



การพัฒนาเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
Development of a Prototype Electromyography Data Logger

นางสาววิศรา วรรณสาร
นางสาวสรินญา ชุกสิทธิ์

โครงการวิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563

การพัฒนาเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ
Development of a Prototype Electromyography Data Logger



โครงการวิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์เป็นของคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

โครงการวิศวกรรม
เรื่อง
การพัฒนาเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ของ
นางสาววิศรา วรรณสาร
นางสาวสรินญา ชุกสิทธิ์

ได้รับอนุมัติจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมภพ รอดอัมพร)

คณะกรรมการสอบโครงการวิศวกรรม

.....ประธาน
(อาจารย์ ดร. วีรยศ อร่ามเพียรเลิศ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดิเรก เสือสีนาค)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันตีสถิระพงษ์)

การพัฒนาเครื่องร่นต้นแบบสำหรับบันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา

โดย

นางสาววิศรา วรสาร

นางสาวสรินญา ชุกลีบ

อาจารย์ที่ปรึกษา

อาจารย์ ดร. วีรยศ อร่ามเพียรเลิศ

บทคัดย่อ

การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG) เป็นเทคนิคที่ใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติ รวมถึงเฝ้าติดตามกิจกรรมของกล้ามเนื้อและระบบประสาทในรูปของสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ การได้มาซึ่งสัญญาณดังกล่าว จำเป็นต้องมีอุปกรณ์และเครื่องมือในการขยายสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณมีระดับความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เหมาะสมและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจวินิจฉัยโรคได้ โดยส่วนใหญ่เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมักมีราคาที่สูง อีกทั้งมีขนาดใหญ่และยากต่อการพกพา ทำให้เป็นอุปสรรคต่อการศึกษาและเฝ้าสังเกตกิจกรรมของกล้ามเนื้อและระบบประสาทในขณะที่เคลื่อนไหวร่างกาย โครงการวิศวกรรมนี้จึงมุ่งเน้นไปที่การศึกษาและพัฒนาเครื่องร่นต้นแบบสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ โดยออกแบบให้มีขนาดเล็ก สามารถพกพาหรือติดตัวไปกับผู้ป่วยได้ในขณะทำกิจกรรมที่จำเป็นต้องมีเคลื่อนไหว เช่น เดิน วิ่ง ปั่นจักรยาน เป็นต้น โดยทำการศึกษาและออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งประกอบด้วย วงจรขยายสัญญาณปฐมภูมิ (Pre-amplifier) วงจรกรองความถี่ (Filtering circuit) และวงจรขยายสัญญาณทุติยภูมิ (Secondary Amplifier) ที่ให้สัญญาณขาออกวงจรในรูปแบบอนาล็อก จากนั้นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่อยู่รูปแบบสัญญาณอนาล็อกจะถูกแปลงให้อยู่ในรูปแบบสัญญาณดิจิทัลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 และบันทึกค่าไปยังไฟล์ในหน่วยความจำชนิด SD card เพื่อการนำไปใช้ในงานวิจัยและวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของกล้ามเนื้อและระบบประสาทได้ในภายหลัง ผลจากการทดสอบประสิทธิภาพเครื่องร่นต้นแบบสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพาพบว่า เครื่องต้นแบบมีคุณสมบัติสามารถกรองสัญญาณความถี่ได้ในช่วง 5-500 Hz. ซึ่งเป็นช่วงความถี่ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ สามารถใช้งานได้ยาวนานถึง 9 ชั่วโมง เมื่อให้พลังงานด้วยแบตเตอรี่และสามารถบันทึกค่าสัญญาณในรูปแบบไฟล์ดิจิทัลได้ด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 อย่างไรก็ตาม ข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้ ยังไม่ปรากฏเป็นรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ถูกต้องเมื่อทำการพล็อตสัญญาณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ทั้งนี้เป็นผลมาจากการที่ค่าความถี่ในการสุ่มสัญญาณ (Sampling Frequency) ของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ที่ยังต่ำเกินไป จึงควรมีการปรับปรุงและพัฒนาชุดคำสั่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 พร้อมทั้งนำค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ไปเปรียบเทียบกับเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบมาตรฐาน เพื่อทดสอบความถูกต้องของสัญญาณที่ได้และคำนวณหาความคลาดเคลื่อนของข้อมูล

คำสำคัญ : เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, วงจรออปแอมป์, สัญญาณชีวภาพ

Development of a Prototype Electromyography Data Logger

By

Miss Warissara Worasarn

Miss Sarinya Chukleeb

Advisor

Dr.scient.med. Weerayot Aramphianlert

Abstract

Electromyography (EMG) is a technique for acquiring bioelectrical signals of muscles during contraction and relaxation. This technique is used as a tool for monitoring neuromuscular activities as well as for its pathological diagnosis. Generally, to acquire this small electrical signal, a specific device is necessary for amplifying the EMG signal to a proper voltage level of its applications. Mostly, the clinical EMG devices are costly and designed for stationary uses. These cause difficulties in investigating and monitoring neuromuscular activities during sports or high mobility required movements. Accordingly, this biomedical engineering project aims to develop a prototype EMG data logger for recording the EMG signal of a specific muscle during activities such as walking, running, or cycling. The device consists of an EMG amplifier circuit that combines a pre-amplifier, a filtering circuit, and a secondary amplifier. Then, the analog outputs of the EMG amplifier circuit are converted to digital data using an ESP32 microcontroller before recording the digitalized signals to an SD card for later investigation or diagnosis. The developed prototype can filter the acquired signal within the frequency range of 5-500 Hz according to the bandwidth of the EMG signals. The device lasts for up to 9 hours on battery power. It can record the EMG signal data as the .csv files on the SD card. However, due to the sampling frequency of the analog-to-digital conversion (ADC) control loop is too low, the shape of the EMG signals was unable to be illustrated via data plotting. Therefore, the firmware of the ESP32 microcontroller must be re-programmed to improve the sampling frequency of the ADC control loop. Lastly, the recorded EMG data must be re-validated to confirm the correctness of the data.

Keyword: Electromyography Devices, Optional Amplifier, Bioelectrical Signals

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิศวกรรมศาสตร์นี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลือจากผู้มีพระคุณหลายท่าน ผู้จัดทำโครงการขอขอบพระคุณ ดร. วีรยศ อร่ามเพียรเลิศ อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการที่ได้เสียสละเวลาเพื่อให้คำปรึกษา คำแนะนำ ข้อเสนอแนะ แนวคิด ซึ่งให้เห็นถึงข้อควรระวังและปัญหาต่างๆ พร้อมทั้งแนะแนวทางการหาคำตอบให้กับปัญหาเหล่านั้น ตลอดจนตรวจสอบแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ มาโดยตลอด จนโครงการเล่มนี้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่านที่ให้ความรู้ คำแนะนำ ข้อชี้แนะในด้านต่างๆ เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาโครงการวิศวกรรมนี้

ขอขอบคุณเพื่อนๆ นิสิตภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่มีส่วนร่วมในเข้าการทดลองของโครงการในครั้งนี้ อีกทั้งยังช่วยในเรื่องข้อมูล องค์ความรู้และคำชี้แนะ ที่ผู้จัดทำไม่ทราบ รวมถึงช่วยในเรื่องการจัดการวงจรอิเล็กทรอนิกส์ไฟฟ้าและอุปกรณ์ขณะทดลองและขณะประกอบวงจร ขอขอบคุณเพื่อนนิสิตจากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ที่ช่วยหาแหล่งข้อมูลที่จำเป็นต่อการศึกษางานวิจัยในครั้งนี้

ท้ายที่สุด ทางคณะผู้จัดทำโครงการขอขอบพระคุณครอบครัวที่ให้การสนับสนุน และให้กำลังใจในการศึกษาตลอดมา และผู้จัดหวังเป็นอย่างยิ่งว่าโครงการวิศวกรรมนี้ จะเป็นประโยชน์ไม่มากนักน้อยต่อผู้ที่สนใจนำไปศึกษา ความดีและประโยชน์ จากโครงการวิศวกรรมนี้ ขอมอบให้กับ ผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้กล่าวมาข้างต้นทั้งหมด

คณะผู้จัดทำโครงการ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	1
สารบัญตาราง	3
สารบัญรูป	4
บทที่ 1 บทนำ	6
1.1. ที่มาและความสำคัญของปัญหา	6
1.2. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย	6
1.3. ขอบเขตของโครงการวิจัย	6
1.4. สมมุติฐาน และกรอบแนวคิดของโครงการวิจัย	6
1.5. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	7
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	8
2.1 ทฤษฎี	8
2.1.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)	8
2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนปลายแขนด้านหลัง (Muscle of the Forearm : Posterior Group)	9
2.1.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)	10
2.1.4 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)	11
2.1.6 ออปแอมป์ (Operational Amplifiers)	14
2.1.7 ตัวเก็บประจุแบบคัปปลิง (Coupling Capacitor)	19
2.1.8 กราวด์เสมือน (Virtual ground)	20
2.1.9 เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	21
2.1.10 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	23
2.1.11 อัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sampling Rate)	25
2.2 การทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	26

สารบัญ(ต่อ)

บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	28
3.1 หลักการทำงานของเครื่องรูดต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา	28
3.1.1 ส่วนวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Amplifier Circuit)	28
3.1.2 ส่วนประมวลผลและส่งข้อมูล (Microcontroller)	29
3.2 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณและอุปกรณ์ภายในเครื่องรูดต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา	29
3.2.1 ศึกษาและเลือกใช้ใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับใช้ภายในวงจร	29
3.2.2 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณ	32
3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	40
3.4 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์	42
3.4.1 ขั้นตอนก่อนทำการทดสอบ	42
3.4.2 ขั้นตอนการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	43
บทที่ 4 ผลการดำเนินงาน	44
4.1 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของแบตเตอรี่	44
4.2 การวัดประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	45
4.2 การวัดประสิทธิภาพการส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล	46
บทที่ 5 สรุปผล และข้อเสนอแนะ	48
5.1 สรุปผล	48
5.2 ข้อเสนอแนะ	48
บรรณานุกรม	50
ภาคผนวก ก	52
ภาคผนวก ข	66
ประวัติย่อผู้ทำโครงการ	71

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1 แสดงชนิดศักย์ไฟฟ้าและความถี่ของ สมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ

หน้า

11



สารบัญรูปภาพ

	หน้า
ภาพที่ 2.1 แสดงลักษณะของกล้ามเนื้อในร่างกาย	9
ภาพที่ 2.2 แสดงลักษณะของกล้ามเนื้อส่วนปลายแขนด้านหลัง	10
ภาพที่ 2.3 แสดงตัวอย่างของกล้ามเนื้อเมื่อได้รับแรงกระตุ้นจากภายนอก	11
ภาพที่ 2.4 แสดงเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)	12
ภาพที่ 2.5 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเมื่อกล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัว	13
ภาพที่ 2.6 แสดงวงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier Circuit or Amplifier)	13
ภาพที่ 2.7 แสดงออปแอมป์ (Operational Amplifiers)	14
ภาพที่ 2.8 แสดงวงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส (Inverting amplifier)	16
ภาพที่ 2.9 แสดงวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting amplifier)	16
ภาพที่ 2.10 แสดงผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ในรูปแบบต่างๆ	17
ภาพที่ 2.11 แสดงช่วงความถี่ของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)	18
ภาพที่ 2.12 แสดงลักษณะของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)	19
ภาพที่ 2.13 แสดงการทำงานของตัวเก็บประจุแบบคัปปลิ่ง (Coupling Capacitor)	20
ภาพที่ 2.14 แสดงกราวด์เสมือน (Virtual ground)	20
ภาพที่ 2.15 แสดงอิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle electrode)	21
ภาพที่ 2.16 แสดงอิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type surface electrode)	22
ภาพที่ 2.17 แสดงอิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type surface electrode)	23
ภาพที่ 2.18 แสดงเครื่องออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)	23
ภาพที่ 2.19 แสดงลักษณะรูปคลื่นแบบต่างๆ	24
ภาพที่ 2.20 แสดงเครื่องกำเนิดสัญญาณ (Function Generator)	24
ภาพที่ 2.21 แสดงลักษณะอัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sample Rate)	25
ภาพที่ 3.1 แสดงภาพรวมของหลักการทำงานเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา	28
ภาพที่ 3.2 แสดงออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ AD623AN	30
ภาพที่ 3.3 แสดงออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ LM324	30
ภาพที่ 3.4 แสดงตัวต้านทาน (Resistor)	31
ภาพที่ 3.5 แสดงตัวเก็บประจุชนิดแทนทาลัม (Tantalum Capacitor)	32
ภาพที่ 3.6 แสดงส่วนแบตเตอรี่ (Battery)	33
ภาพที่ 3.7 แสดงการต่อออปแอมป์ AD623 แบบ Single-Supply	34

สารบัญรูปภาพ(ต่อ)

