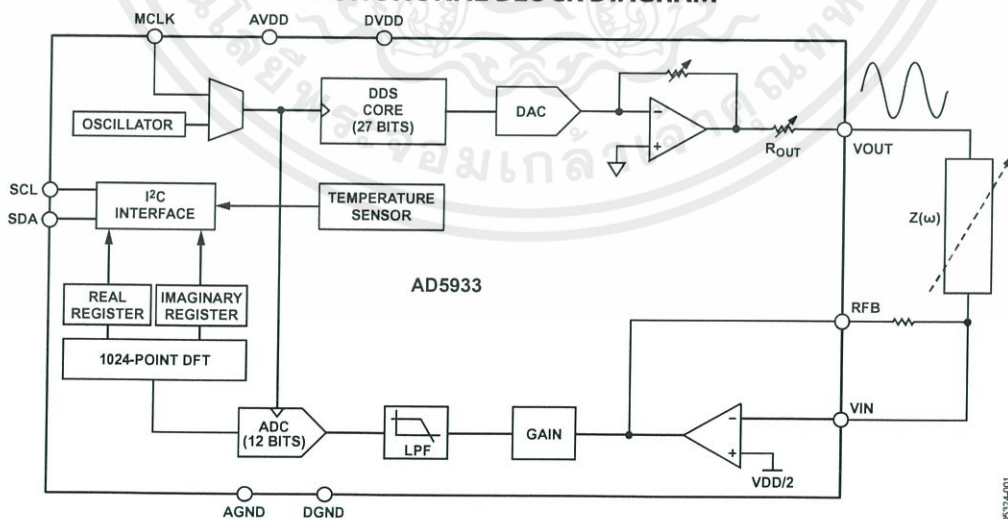


Figure 1.

05234-001

Rev. F **Document Feedback**
 Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781.329.4700 ©2005-2017 Analog Devices, Inc. All rights reserved.
 Technical Support www.analog.com

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางธุรกิจ
 ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้