ภาพที่ 3.8 แสดงการต่อออปแอมป์AD623 แบบ Single-Supply	34
ภาพที่ 3.9 แสดงวงจร Pre-amplifier ด้วย AD623	35
ภาพที่ 3.10 แสดง Secondary-amplifier ด้วย LM324	36
ภาพที่ 3.11 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ช่วง 5-500 Hz.	37
ภาพที่ 3.12 แสดงโมดูลแปลงไฟฟ้า (Voltage Regulator)	37
ภาพที่ 3.13 แสดงลักษณะการต่อวงจราวด์เสมือน (Virtual ground)	38
ภาพที่ 3.14 แสดงแผนผังวงจรไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดด้วยโปรแกรม Proteus	39
ภาพที่ 3.15 แสดงวงจรขยายสัญญาณ	40
ภาพที่ 3.16แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 (Microcontroller ESP32)	41
ภาพที่ 3.17 แสดงส่วนของการประมวลผลและบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	41
ภาพที่ 3.18 แสดงลักษณะของตัวอุปกรณ์ที่จะทำการทดสอบ	42
ภาพที่ 3.19 แสดงการติดแผ่นอิเล็กทรอนิกส์บนผิวหนังหนือมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัด	43
ภาพที่ 3.20 แสดงลักษณะการทดสอบโดยให้ผู้ทดสอบกระดกข้อมือขึ้นลง	43
ภาพที่ 4.1 ภาพแสดงการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ในหน่วยโวลต์ (V) และแสดงระยะเวลาการเปลี่ยนในหน่วยนาที (min)	44
ภาพที่ 4.2 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการกระดกข้อมือของผู้วิจัย แสดงผลผ่านเครื่อง Osilloscope	45
ภาพที่ 4.3 แสดงภาพขณะที่ผู้วิจัยทำการทดลองใช้งานเครื่องต้นแบบ	46
ภาพที่ 4.4 แสดงตัวอย่างค่าที่บันทึกผลมาจาก Sd cardเป็นไฟล์ .csv	47
ภาพที่ 4.5 ภาพแสดงการบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อลงบนเมมโมรี่การ์ด	47

บทที่ 1

บทนำ

1.1. ที่มาและความสำคัญของปัญหา

การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG) เป็นหนึ่งเทคนิคที่ใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติ รวมถึงเฝ้าติดตามกิจกรรมของกล้ามเนื้อและระบบประสาทในรูปของสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพ [1] การได้มาซึ่งสัญญาณดังกล่าว จำเป็นต้องมีอุปกรณ์และเครื่องมือในการขยายสัญญาณ เพื่อให้สัญญาณมีระดับความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เหมาะสมและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจวินิจฉัย รวมถึงการใช้ในงานวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟูที่เกี่ยวข้องได้ จากปัญหาในการใช้เครื่องวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ พบว่า โดยส่วนใหญ่เครื่องวัดสัญญาณมักมีราคาที่สูง อีกทั้งมีขนาดใหญ่และยากต่อการพกพา ทำให้เป็นอุปสรรคต่อการศึกษาและเฝ้าสังเกตกิจกรรมของกล้ามเนื้อและระบบประสาท ในขณะที่มีการเคลื่อนที่และเคลื่อนไหวร่างกาย

จากปัญหาดังกล่าว การศึกษาครั้งนี้จึงมุ่งเน้นไปที่การพัฒนาเครื่องบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็ก สามารถพกพาติดตัวไปได้ขณะทำกิจกรรมที่มีการเคลื่อนที่ เช่น เดิน วิ่ง ขี่จักรยาน และสามารถนำเข้าสู่สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปของสัญญาณดิจิทัล อีกทั้งยังสามารถทำการบันทึกข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อไว้ในการ์ดหน่วยความจำ เพื่อการนำไปใช้ในงานวิจัยและวินิจฉัยโรคที่เกี่ยวกับกล้ามเนื้อและระบบประสาทได้ในภายหลัง

1.2. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1.2.1 เพื่อออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพของกล้ามเนื้อชนิดพกพา

1.3. ขอบเขตของโครงการวิจัย

1.3.1 ออกแบบและพัฒนาเครื่องบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อรุ่นต้นแบบ

1.3.2 ทดสอบการทำงานและประสิทธิภาพของเครื่องบันทึกสัญญาณรุ่นต้นแบบ

1.4. สมมุติฐานและกรอบแนวคิดของโครงการวิจัย

การพัฒนาเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG) ให้มีขนาดเล็ก ลง, พกพาสะดวกและสามารถนำติดตัวไปกับตัวผู้ป่วยขณะทำกิจกรรมได้ จะทำให้สามารถวัดค่าคลื่นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อทำได้สะดวกมากขึ้นและสามารถบันทึกข้อมูลเพื่อใช้ในการศึกษาและวินิจฉัยความผิดปกติต่าง ๆ ได้ในภายหลัง

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1 สามารถเข้าใจหลักการการทำงานของวงจรขยายสัญญาณ และสามารถเลือกใช้อุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ได้อย่างเหมาะสม
- 1.5.2 สามารถเข้าใจหลักการการทำงานและการออกแบบเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อ
- 1.5.3 สามารถเข้าใจ วิเคราะห์ และอภิปรายผลลัพธ์ที่ได้จากเครื่องวัดสัญญาณกล้ำมเนื้อ วิเคราะห์ลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสัญญาณกล้ำมเนื้อ



บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

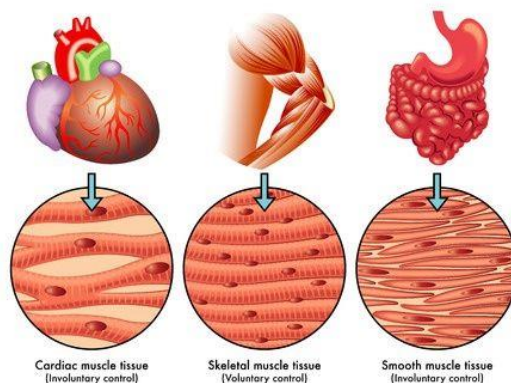
ในบทนี้เป็น การอธิบายเนื้อหาเกี่ยวกับทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ซึ่งมีเนื้อหาเกี่ยวกับระบบของกล้ามเนื้อ (Muscular system) สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ และการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ได้แก่

2.1 ทฤษฎี

2.1.1 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscular system)

ระบบกล้ามเนื้อ มีความสำคัญเป็นอย่างมากต่อการดำเนินชีวิต โดยกล้ามเนื้อเป็นส่วนประกอบหลักของร่างกายมนุษย์มีส่วนช่วยในการทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย ช่วยในการหดตัวของอวัยวะภายในและคงรูปร่างท่าทางของร่างกาย ซึ่งระบบกล้ามเนื้อประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อเล็กๆจำนวนมากมัดรวมกัน การเคลื่อนไหวของร่างกายจะอาศัยคุณสมบัติการหดตัวของเส้นใยกล้ามเนื้อและการทำงานร่วมกันกับกระดูก เอ็น ข้อต่อ และระบบประสาท เพื่อช่วยให้ร่างกายและอวัยวะภายในร่างกายสามารถเคลื่อนไหวได้ กล้ามเนื้อแต่ละชนิดมีหน้าที่และการทำงานที่แตกต่างกันออกไป [2] ดังแสดงในภาพที่ 2.1 กล้ามเนื้อสามารถแบ่งได้ 3 ชนิด ได้แก่

1. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่นอกเหนืออำนาจการควบคุมของจิตใจ (Involuntary muscle) ไม่สามารถควบคุมหรือสั่งการตามที่เราต้องการได้ ส่วนใหญ่เป็นกล้ามเนื้อของอวัยวะภายในร่างกาย เช่น หลอดอาหาร ลำไส้ ผนังกระเพาะอาหาร เป็นต้น
2. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่นอกเหนืออำนาจการควบคุมของจิตใจ (Involuntary muscle) ถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ กล้ามเนื้อหัวใจเป็นกล้ามเนื้อชนิดพิเศษที่ช่วยในการบีบและคลายตัวของหัวใจ
3. กล้ามเนื้อลาย (Skeletal muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายอยู่ภายใต้อำนาจการควบคุมของจิตใจ (Voluntary muscle) สามารถควบคุมหรือสั่งการตามที่เราต้องการได้ กล้ามเนื้อลายประกอบด้วย เส้นใยกล้ามเนื้อ (Muscle fiber) รวมกันอยู่เป็นจำนวนมากที่จะยึดติดกับกระดูก (Bone) และมีเอ็น (Tendon) ช่วยทำหน้าที่ในการยึดกล้ามเนื้อให้ติดกับกระดูก การหดตัวของกล้ามเนื้อลายจะทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูกส่งผลให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหวในลักษณะต่างๆได้ เช่น กล้ามเนื้อบริเวณลำตัว แขน และขา เป็นต้น



ภาพที่ 2.1 แสดงลักษณะของกล้ามเนื้อในร่างกาย

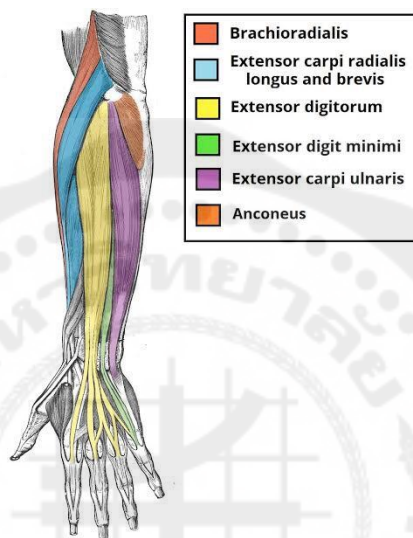
ที่มา : <https://biology101.org>

2.1.2 กล้ามเนื้อส่วนปลายแขนด้านหลัง (Muscle of the Forearm : Posterior Group)

กล้ามเนื้อส่วนปลายแขนด้านหลัง (ภาพที่ 2.2) เป็นมัดกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณพื้นที่ด้านหลังของปลายแขนหรือกล้ามเนื้อ Extensor มีส่วนช่วยในการทำหน้าที่ในการงอข้อมือ เหยียดข้อมือ กางนิ้วมือ และเหยียดนิ้วมือ โดยอาศัยข้อมือเป็นจุดหมุนซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่สามารถมองเห็นได้ชัดเจนจากภายนอก ซึ่งประกอบด้วยมัดกล้ามเนื้อที่สำคัญ[3] ดังนี้

1. Brachioradialis Muscle ทำหน้าที่ในการงอปลายแขนที่ข้อศอก เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นที่บริเวณตอนล่างของกระดูกแขนลากไปเกาะยังบริเวณด้านนอกของกระดูกปลายแขนท่อนนอก (Radius)
2. Extensor carpi radialis longus muscle ทำหน้าที่ในการกางหรือเหยียดข้อมือ และกระดูกข้อมือไปทางนิ้วโป้ง เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นจากกระดูกต้นแขนลากไปเกาะยังกระดูกฝ่ามือทางด้านหลัง
3. Extensor carpi radialis brevis muscle ทำหน้าที่ในการเหยียดและกางมือที่ข้อมือ เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นอยู่ที่บริเวณปุ่มกระดูกต้นแขน ช่วยควบคุมข้อมือเพื่อเคลื่อนมือไปทางด้านนิ้วหัวแม่มือและออกจากด้านฝ่ามือ
4. Extensor carpi ulnaris muscle ทำหน้าที่ในการเหยียดและกระดูกข้อมือ เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นอยู่ที่ปุ่มกระดูกต้นแขนและขอบด้านหลังของกระดูกอัลนา (ulna) ลากไปเกาะที่บริเวณปลายฐานของกระดูกฝ่ามือขึ้นที่ 5

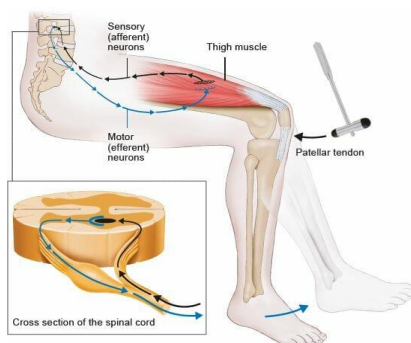
5. Extensor digitorum muscle ทำหน้าที่ในการเหยียดนิ้วมือและข้อมือ เป็นกล้ามเนื้อที่มีจุดเกาะต้นอยู่บริเวณกระดูกต้นแขน และบริเวณปลายกล้ามเนื้อจะมีลักษณะคล้ายเอ็น 4 เส้น ลากไปเกาะยังกระดูกนิ้วมือทั้ง 4 นิ้ว
6. Extensor digit minimi muscle ทำหน้าที่ในการเหยียดนิ้วก้อย เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ติดกับ Extensor digitorum muscle ลากไปเกาะที่บริเวณกระดูกของนิ้วก้อย



ภาพที่ 2.2 แสดงลักษณะของกล้ามเนื้อส่วนปลายแขนด้านหลัง
ที่มา : <https://salusmt.com/forearm-extensor-muscles>

2.1.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ คือ ระดับความตึงตัวของกล้ามเนื้อเมื่อได้รับแรงกระตุ้นจากภายนอกอย่างรุนแรงจึงส่งผลให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว โดยการหดตัวของกล้ามเนื้อจะเกิดขึ้นได้ต้องอาศัยการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าขณะเซลล์ทำงาน (Action potential) โดยการหดตัวของกล้ามเนื้อเกิดจากการทำงานและสั่งการของสมองผ่านทางเส้นประสาทที่ทำหน้าที่ควบคุมมัดกล้ามเนื้อนั้นๆ ได้รับแรงกระตุ้นโดยสิ่งเร้าจากภายนอกส่งผลให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหวในลักษณะท่าทางต่างๆ [1] ดังแสดงในภาพที่ 2.3



ภาพที่ 2.3 แสดงตัวอย่างของกล้ามเนื้อเมื่อได้รับแรงกระตุ้นจากภายนอก

ที่มา : <http://easydoc.in.th>

ในขณะที่พักสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าอยู่ในช่วง 70-90 mV แต่เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้นโดยสิ่งเร้าจากภายนอกผ่านทางเส้นประสาทมายังมัดเส้นใยของกล้ามเนื้อนั้นๆ ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากผลรวมของหน่วยเซลล์กล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นหลายๆเซลล์เข้าด้วยกัน (Action potential) ซึ่งสามารถวัดค่าได้ผ่านอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนผิวหนัง โดยความต่างศักย์ไฟฟ้าจะมีความมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับ การถูกกระตุ้นของระบบประสาท โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อในคนปกติจะมีแรงดันกล้ามเนื้อขนาด 50 μ - 100 mV และมีความถี่อยู่ในช่วง 2-500 Hz

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า	ศักย์ไฟฟ้า (mV)	ความถี่ในการตอบสนอง (Hz)
สมอง (EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ (ECG,EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ (EMG)	0.003-5.0	2-1,000

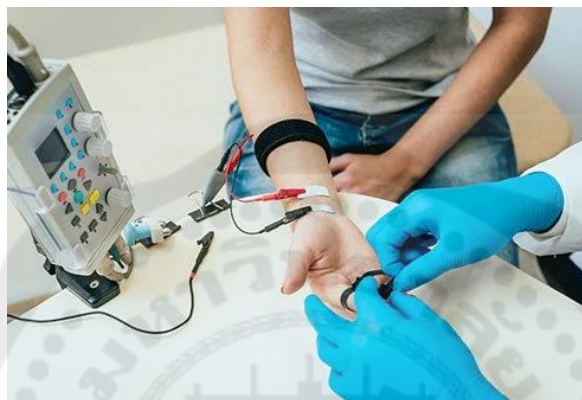
ตารางที่ 2.1 แสดงชนิดศักย์ไฟฟ้าและความถี่ของ สมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ

ที่มา : <https://ams.kku.ac.th>

2.1.4 เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) เป็นเครื่องมือสำหรับวัดการตอบสนองหรือการดึงตัวของกล้ามเนื้อ เป็นเทคนิคการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อหลังจากการถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณทางไฟฟ้าผ่านทางเส้นประสาท การทดสอบนี้ใช้เพื่อตรวจจับความผิดปกติของการทำงานของกล้ามเนื้อและระบบประสาทที่เชื่อมกับกล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ โดยจะมีแผ่นอิเล็กโทรดติดไว้ที่บนบริเวณผิวหนังเหนือกล้ามเนื้อที่สนใจ จะทำการตรวจวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ ซึ่งลักษณะการวัดดังกล่าวจะเป็นการวัดสัญญาณไฟฟ้าของ

กล้ามเนื้อในช่วงขณะพักและในขณะที่กล้ามเนื้อเกิดการหดเกร็งอย่างรุนแรง หากกล้ามเนื้อบริเวณที่ติดอิเล็กโทรดไม่มีการเคลื่อนไหวหรือเกิดการหยุดนิ่งจะไม่มีกระแสสัญญาณทางไฟฟ้ากลับมา และหากกล้ามเนื้อเกิดการหดและคลายตัวจะส่งผลให้เกิดความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณ โดยสังเกตได้จากการเปลี่ยนแปลงของค่าศักย์ไฟฟ้าและความถี่ดังแสดงในภาพที่ 2.4

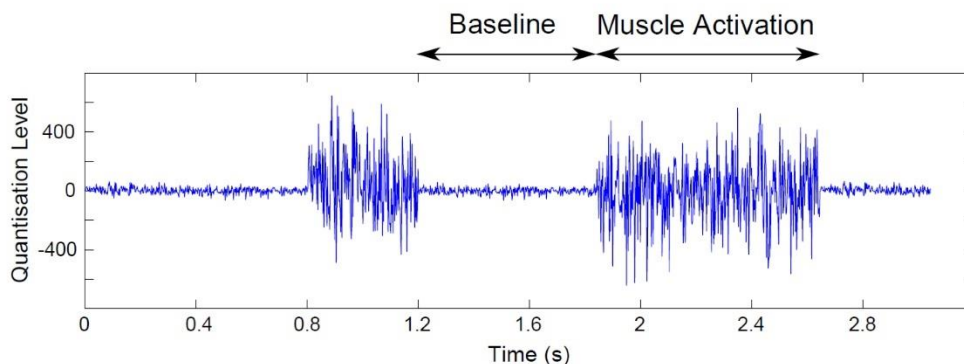


ภาพที่ 2.4 แสดงเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG)

ที่มา : <https://www.medicinenet.com>

2.1.5 วงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier Circuit or Amplifier)

การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) เป็นอีกหนึ่งเทคนิคที่ใช้ในการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งมีความคล้ายคลึงกับการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าสมอง แต่มีเอกลักษณ์ที่แตกต่างกันในเรื่องของความถี่และศักย์ไฟฟ้า สัญญาณที่วัดผ่านผิวหนังจะมีความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำและจำเป็นต้องมีการขยายความต่างศักย์ไฟฟ้าผ่านวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) ที่ประกอบด้วย ออปแอมป์ (Op-Amp) และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดต่าง ๆ ให้สัญญาณมีขนาดชัดเจนมากขึ้นก่อนการนำไปใช้ในลำดับต่อไป วงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier Circuit or Amplifier) เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีส่วนช่วยในการเพิ่มขนาดหรือกำลังขยายของสัญญาณ โดยสัญญาณจากเอาต์พุตที่ได้จะมีรูปร่างลักษณะเหมือนกับสัญญาณอินพุตที่ถูกป้อนเข้าวงจร แต่สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะมีขนาดใหญ่กว่าสัญญาณอินพุต จึงทำให้ได้สัญญาณที่มีขนาดใหญ่และมีความชัดเจนมากยิ่งขึ้น สามารถกำจัดแรงดันออฟเซตที่เป็นทั้งบวกและลบอันเนื่องมาจากร่างกายเพื่อไม่ให้ปะปนเข้ามาในวงจรได้ [4]

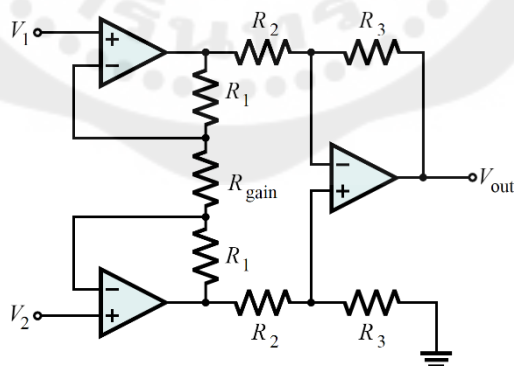


ภาพที่ 2.5 แสดงตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเมื่อกกล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัว

ที่มา : <https://www.hopkinsmedicine.org>

คุณสมบัติของการขยายสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

1. มีกำลังขยายสูง เนื่องจากขนาดของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะมีขนาดเล็กมาก จึงจำเป็นต้องทำการขยายสัญญาณให้มีขนาดใหญ่ขึ้น ด้วยกำลังขยายที่สูงขึ้น เพื่อให้สามารถมองเห็นสัญญาณได้อย่างชัดเจน
2. มีการตอบสนองความถี่ในช่วง 2-500 Hz เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้จากอิเล็กโทรดมีค่าความถี่อยู่ในช่วง 5-500 Hz
3. มี Common Mode Rejection Ratio (CMRR) สูง แสดงถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่อาจจะปะปนมาในวงจรได้



ภาพที่ 2.6 แสดงวงจรขยายสัญญาณ (Instrument Amplifier Circuit or Amplifier)

ที่มา : <http://howiwasteyourtime.blogspot.com>

สามารถคำนวณหาอัตราขยายของวงจรได้จากการปรับค่า R_{gain} (ภาพที่ 2.6) ที่อยู่ภายในวงจร โดยคำนวณจากสมการดังต่อไปนี้

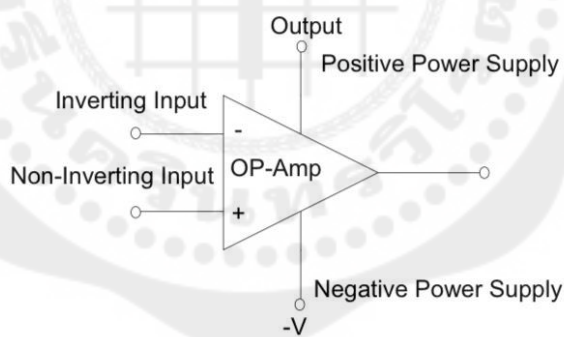
$$V_0 = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}} \right) (V_2 - V_1) \quad (1)$$

$$V_0 = A_v(V_2 + V_1) \quad (2)$$

$$A_v(\text{Gain}) = 1 + \frac{2R}{R_{gain}} \quad (3)$$

2.1.6 ออปแอมป์ (Operational Amplifiers)

ออปแอมป์เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่ง ทำหน้าที่เป็นตัวขยายสัญญาณวงจรขยายแรงดันให้มีขนาดใหญ่ขึ้นหรือเป็นตัวกรองสัญญาณความถี่สำหรับในวงจรกรองความถี่รูปแบบต่างๆ โดยโครงสร้างภายในออปแอมป์จะมีลักษณะที่ซับซ้อน อันประกอบด้วย ตัวต้านทาน (Resistor), ทรานซิสเตอร์ (Transistor), ตัวเก็บประจุ (Capacitor) และไดโอด (Diode) เป็นจำนวนมาก [5]



ภาพที่ 2.7 แสดงออปแอมป์ (Operational Amplifiers)

ที่มา : <http://www.atom.rmutphysics.com>

ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานและหลักการใช้งานของออปแอมป์ (Op-Amp) ดังแสดงในภาพที่ 2.7 ออปแอมป์ประกอบไปด้วยขาทั้งหมด 5 ขา ได้แก่

1. ขาอินพุตแบบกลับเฟส (Inverting) ไว้สำหรับป้อนสัญญาณขาเข้าที่เป็นได้ทั้งสัญญาณไฟกระแสตรงและสัญญาณไฟกระแสสลับ ซึ่งสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะมีลักษณะตรงกันข้ามหรือกลับเฟสกับสัญญาณที่ถูกป้อนทางขาเข้า
2. ขาอินพุตแบบไม่กลับเฟส (Non-Inverting) ไว้สำหรับป้อนสัญญาณขาเข้าที่เป็นได้ทั้งสัญญาณไฟกระแสตรงและสัญญาณไฟกระแสสลับ ซึ่งสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะมีลักษณะไม่กลับเฟสหรือเหมือนกันกับสัญญาณที่ถูกป้อนทางขาเข้า
3. ขา Output ของออปแอมป์ มีไว้เพื่อบอกถึงสภาวะการทำงานของออปแอมป์ ซึ่งจะเกิดขึ้นจากการที่เราทำการป้อนสัญญาณเข้าที่ขาอินพุตทั้งสองของออปแอมป์
4. ขา +V เป็นขาป้อนไฟบวก โดยจะมีค่าแรงดันไฟประมาณ 9 V ถึง 18 V
5. ขา -V เป็นขาป้อนไฟลบ โดยจะมีค่าแรงดันไฟประมาณ -9 V ถึง -18 V

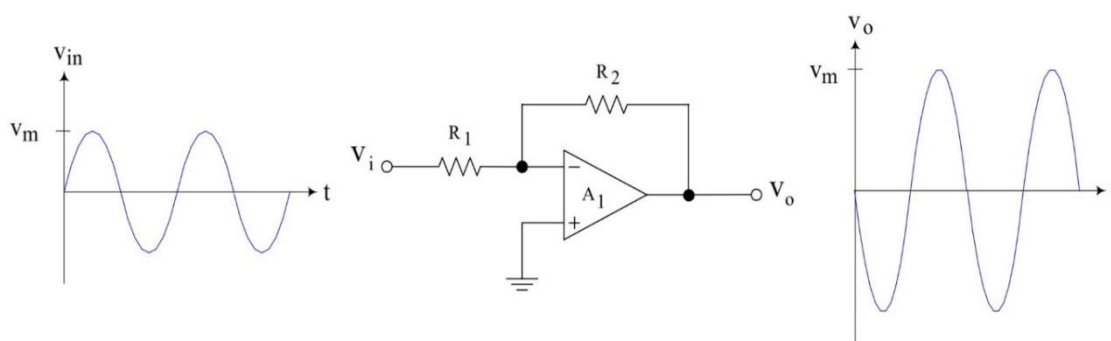
คุณสมบัติในทางอุดมคติของออปแอมป์

1. มีอัตราขยายแรงดันเป็นอนันต์
2. มีค่าความต้านทานทางด้านอินพุตเป็นอนันต์ กระแสอินพุตมีค่าเท่ากับศูนย์
3. มีค่าความต้านทานทางด้านเอาต์พุตเป็นศูนย์
4. สามารถตอบสนองความถี่ได้ตั้งแต่ระดับไฟตรงไปจนถึงความถี่ที่มีค่าเป็นอนันต์

โดยทั่วไปพื้นฐานคุณสมบัติของออปแอมป์ที่ถูกนำมาใช้งานในวงจรมีหลากหลายรูปแบบ เช่น วงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส วงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส วงจรกรองสัญญาณความถี่ และวงจรอื่นๆ ดังต่อไปนี้

1. วงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส (Inverting amplifier)

วงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส มีลักษณะคือ สัญญาณที่ถูกขยายของเอาต์พุตที่ได้จากวงจรจะมีลักษณะตรงกันข้ามหรือกลับเฟสกับสัญญาณที่ถูกป้อนทางขาเข้าของวงจร ดังแสดงในภาพที่ 2.8

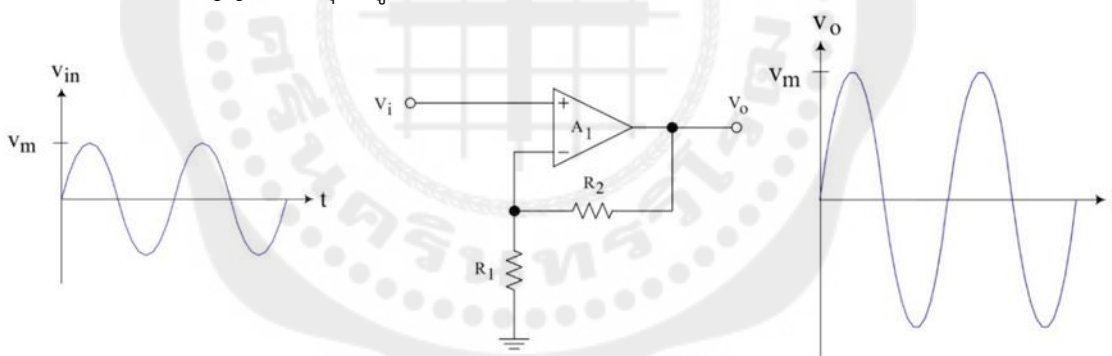


ภาพที่ 2.8 แสดงวงจรขยายแรงดันแบบกลับเฟส (Inverting amplifier)

ที่มา : <http://pws.npru.ac.th>

2. วงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting amplifier)

วงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส มีลักษณะคือ สัญญาณที่ถูกขยายของเอาต์พุตที่ได้จากวงจรจะมีลักษณะเหมือนกันหรือไม่กลับเฟสกับสัญญาณที่ถูกป้อนทางขาเข้าของวงจร โดยสัญญาณเอาต์พุตที่ได้จากวงจรจะมีเฟสตรงกันกับเฟสของสัญญาณอินพุตที่ถูกป้อนให้กับวงจร ดังแสดงในภาพที่ 2.9



ภาพที่ 2.9 แสดงวงจรขยายแรงดันแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting amplifier)

ที่มา : <http://pws.npru.ac.th>

3. วงจรกรองความถี่ (Filter Circuit)

วงจรกรองความถี่ หรือวงจรกรองสัญญาณความถี่ (Filter Circuit) เป็นวงจรกรองความถี่ชนิดหนึ่งที่สามารถทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่ชนิดแบบต่างๆ (ภาพที่ 2.10) ได้หลากหลายชนิดภายในวงจรเดียวกัน มีคุณสมบัติคือ มีช่วงแบนด์วิดท์ที่กว้าง ให้ผลการตอบสนองของความถี่ได้สูง ใช้แรงดันไฟเลี้ยงในปริมาณน้อยและสามารถออกแบบวงจรได้ง่าย อีกทั้งยังใช้อุปกรณ์ในการออกแบบวงจรจำนวนน้อย สามารถออกแบบให้วงจรเลือกช่วงความถี่ที่ต้องการและตัดช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการออกได้ โดยวงจรจะยอมให้สัญญาณ

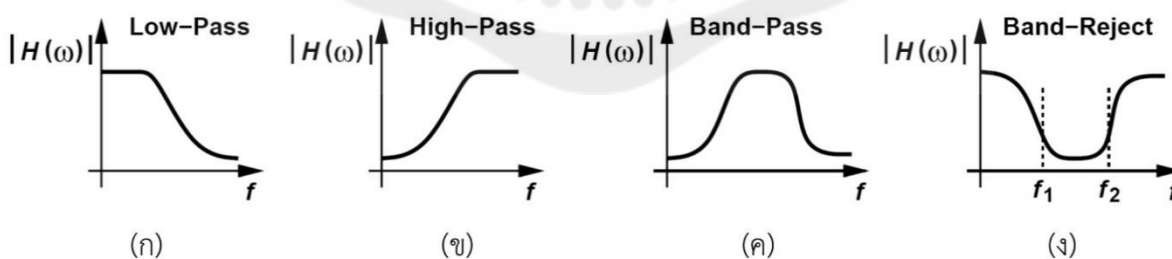
ความถี่ในช่วงที่กำหนดไหลผ่านได้และสามารถลดทอนสัญญาณนอกเหนือจากความถี่ที่ต้องการหรือกรองสัญญาณรบกวน (Noise) ที่อาจจะขึ้นภายในวงจรได้ [5]

สามารถแบ่งประเภทวงจรกรองความถี่จากการใช้แหล่งจ่ายไฟได้ 2 แบบ ดังนี้

1. วงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ (Passive Filter) เป็นวงจรประเภทที่ไม่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟจากภายนอกวงจรก็สามารถทำงานได้ โดยใช้เพียงคุณสมบัติของ RLC โดยอุปกรณ์ที่ใช้ในวงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ ได้แก่ ตัวเก็บประจุ (Capacitor) ตัวเหนี่ยวนำ (Inductor) และตัวต้านทาน (Resistor)
2. วงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ (Active Filter) เป็นวงจรประเภทที่จำเป็นต้องใช้แหล่งจ่ายไฟจากภายนอกเพื่อให้วงจรสามารถทำงานได้อย่างสมบูรณ์ และใช้คุณสมบัติของ RLC เช่นเดียวกับวงจรกรองความถี่แบบพาสซีฟ แต่จะมีการเพิ่มวงจรขยายเข้ามาาร่วมด้วย โดยอุปกรณ์ที่ใช้ในวงจรกรองความถี่แบบแอคทีฟ ได้แก่ ออปแอมป์ (Op-Amp) ทรานซิสเตอร์ (Transistor) นำมาต่อรวมกันกับตัวเก็บประจุ (Capacitor) และตัวต้านทาน (Resistor) เพื่อกรองความถี่ที่ต้องการได้

โดยสามารถจำแนกชนิดของวงจรกรองความถี่ได้ 4 ประเภท ดังนี้

1. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter : LPF) เป็นวงจรที่ยอมให้ช่วงความถี่ต่ำกว่าที่ต้องการสามารถผ่านออกไปยังเอาต์พุตได้
2. วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter : HPF) เป็นวงจรที่ยอมให้ช่วงความถี่สูงกว่าที่ต้องการสามารถผ่านออกไปยังเอาต์พุตได้



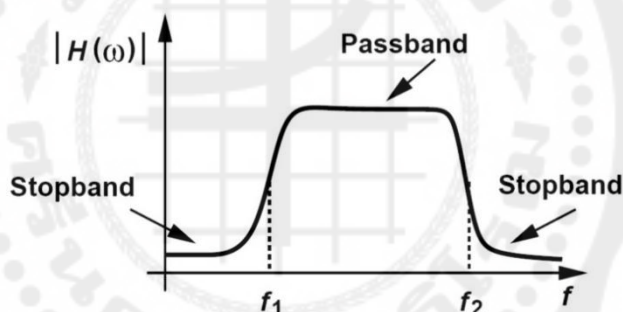
ภาพที่ 2.10 แสดงผลการตอบสนองความถี่ของวงจรกรองความถี่ในรูปแบบต่างๆ

ที่มา : <http://www.pws.npru.ac.th>

3. วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter : BPF) เป็นวงจรที่ยอมให้ช่วงความถี่เฉพาะแถบหรือช่วงความถี่ที่ต้องการเท่านั้นสามารถผ่านออกไปยังเอาต์พุตได้
4. วงจรก้ำจัดแถบความถี่ (Band Reject filter หรือ Notch filter : BRF) เป็นวงจรที่ยอมให้ช่วงความถี่นอกเฉพาะแถบหรือช่วงความถี่แถบด้านนอกที่ต้องการเท่านั้นผ่านออกไปยังเอาต์พุตได้

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อที่ไ้ได้มักมีสัญญาณรบกวน (Noise) แทรกเข้ามาในสายเคเบิลที่เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ภายในวงจรหรือจากตั้งอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ จึงจำเป็นต้องทำการกรองสัญญาณความถี่ในบางช่วงออกเพื่อลดขนาดของสัญญาณรบกวนออกจากวงจร ทำให้เกิดการออกแบบและพัฒนาวงจรต่างๆขึ้นมาเพื่อช่วยขยายความถี่และกรองสัญญาณรบกวนออกจากวงจร ดังนั้นในการออกแบบวงจรกรองความถี่จำเป็นต้องคำนึงถึงประสิทธิภาพและความแม่นยำของวงจรเพื่อให้สามารถกรองความถี่ได้ตามที่ต้องการและลดสัญญาณรบกวน (Noise) ที่เข้ามาปะปนในวงจรได้

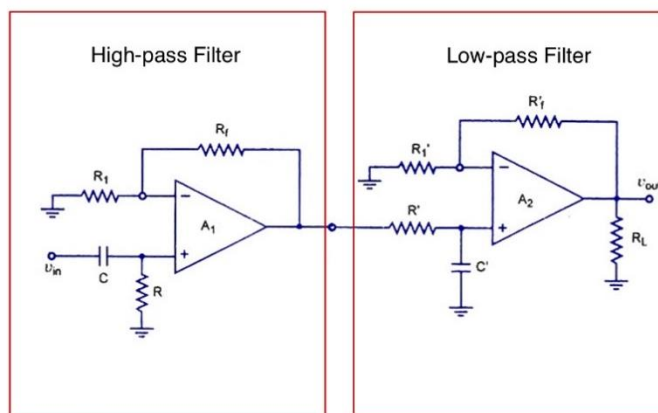
โดยในการศึกษาและวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้เลือกใช้วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter : BPF) ซึ่งการกรองสัญญาณความถี่ในช่วงที่ต้องการคือ ช่วงความถี่ f_1 ถึง f_2 ดังที่แสดงในภาพที่ 2.11



ภาพที่ 2.11 แสดงช่วงความถี่ของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)

ที่มา : <http://www.pws.npru.ac.th>

ลักษณะของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) ประกอบด้วย วงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter) ทำหน้าที่ในการกรองช่วงความถี่สูงกว่าที่ต้องการ (f_L) และวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter) ทำหน้าที่ในการกรองช่วงความถี่ต่ำกว่าที่ต้องการ (f_H)



ภาพที่ 2.12 แสดงลักษณะของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter)

ที่มา : <https://webstor.srmist.edu.in>

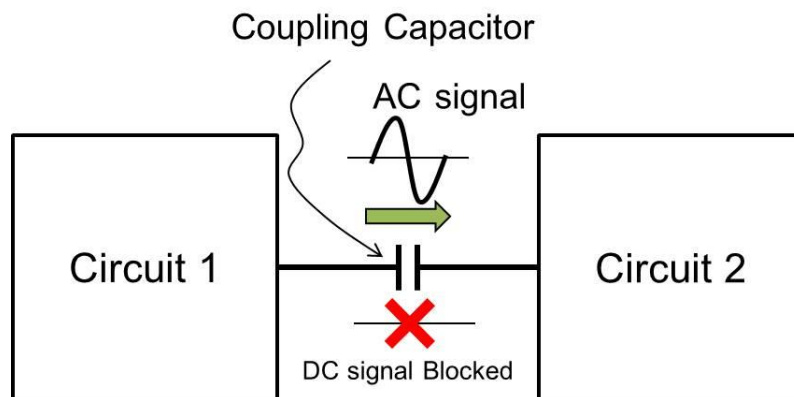
จากภาพที่ 2.12 สามารถวิเคราะห์คำนวณหาค่าคุณสมบัติของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band-pass Filter) ได้จากสมการดังนี้

$$f_L = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4)$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi R' C'} \quad (5)$$

2.1.7 ตัวเก็บประจุแบบคัปปลิง (Coupling Capacitor)

ตัวเก็บประจุแบบคัปปลิง (Coupling Capacitor) คือตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ในการเชื่อมต่อสัญญาณจากวงจรหนึ่งไปยังอีกวงจรหนึ่งเข้าด้วยกัน โดยทั่วไปแล้วการนำตัวเก็บประจุแบบคัปปลิงมาใช้ในวงจรมีวัตถุประสงค์เพื่อป้องกันไฟกระแสตรง (Direct Current , DC) ไหลย้อนกลับในขณะที่ทำการปล่อยให้ไฟกระแสสลับ (Alternating Current , AC) ไหลผ่านวงจร มีส่วนช่วยในการป้องกันการถูกรบกวนในขณะที่สัญญาณจะถูกส่งไปยังขั้นตอนต่อไป ช่วยลดความผันผวนของสัญญาณส่งผลให้สัญญาณราบรื่นขึ้นและเกิดปัญหากับวงจรน้อยลงอีกทั้งยังทำหน้าที่เป็นแบตเตอรี่ในขณะที่อุปกรณ์กำลังถูกใช้งาน [6] ดังที่แสดงในภาพที่ 2.13

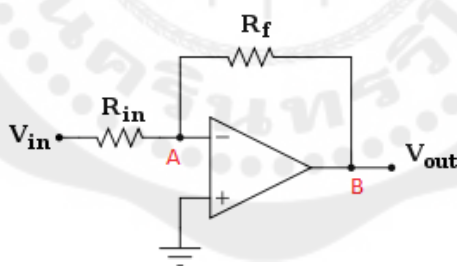


ภาพที่ 2.13 แสดงการทำงานของตัวเก็บประจุแบบคัปปลิ่ง (Coupling Capacitor)

ที่มา : <http://99thai.com>

2.1.8 กราวด์เสมือน (Virtual ground)

กราวด์เสมือน ทำหน้าที่เปรียบเสมือนอินพุตของออปแอมป์ (Short circuit) เนื่องจาก $v_1 = 0$ หาก v_1 แต่ไม่ได้เป็นกราวด์จริงๆ เพราะเนื่องจาก v_{in} ไม่ได้ไหลผ่าน R_{in} ลงกราวด์ ดังนั้นแรงดันตกคร่อม R_{in} จึงมีค่าเท่ากับ v_{in} ดังแสดงในภาพที่ 2.14



ภาพที่ 2.14 แสดงกราวด์เสมือน (Virtual ground)

ที่มา : <https://th.nipponkaigi.ne>

2.1.9 เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

เนื่องจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อต่างๆมักมีข้อจำกัดตรงที่ไม่สามารถวัดค่าได้ด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์โดยตรง เนื่องจากการแลกเปลี่ยนไอออนที่อยู่ภายในเส้นใยกล้ามเนื้อ จึงจำเป็นต้องมีอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงความเข้มข้นของไอออนให้เป็นศักย์ไฟฟ้าโดยใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า อิเล็กโทรด (Electrode) เป็นอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ทำหน้าที่ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อจากผิวหนังบนพื้นผิวเหนือกล้ามเนื้อที่สนใจเข้าไปยังตัวเครื่อง [7] นำมายังส่วนประมวลผลเพื่อแสดงผลและทำการวิเคราะห์คำนวณ

อิเล็กโทรด (Electrode) เป็นขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ [1] โดยทั่วไปจะเป็นวัสดุที่ทำจากโลหะเงิน (Ag) หรือโลหะเงินผสมคลอไรด์ ($AgCl$) สามารถแบ่งประเภทอิเล็กโทรดได้ตามลักษณะการใช้งานดังนี้

1. อิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle electrode) เป็นอิเล็กโทรดที่มีขนาดเล็กมาก (ภาพที่ 2.15) การที่จะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อได้จะต้องนำเข็มอิเล็กโทรดแทงสอดเข้าไปยังบริเวณเส้นใยมัดกล้ามเนื้อที่ต้องการทำการวัด ซึ่งมีข้อดีคือเป็นการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าในเส้นใยกล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็กมากได้ ทำให้สามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหรือศักย์ไฟฟ้าจากเส้นใยกล้ามเนื้อได้โดยตรง แต่มีข้อเสียตรงที่เป็นการตรวจวัดแบบรุกล้ำร่างกายของผู้ทดสอบอาจก่อให้เกิดบาดแผลหรืออาการบาดเจ็บจากการทดสอบได้



ภาพที่ 2.15 แสดงอิเล็กโทรดแบบเข็ม (Needle electrode)

ที่มา : <https://www.biopac.com>

2. อิเล็กโทรดแบบวางบนผิวหนัง (Surface electrode) เป็นอิเล็กโทรดแบบแผ่นขั้วไฟฟ้าสำหรับไว้วางบนผิวหนังเหนื้อมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัด แบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

2.1 อิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet-type surface electrode) เป็นอิเล็กโทรดชนิดเจลแปะลงบนผิวหนังเหนื้อมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัดพร้อมกับติดสายลีดมายังตัวเครื่อง อิเล็กโทรดแบบเปียกจำเป็นจะต้องใช้เจล เป็นสื่อกลางในการนำไอออนจากเนื้อเยื่อมัดกล้ามเนื้อของผู้ทดสอบมายังตัวโลหะเงินที่อยู่บริเวณแกนกลางของแผ่นอิเล็กโทรด มีทั้งแบบชนิดที่สามารถใช้ซ้ำได้หลายครั้งและแบบที่สามารถใช้เพียงครั้งเดียวแล้วทิ้ง ข้อเสียของอิเล็กโทรดแบบเปียก คือ เนื่องจากแผ่นแปะจำเป็นต้องมีกาวเพื่อทำหน้าที่ในการติดลงบนผิวหนัง หากติดบนผิวหนังของผู้ทดสอบเป็นเวลานานๆอาจจะก่อให้เกิดอาการแพ้เนื่องจากกาวได้



ภาพที่ 2.16 แสดงอิเล็กโทรดแบบเปียก (Wet type surface electrode)

ที่มา : <https://th.aliexpress.com>

2.2 อิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry-type surface electrode) เป็นอิเล็กโทรดชนิดโลหะแปะลงบนผิวหนังเหนื้อมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัด โดยอิเล็กโทรดแบบแห้งจะทำมาจากวัสดุที่แตกต่างกัน เช่น วัสดุประเภทสแตนเลสผสมอลูมิเนียม (Anodized aluminum stainless steel) โลหะเงิน (Silver) โลหะทองแดง (Copper) เป็นต้น เนื่องจากอิเล็กโทรดแบบแห้งทำมาจากวัสดุประเภทโลหะ ทำให้ไม่มีตัวสื่อการในการนำไอออนและอาจได้ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากการทำการวัดมีค่าน้อยอันเป็นผลจากความชื้นที่เกิดบนผิวหนัง การจะใช้อิเล็กโทรดแบบแห้งจึงจำเป็นที่จะต้องใช้อัตราการขยายแรงดันที่สูงกว่าแบบชนิดอื่นๆ



ภาพที่ 2.17 แสดงอิเล็กโทรดแบบแห้ง (Dry type surface electrode)

ที่มา : <https://professionals.ottobock.com.au>

2.1.10 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

2.1.10.1 เครื่องออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)

เมื่อก้ามเนื้อเกิดการหดและคลายตัวจะส่งผลให้เกิดความเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า และสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จะผ่านการขยายด้วยวงจรที่ถูกออกแบบ จึงจำเป็นจะต้องมีการแสดงผลของค่าศักย์ไฟฟ้าออกมาในรูปแบบของกราฟ โดยค่าศักย์ไฟฟ้าและความถี่ขึ้นที่วัดด้วยออสซิลโลสโคปจะแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณอนาล็อกในรูปของกราฟผ่านทางออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)



ภาพที่ 2.18 แสดงเครื่องออสซิลโลสโคป (Oscilloscope)

ที่มา : <https://th.aliexpress.com>

2.1.10.2 เครื่องกำเนิดสัญญาณ (Function Generator)

เครื่องกำเนิดสัญญาณ เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับในการทดสอบทางไฟฟ้า เครื่องมือ และ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ โดยสามารถให้กำเนิดสัญญาณได้หลากหลายรูปแบบ เช่น สัญญาณรูปคลื่นไซน์ (Sine Wave) สัญญาณรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square Wave) สัญญาณรูปคลื่นพัลส์ (Pulse Wave) เป็นต้น ดังแสดงในภาพที่ 2.19



ภาพที่ 2.19 แสดงลักษณะรูปคลื่นแบบต่างๆ

ที่มา : <https://sites.google.com>

เครื่องกำเนิดสัญญาณ (ภาพที่ 2.20) ทำหน้าที่เป็นตัวกำเนิดสัญญาณต้นแบบเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของสัญญาณผ่านวงจรหรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ สามารถควบคุมได้ทั้งการปรับแต่งรูปคลื่น ความแรงและความถี่ของสัญญาณต้นแบบได้ เพื่อใช้เป็นสัญญาณส่งออกไปยังอุปกรณ์หรือเครื่องมือต่างๆ ในการตรวจสอบหรือวัดเปรียบเทียบค่า โดยถือว่าสัญญาณที่ถูกป้อนเข้าวงจรหรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จากเครื่องกำเนิดสัญญาณเป็นสัญญาณมาตรฐานสามารถนำมาเป็นสัญญาณอ้างอิงได้

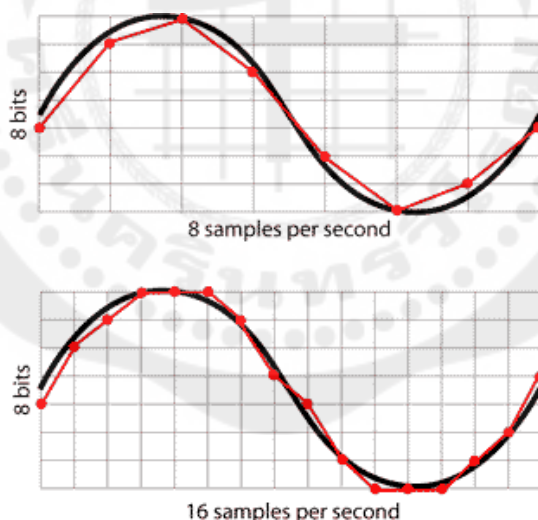


ภาพที่ 2.20 แสดงเครื่องกำเนิดสัญญาณ (Function Generator)

ที่มา : <https://www.ngmedyaz.com>

2.1.11 อัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sampling Rate)

อัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sampling Rate) คือ อัตราการสุ่มตัวอย่างข้อมูลที่อยู่ในรูปอนาล็อก แปลงให้เป็นข้อมูลในรูปแบบดิจิทัล (Analogue to Digital Converter: ADC) เป็นการแปลงสัญญาณไฟฟ้าที่อยู่ในรูปอนาล็อกให้สามารถสื่อสารหรือส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ในรูปแบบดิจิทัลเพื่อใช้ในการเก็บข้อมูลได้ ซึ่งมีหน่วยเป็น Hertz (Hz.) เนื่องจากการทำงานในรูปแบบของสัญญาณอนาล็อกจะทำงานในรูปแบบต่อเนื่อง (Continuous) แต่การทำงานในรูปแบบของสัญญาณดิจิทัลจะทำงานในรูปแบบที่ต้องแบ่งเป็นช่วงเวลา (Interval) การแปลงค่าสัญญาณจากระดับไฟฟ้า (Voltage) ของสัญญาณความถี่จริงที่อยู่ในรูปสัญญาณอนาล็อก (Analogue) ให้กลายเป็นค่าตัวเลขในระบบดิจิทัล (Digital) เนื่องด้วยคอมพิวเตอร์นั้นไม่สามารถเก็บสัญญาณทางไฟฟ้ามาได้ทั้งหมดจำทำให้ต้องมีการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sampling Rate) เป็นจำนวนจุดต่อ 1 วินาทีในการใช้เวลาช่วงหนึ่งในการประมวลผลของสัญญาณ จึงจำเป็นที่จะต้องใช้ค่าความถี่ของ Sampling Rate อย่างน้อยไม่ต่ำกว่า 2 เท่าของค่าความถี่สูงสุดของข้อมูลที่จะทำการเก็บบันทึกเพื่อให้ได้สัญญาณที่มีความถูกต้อง(ภาพที่ 2.21) เมื่อต้องการเก็บข้อมูลที่มีสัญญาณความถี่สูงควรเพิ่มอัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sampling Rate) ให้มากขึ้น จึงจะส่งผลให้การเปลี่ยนแปลงของระดับสัญญาณความถี่ที่ได้มีความละเอียดและใกล้เคียงกับสัญญาณความถี่เดิมมากยิ่งขึ้น



ภาพที่ 2.21 แสดงลักษณะอัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sample Rate)

ที่มา : <https://kekasihpuisi.blogspot.com/2013/07/audio-sampling-rate-about.html>

เนื่องจากอัตราการสุ่มตัวอย่างสัญญาณความถี่ (Sample Rate) จำเป็นจะต้องทำการประมวลผล (Process) ข้อมูลจำนวนมากๆ ให้ทันภายในช่วงเวลาของสัญญาณแบบ Realtime ดังนั้นยิ่งข้อมูลที่ใช้มีความละเอียดสูงมากเท่าไรอุปกรณ์ที่ใช้ในการประมวลผลก็จะต้องทำงานหนักมากขึ้นเท่านั้น ซึ่งวิธีการแก้ไขปัญหานั้นจะสามารถช่วยลดความหนักของการประมวลผลได้โดยการเพิ่ม Buffer Size ที่จะบอกหน่วยประมวลผลให้ทำการคำนวณค่าล่วงหน้าก่อนที่จะข้อมูลออกมา

2.2 การทบทวนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 C. Kast, M. Krenn, W. Aramphianlert, C. Hofer, O.C. Aszmann และ W. Mayr [8] ได้ทำการพัฒนาอุปกรณ์เก็บบันทึกข้อมูลสัญญาณทางชีวภาพแบบตามเวลาจริง โดยสามารถบันทึกสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพได้พร้อมกันถึง 8 ช่องสัญญาณ อีกทั้งสามารถส่งผ่านสัญญาณในรูปแบบข้อมูลดิจิทัลไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ได้ทันทีผ่านการเชื่อมต่อแบบ Universal Serial Bus (USB) โดยในเครื่องวัดสัญญาณจะประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC32 และชิปสำหรับวัดสัญญาณชีวภาพ ADS1299 ผลิตโดยบริษัท Texas Instruments, ประเทศสหรัฐอเมริกา อุปกรณ์ดังกล่าวถูกพัฒนาขึ้นในรูปแบบของโมดูล ซึ่งสามารถเชื่อมต่อเข้ากับอุปกรณ์รูปแบบเดียวกัน เพื่อขยายจำนวนช่องการนำเข้าสัญญาณได้สูงถึง 64 ช่อง

2.2.2 Daniel Sa pina, Antonio Augusto Fernandes, Renato Natal Jorge, Joaquim Gabriel Mendes [9] ได้ทำการพัฒนาอุปกรณ์บันทึกสัญญาณทางชีวภาพแบบตามเวลาจริง ผ่านการแสดงผลของสัญญาณแบบออนไลน์ของสัญญาณกล้ำมเนื้ออย่างคล่องตัว โดยมีการทำเครื่องที่เป็นกล่องเชื่อมต่อ ควบคุมโดยโปรแกรม Raspberry Pi และมีการต่อกับสัญญาณการเชื่อมต่อแบบไร้สาย (WIFI) ใช้แบตเตอรี่ก้อนเป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องวัดสัญญาณ ลักษณะของอุปกรณ์จะมีบอร์ดสำหรับวางตัวประมวลผลและวงจร โดยมีสายต่อออกมายังแหล่งกำเนิดไฟฟ้าให้กับวงจร และยังมีสายที่เชื่อมต่อกับการวัดสัญญาณที่ร่างกายของผู้ป่วย หลังจากนั้นก็ได้มีการพัฒนาเพิ่มเติมโดยมีการพัฒนาระบบประมวลผลให้สูงขึ้นสำหรับการเขียนภาษา Python เนื่องจากเครื่องต้นแบบแรกมีการใช้สัญญาณการเชื่อมต่อแบบ 3G ทำให้พัฒนาต่อมาเป็น 3G/4G พัฒนาบอร์ดให้มีพอร์ต USB และระบบปฏิบัติการที่สามารถรองรับคลื่นได้

2.2.3 Sandra De la Peña, Aura Polo and Carlos Robles-Algarín [10] ได้ทำการออกแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบพกพาต้นแบบสำหรับตรวจจับความเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อในนักกีฬา โดยใช้ฟิลเตอร์กรองความถี่สูงเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อรอบข้างหรือการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้ออื่น ๆ โดยทำการออกแบบวงจรขยายความถี่ (instrument amplifier) ด้วยไอซีเบอร์ INA128P ในการขยายความถี่ที่มีขนาดเล็กให้มีขนาดใหญ่ขึ้น และออกแบบวงจรกรองความถี่โดยใช้วงจรรวม UAF42 ซึ่งเป็นตัวกรองแอกทีฟอเนกประสงค์ที่สามารถกำหนดค่าได้สำหรับใช้ในการกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass filter) ผ่านตัวต้านทานภายนอกที่สามารถคำนวณได้โดยโปรแกรม Filter 42 ของ Burr-Brown โดยทำการบันทึกสัญญาณกล้ามเนื้อ ซึ่ง

ข้อมูลที่ได้จะถูกส่งผ่านบลูทูธ (Bluetooth) ไปยังจอกอมพิวเตอร์ มีการจัดเก็บ ประมวลผล และแสดงผลด้วยซอฟต์แวร์ LabVIEW ซึ่งเป็นแพลตฟอร์มการออกแบบที่ใช้สำหรับประมวลผลสัญญาณดิจิทัลที่ได้

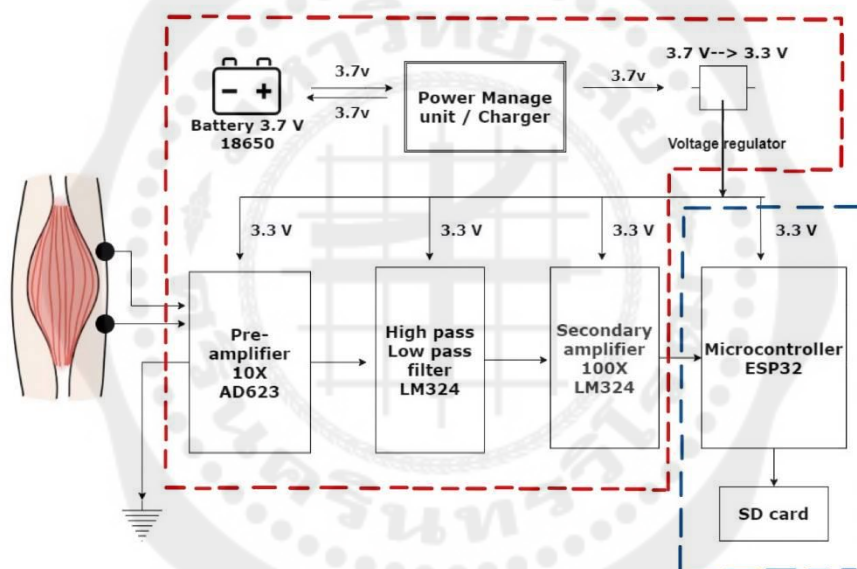


บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน

ในบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงภาพรวมของวิธีการดำเนินงานสำหรับการศึกษางานวิจัยนี้ โดยทำการแบ่งรายละเอียดของขั้นตอนการดำเนินงานออกเป็นขั้นตอนต่างๆดังต่อไปนี้

3.1 หลักการทำงานของเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา

เครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพามีหลักการทำงานที่ประกอบไปด้วย 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนอุปกรณ์ (Hardware) ส่วนประมวลผลและส่งข้อมูล (Microcontroller) ดังแสดงในภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 แสดงภาพรวมของหลักการทำงานของเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัด
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา

3.1.1 ส่วนวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Amplifier Circuit)

ส่วนขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG Amplifier Circuit) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการรับค่าและขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบของสัญญาณอนาล็อก ที่ทำการรับสัญญาณผ่านอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนผิวหนังเหนือมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการตรวจวัด ซึ่งจะทำการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในช่วงขณะที่

กล้ามเนื้อเกิดการหดและคลายตัว โดยวงจรจำทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีขนาดใหญ่ขึ้นพร้อมทั้งกรองสัญญาณให้เหลือแต่ความถี่ในช่วงที่ต้องการ เพื่อนำสัญญาณไปใช้งานในขั้นตอนต่อไป

3.1.2 ส่วนประมวลผลและส่งข้อมูล (Microcontroller)

ในส่วนของการประมวลผลและส่งข้อมูล (Microcontroller) จะเป็นการพัฒนาชุดคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 ด้วยแพลตฟอร์ม Arduino IDE

3.2 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณและอุปกรณ์ภายในเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพหุ

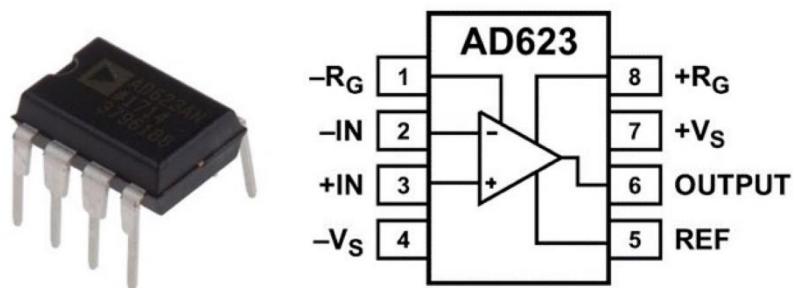
3.2.1 ศึกษาและเลือกใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับใช้ภายในวงจร

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่ได้จากการวัดผ่านผิวหนังจะมีค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ต่ำ จึงจำเป็นต้องทำการขยายค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าผ่านวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) ให้สัญญาณที่ได้มีขนาดค่าความต่างศักย์ที่ใหญ่ขึ้นโดยวงจรขยายสัญญาณดังกล่าว จะประกอบด้วยไอซีออปแอมป์ (Op-Amp) และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆ ซึ่งจากการศึกษาพบว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมักถูกรบกวนได้ง่ายด้วยหลายปัจจัย ทำให้ในสัญญาณมีสัญญาณรบกวน (Noise) ปะปนเข้ามา ดังนั้นวงจรกรองความถี่จึงเป็นอีกหนึ่งส่วนประกอบที่สำคัญ เพื่อทำการกรองเอาสัญญาณรบกวนจากภายนอกออกไปให้มากที่สุด เหลือไว้แค่เพียงสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อก่อนนำไปใช้งานในลำดับต่อไป[11]

ในส่วนนี้ จะขอกล่าวถึงข้อมูลของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำคัญที่ถูกนำมาใช้สำหรับการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบ ได้แก่

1. ออปแอมป์ (Op-Amp)

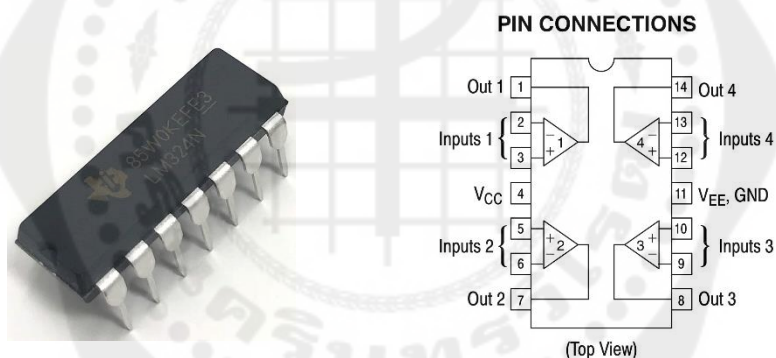
1.1 ไอซีเบอร์ AD623AN (ภาพที่ 3.2) เป็นไอซี Instrumentation Amplifier สำเร็จรูปแบบ rail-to-rail มีคุณสมบัติคือ สามารถใช้งานได้ทั้งแบบแหล่งจ่ายไฟแบบรางเดี่ยว (Single-rail power supply) และแหล่งจ่ายไฟแบบรางคู่ (Dual-rail power supply) โดยสามารถรองรับระดับแรงดันไฟฟ้าได้ตั้งแต่ 2.7 V ถึง 12 V ซึ่งเป็นปริมาณแรงดันไฟฟ้าที่น้อยไม่ก่อให้เกิดอันตรายต่อร่างกาย สามารถปรับกำลังขยาย (Gain range) ได้ตั้งแต่ 1-1000 เท่า มี Common mode rejection ratio (CMRR) สูงถึง 200 Hz สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้ามาปะปนในวงจรได้ ใช้กระแสไฟฟ้าในปริมาณ 480 ไมโครแอมป์ ช่วยให้สามารถรักษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์



ภาพที่ 3.2 แสดงออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ AD623AN

ที่มา : <https://bh.rsdelivers.com>

1.2 ไอซีเบอร์ LM324 (ภาพที่3.3) เป็นไอซี Optional amplifier มีคุณสมบัติคือ ภายในไอซี 1 ตัว ประกอบไปด้วยออปแอมป์ทั้งหมด 4 ตัว สามารถใช้งานกับแหล่งจ่ายไฟแบบรางเดียว (Single-rail power supply) ได้ตั้งแต่ 3.0V ถึง 32V มีลักษณะเป็นรูปตัวถังจำนวน 14 ขา อื่นๆได้โดยใช้ LM324 เพียง 1 ตัว



(ก.)

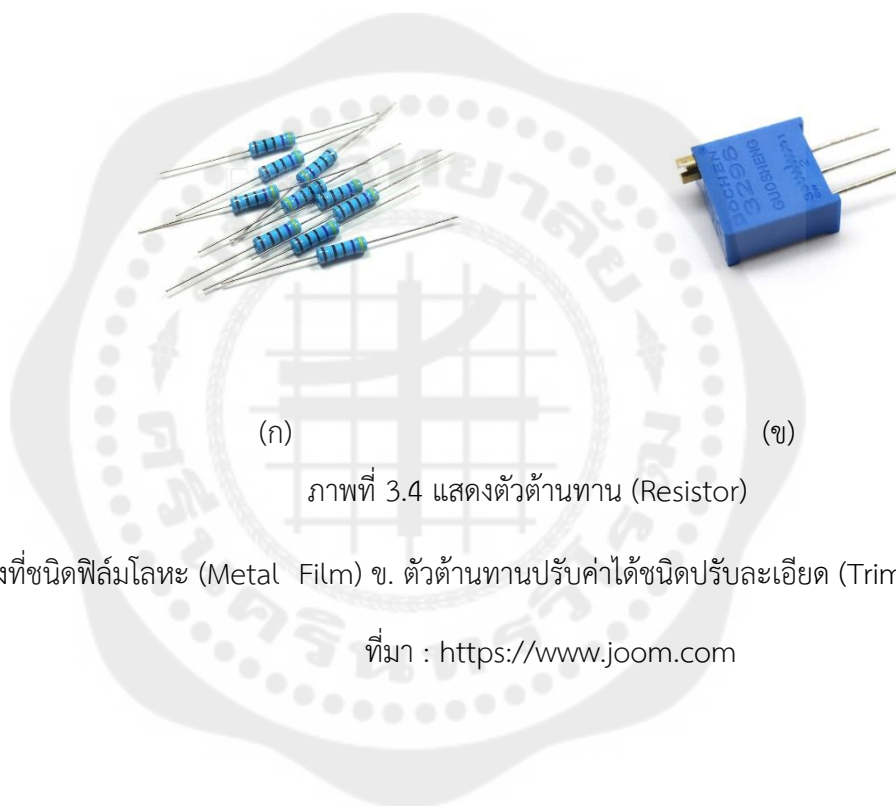
(ข.)

ภาพที่ 3.3 แสดงออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ LM324

ก. ลักษณะตัวถังของไอซีออปแอมป์เบอร์ LM324 ข. ไดอะแกรมของออปแอมป์ LM324

ที่มา : <https://www.amazon.com>

2. ตัวต้านทาน (Resistor) มีทั้งแบบตัวต้านทานค่าคงที่ (Fixed Resistor) และแบบตัวต้านทานปรับค่าได้ (Potentiometer) โดยทำการเลือกใช้ตัวต้านทานค่าคงที่ชนิดฟิล์มโลหะ (Metal Film) (ภาพที่ 3.4 (ก)) และตัวต้านทานปรับค่าได้ชนิดปรับละเอียด (Trimmer Potentiometers) (ภาพที่ 3.4 (ข)) เป็นตัวต้านทานที่เหมาะสมสำหรับใช้ในงานวัดและทดสอบวงจรต่างๆ สามารถหมุนปรับค่าความต้านทานได้ตามที่ต้องการในปริมาณน้อยและมีความละเอียด เนื่องจากตัวต้านทานทั้งสองแบบมีค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยมาก ซึ่งตัวต้านทานค่าคงที่ชนิดฟิล์มโลหะ (Metal Film) มีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ $\pm 0.1\%$ ถึง $\pm 2\%$ และโดยสามารถทนต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิจากภายนอกได้ดี ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนได้น้อยเมื่อเปรียบเทียบกับตัวต้านทานชนิดอื่น ๆ



(ก)

(ข)

ภาพที่ 3.4 แสดงตัวต้านทาน (Resistor)

ก. ตัวต้านทานค่าคงที่ชนิดฟิล์มโลหะ (Metal Film) ข. ตัวต้านทานปรับค่าได้ชนิดปรับละเอียด (Trimmer Potentiometers)

ที่มา : <https://www.joom.com>

3. ตัวเก็บประจุชนิดแทนทาลัม (Tantalum Capacitor) (ภาพที่ 3.5) เป็นตัวเก็บประจุที่มีขนาดเล็ก ทนทานต่อการใช้งาน มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อย คุณภาพดีจึงไม่ก่อให้เกิดกระแสรั่วไหลขณะนำไปใช้งาน



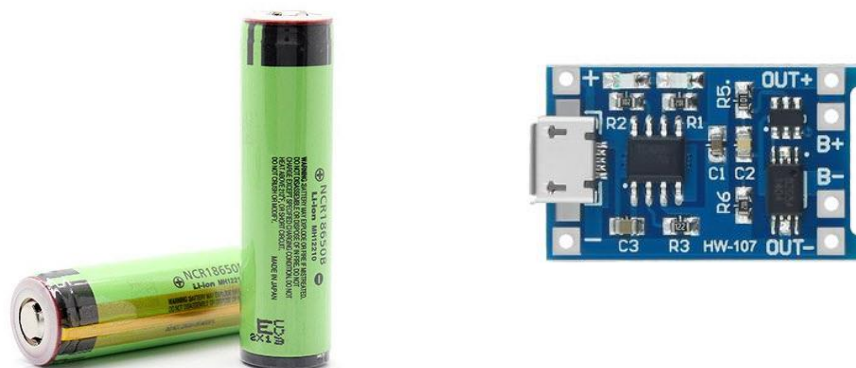
ภาพที่ 3.5 แสดงตัวเก็บประจุชนิดแทนทาลัม (Tantalum Capacitor)

ที่มา : <https://goodpriceth.com>

3.2.2 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

โดยภายในเครื่องรุ่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล่อมเนื้อชนิดพกพาจะประกอบไปด้วย ส่วนการจัดการพลังงานจากแบตเตอรี่ (Battery Power Management Unit) ส่วนวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit) และส่วนกรองสัญญาณ (Filtering Circuit) ดังต่อไปนี้

1. ส่วนแบตเตอรี่ ((Battery Power Management unit) ทำหน้าที่ในการจัดเก็บพลังงานเพื่อเป็นแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงให้กับวงจร ในส่วนของแบตเตอรี่ที่ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบโดยการเลือกใช้ แบตเตอรี่ Lithium-ion 3.7V มีความจุ 3400mAh ยี่ห้อ Panasonic รุ่น NCR18650B จำนวน 1 ก้อน ซึ่งตัวแบตเตอรี่มีแรงดันไฟฟ้าในการชาร์จสูงสุดที่ 4.7V และเมื่อลดลงต่ำสุดที่ 2.75V สามารถชาร์จไฟได้สูงสุด 500 ครั้งต่อแบตเตอรี่ 1 ก้อน อีกทั้งมีวงจรป้องกัน (Protected) การเกิดกระแสรั่วไหลของแบตเตอรี่ เชื่อมต่อกับแผงชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมที่เป็นโมดูลสำหรับชาร์จไฟ ผ่านพอร์ตเชื่อมต่อ USB รุ่น HW-107 ที่ใช้ไอซีจัดการพลังงานเบอร์ TP4065 โดยสามารถชาร์จแบตเตอรี่ด้วยแรงดันไฟฟ้าระดับ 5V และกระแสไฟสำหรับการชาร์จสูงสุด 2A



ก.

ข.

ภาพที่ 3.6 แสดงส่วนแบตเตอรี่ (Battery)

ก. แบตเตอรี่ Lithium-ion 3.7V ข. โมดูลสำหรับชาร์จไฟ รุ่น HW-107
ที่มา : <https://www.myarduino.net>

2. ส่วนขยายสัญญาณ (Amplifier Circuit) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการขยายสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากมดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัด โดยแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่

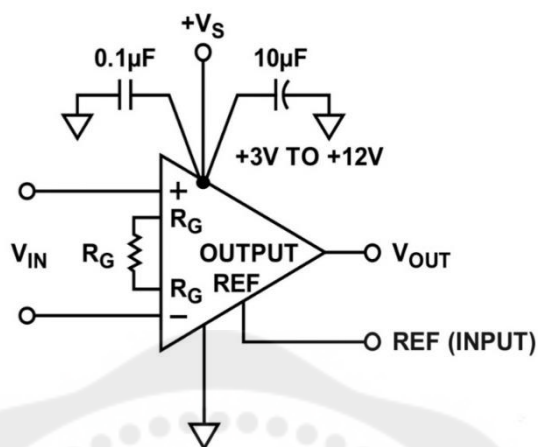
2.1 วงจรขยายสัญญาณปฐมภูมิ (Pre-amplifier Circuit) เป็นการออกแบบวงจรขยายสัญญาณขั้นแรก ซึ่งออกแบบให้วงจรมีกำลังขยายของสัญญาณจากเดิม 10 เท่า ด้วยไอซี Instrumentation Amplifier สำเร็จรูป เบอร์ AD623 (ภาพที่ 3.7) ซึ่งกำลังขยายของวงจรสามารถปรับได้โดยการเปลี่ยนค่าความต้านทาน R_{gain} ภายในวงจร ตามสมการ

$$R_{gain} = \frac{100K\Omega}{(Gain - 1)} \quad (6)$$

$Gain$ คือ กำลังขยายที่ต้องการ

R_{gain} คือ ค่าความต้านทานแบบปรับค่าได้ตามที่ต้องการ

เนื่องจากคณะผู้จัดทำต้องการใช้ออปแอมป์ (Op-amp) AD623 เป็น Pre-amplifier ด้วยการต่อแบบ Single-Supply ดังแสดงในภาพ 3.7



ภาพที่ 3.7 แสดงการต่อออปแอมป์ AD623 แบบ Single-Supply

ที่มา : <https://www.alldatasheet.com>

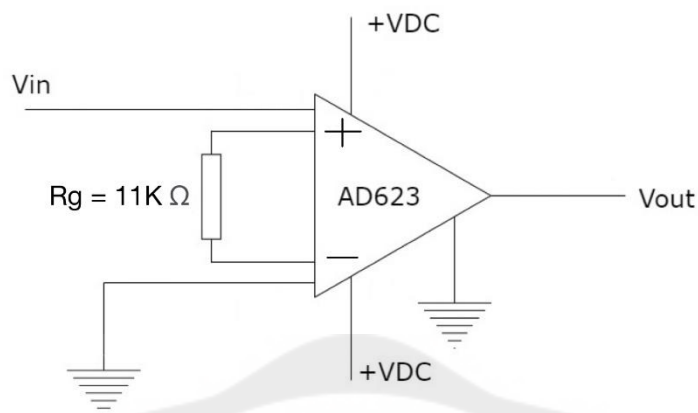
สามารถคำนวณหา R_{gain} ได้จากการเปรียบเทียบค่าในตารางดังแสดงในภาพที่ 3.8

Desired Gain	1% Standard Table Value of R_G	Calculated Gain Using 1% Resistors
2	100 k Ω	2
5	24.9 k Ω	5.02
10	11 k Ω	10.09
20	5.23 k Ω	20.12
33	3.09 k Ω	33.36
40	2.55 k Ω	40.21
50	2.05 k Ω	49.78
65	1.58 k Ω	64.29
100	1.02 k Ω	99.04
200	499 Ω	201.4
500	200 Ω	501
1000	100 Ω	1001

ภาพที่ 3.8 แสดงการต่อออปแอมป์ AD623 แบบ Single-Supply

ที่มา : <https://www.alldatasheet.com>

จะทำให้ได้ค่า R_{gain} สำหรับใช้ในวงจร Pre-amplifier ด้วย AD623 ที่ต้องการดังแสดงในภาพที่ 3.9



ภาพที่ 3.9 แสดงวงจร Pre-amplifier ด้วย AD623

2.2 วงจรขยายสัญญาณทุติยภูมิ (Secondary-amplifier Circuit) เป็นวงจรขยายสัญญาณขั้นที่สอง เพื่อทำการขยายสัญญาณขึ้นอีก 100 เท่า [12] หลังจากผ่านขั้นตอนการกรองสัญญาณ ซึ่งจะทำให้สัญญาณมีระดับแรงดันที่เหมาะสมกับการนำสัญญาณเข้าสู่การแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog-to-digital Conversion) ด้วยบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยผู้วิจัยได้ทำการออกแบบวงจรขยายสัญญาณทุติยภูมิด้วยไอซีออปแอมป์เบอร์ (Op-amp) LM324 (ภาพที่ 3.10) ทำการออกแบบวงจรในรูปของวงจร Non-inverting Amplifier ดังรูปที่ 3.10 โดยสามารถคำนวณค่าของตัวต้านทานทั้งหมดของวงจรเพื่อให้ได้กำลังขยายในระดับที่ต้องการ ได้จากสมการ

$$G = 1 + \frac{R_6}{R_5} \quad (7)$$

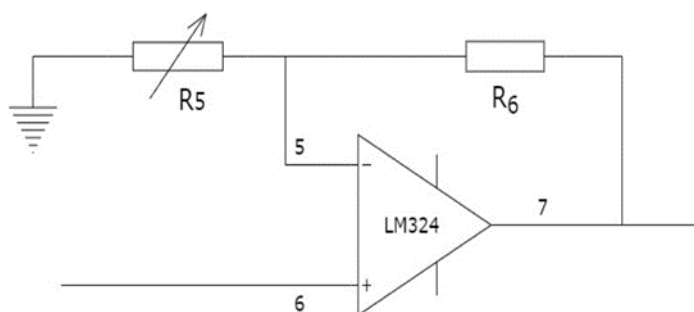
$$100 = 1 + \frac{1 \text{ K}\Omega}{R_5} \quad (8)$$

$$R_5 \approx 100 \Omega \quad (9)$$

R_6 คือ กำหนดให้มีค่าเท่ากับ 10KΩ

R_5 คือ ค่าความต้านทานแบบคงที่ตามที่ต้องการ

การคำนวณจากสมการดังกล่าวทำให้ได้ค่าความต้านทานประมาณ 100Ω



ภาพที่ 3.10 แสดง Secondary-amplifier ด้วย LM324

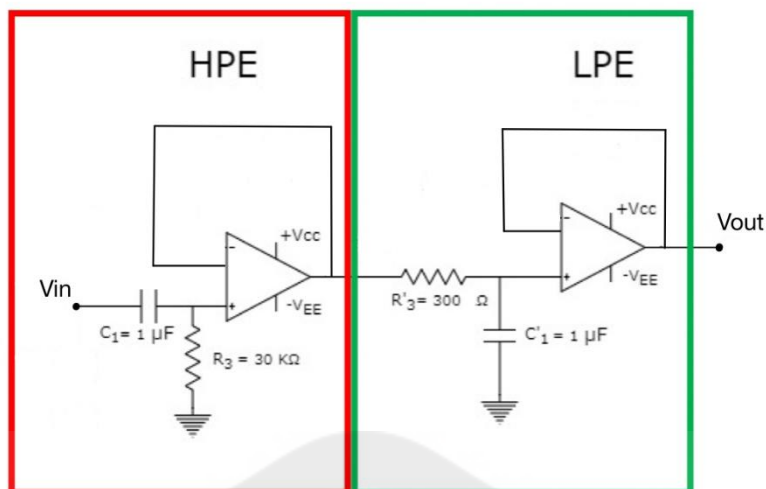
3. ส่วนกรองสัญญาณ (Filtering Circuit) เป็นส่วนสำคัญช่วยทำหน้าที่ในการกรองสัญญาณรบกวน (Noise) ที่ปะปนอยู่ออกจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้ออันซึ่งอาจเกิดขึ้นได้จากหลายปัจจัย เช่น จากสายเคเบิลที่เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ จากแหล่งจ่ายพลังงานไฟฟ้าหรือจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในวงจรเอง ทำให้จำเป็นต้องทำการออกแบบวงจรกรองสัญญาณความถี่ เพื่อกรองเอาสัญญาณเฉพาะช่วงความถี่ที่ต้องการและกำจัดเอาสัญญาณรบกวนที่ไม่ต้องการออกจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ [13] ซึ่งโดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีการตอบสนองความถี่อยู่ในช่วง 2-500 Hz ด้วยเหตุนี้จึงทำการออกแบบวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดจากอิเล็กโทรดให้มีความถี่อยู่ในช่วง 5-500 Hz. (ภาพที่ 3.11) ในที่นี้ได้ทำการศึกษาและออกแบบวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low-pass Filter: LPF) ด้วยค่าความถี่ตัดออก (Cutoff Frequency) ที่ 500 Hz เป็นการออกแบบวงจรที่ยอมให้ความถี่ต่ำกว่า 500 Hz. ผ่านไปได้โดยไม่มีการทดทอนสัญญาณ จากนั้นกรองสัญญาณความถี่ (Cutoff Frequency) ที่ 5 Hz. ด้วยวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-pass Filter : HPF) ทำหน้าที่ในการลดทอนสัญญาณเอาต์พุตในช่วงความถี่ 0 Hz. จนถึงช่วงความถี่ตัด (Cutoff Frequency) ที่กำหนดไว้ [14] โดยสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (10)$$

f_c คือ ความถี่ตัด (Cutoff Frequency) ที่ต้องการ

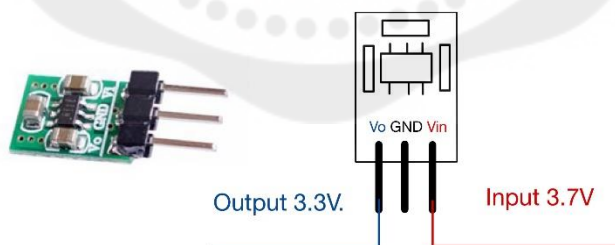
R คือ ค่าความต้านทานคงที่

C คือ ค่าตัวเก็บประจุ



ภาพที่ 3.11 แสดงวงจรกรองสัญญาณความถี่ช่วง 5-500 Hz.

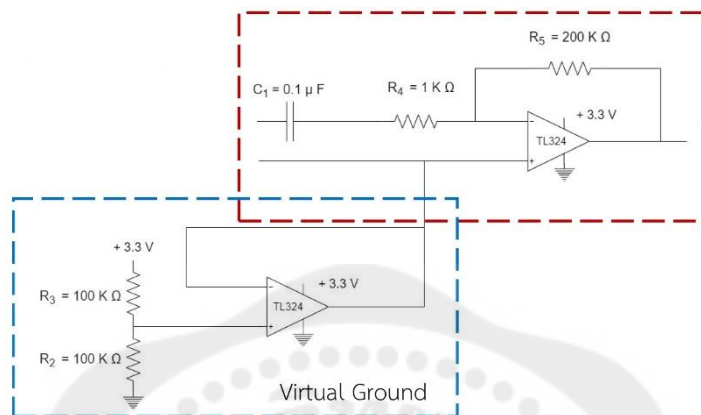
เนื่องจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในวงจรบางส่วนมีการใช้แรงดันไฟฟ้าที่ 3.3V ผู้วิจัยจึงทำการออกแบบวงจรปรับแรงดันไฟ ซึ่งทำการปรับแรงดันไฟจากแหล่งจ่ายไฟแบตเตอรี่ Lithium-ion 3.7V ให้เป็นแรงดันไฟขนาด 3.3V เพื่อป้องกันการเกิดไฟฟ้าลัดวงจร (Short circuit) โดยการนำโมดูลแปลงไฟฟ้า (Voltage Regulator) (ภาพที่ 3.10) แปลงแรงดันไฟลง (Step down Converter) จาก 3.7V ให้คงที่ที่ 3.3V เพื่อให้แรงดันไฟมีความเหมาะสมสำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ภายในวงจร



ภาพที่ 3.12 แสดงโมดูลแปลงไฟฟ้า (Voltage Regulator)

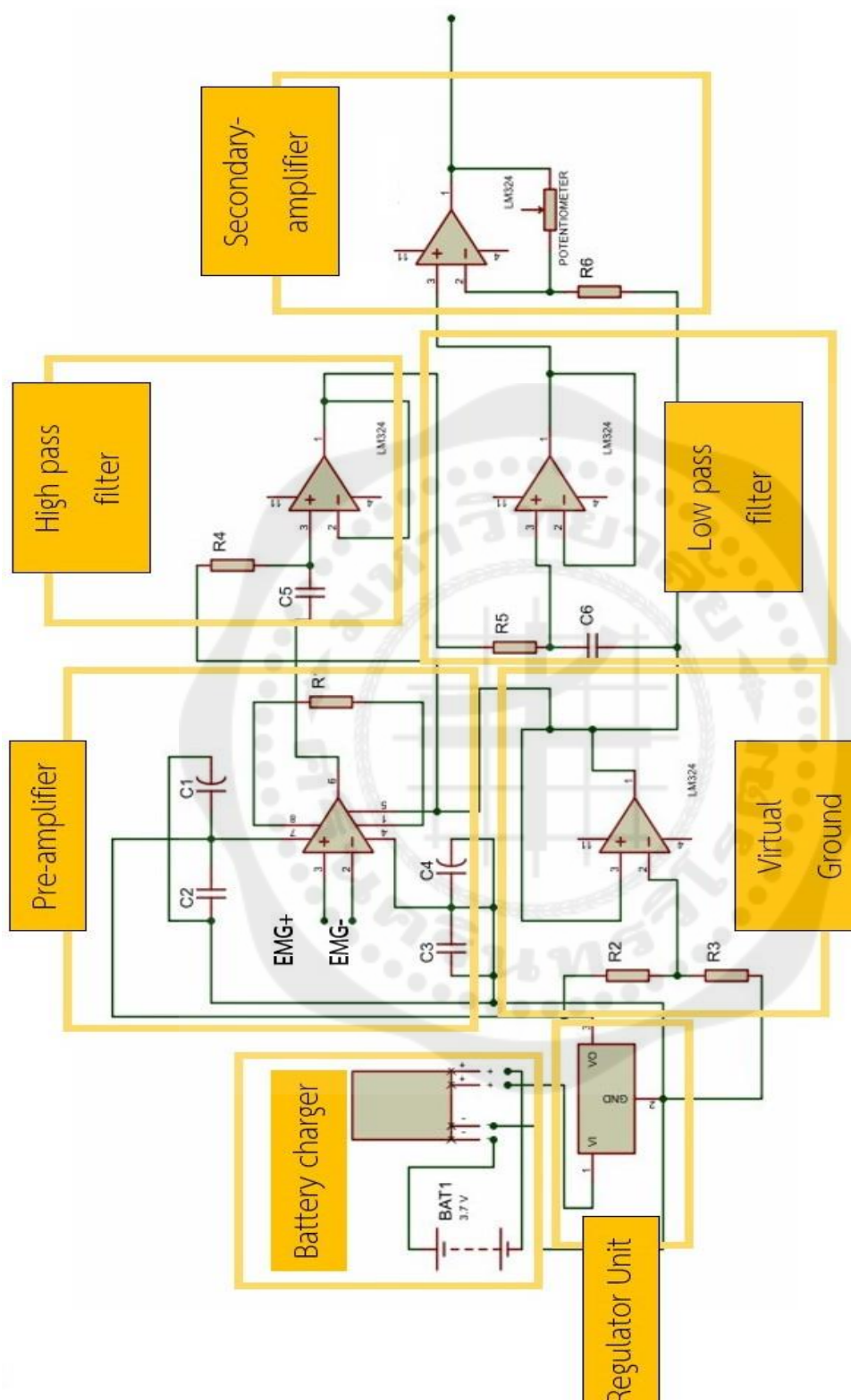
โดยวงจรภายในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จำเป็นจะต้องมีกราวด์เสมือน (Virtual ground) ทำหน้าที่ในการยกระดับแรงดัน เพื่อให้ ESP 32 สามารถแปลงค่าจาก ADC เป็นรูปกราฟสัญญาณไฟฟ้ากล้ำมเนื้อตามที่ต้องการได้

จึงทำการออกแบบกราวด์เสมือน (Virtual ground) ด้วยออปแอมป์ LM324 เชื่อมต่อจากกราวด์ของ Secondary-amplifier ที่เป็นส่วนขยายสัญญาณขั้นที่สองของวงจร ซึ่งออปแอมป์ LM324 จะเป็นตัวความคุมแรงดันแบบ Single rail ดังแสดงในภาพที่ 3.13



ภาพที่ 3.13 แสดงลักษณะการต่อวงจรกราวด์เสมือน (Virtual ground)

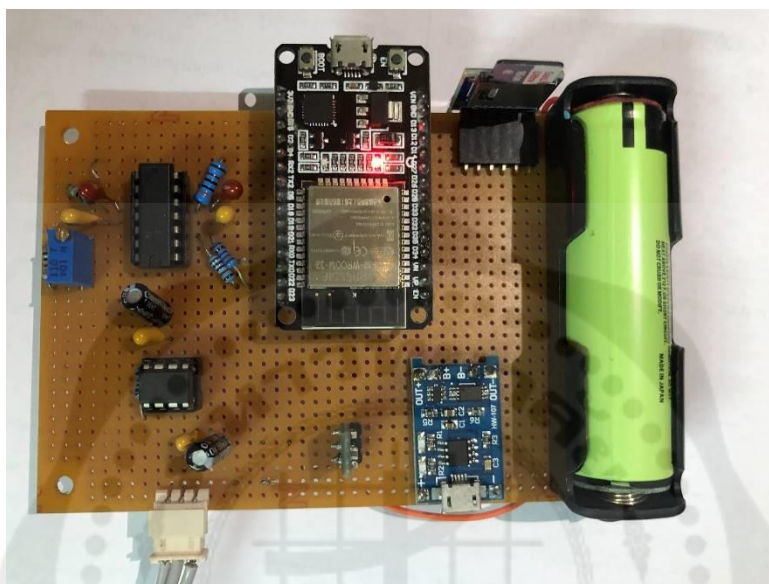
เมื่อทำการศึกษาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และออกแบบวงจรภายในแล้ว จึงทำการวาดผังวงจรไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดด้วยโปรแกรม Proteus ดังแสดงในภาพที่ 3.14



ภาพที่ 3.14 แสดงแผนผังวงจรไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดด้วยโปรแกรม Proteus

เมื่อทำการออกแบบวงจรขยายสัญญาณทั้งหมดด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์แล้ว จากนั้นจึงทำการพัฒนาเครื่องวัดสัญญาณต้นแบบ

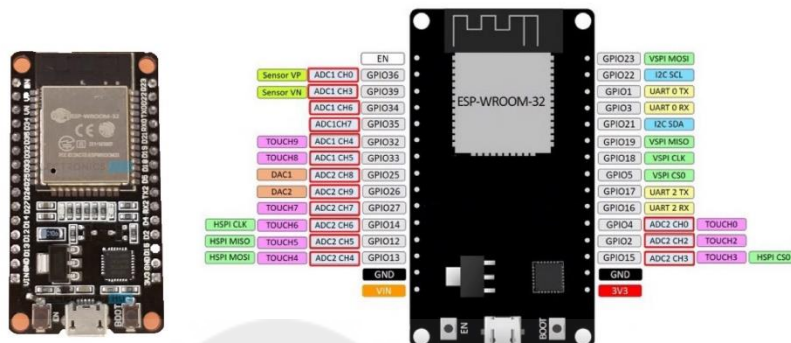
อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั้งหมดลงบนบอร์ดไขปลา โดยออกแบบให้แต่ละส่วนของวงจรมีความเหมาะสม ดังแสดงในภาพที่ 3.15



ภาพที่ 3.15 แสดงวงจรขยายสัญญาณ

3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์สำหรับบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

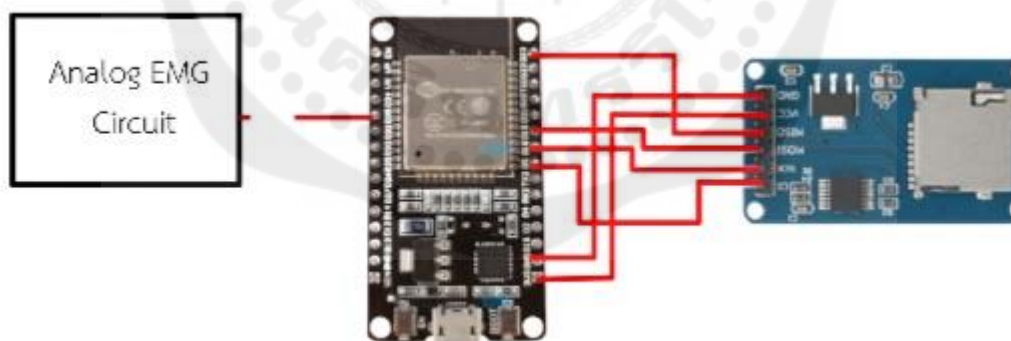
ในส่วนของกระบวนการประมวลผลและบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบวิธีการแปลงค่าสัญญาณรูปแบบอนาล็อกที่ออกจากวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 (Microcontroller ESP32) (ภาพที่ 3.16) ซึ่งมีราคาที่ไม่สูง ถูกสามารถหาซื้อได้ง่ายตามท้องตลาด อีกทั้งยังรองรับการติดต่อสื่อสารแบบไร้สายผ่านเทคโนโลยี Wi-Fi และ Bluetooth Low Energy (BLE) ภายในวงจรมี PTC Fuse ทำหน้าที่ควบคุมระดับกระแสไฟฟ้าเมื่อสูงเกินกว่า 500 mA มีวงจรเรกกูเลตปรับระดับแรงดันไฟเลี้ยงได้ตั้งแต่ 3.7V ถึง 5V และปรับแรงดันให้คงที่ 3.3V เพื่อจ่ายไฟให้กับชิพ ESP32 [15]



ภาพที่ 3.16 แสดงไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 (Microcontroller ESP32)

ที่มา : <https://www.allnewstep.com>

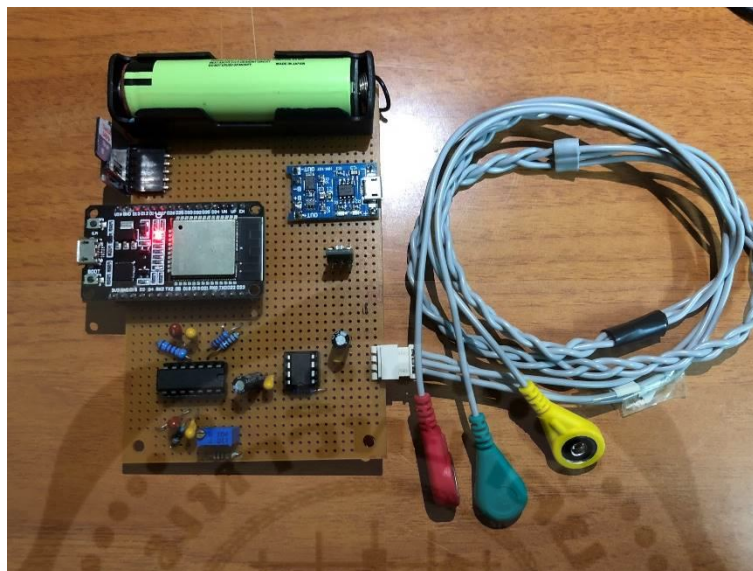
จากนั้นใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 (Microcontroller ESP32) มาช่วยในการประมวลผลจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้แบบ Analog ส่งผ่านข้อมูลไปเก็บไว้ที่หน่วยความจำแบบ SD Card ผ่านชุดคำสั่งที่พัฒนาโดยโปรแกรม Arduino IDE เพื่อบันทึกสัญญาณในรูปแบบไฟล์ Digital ดังแสดงในภาพที่ 3.17



ภาพที่ 3.17 แสดงส่วนของการประมวลผลและบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

3.4 การทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์

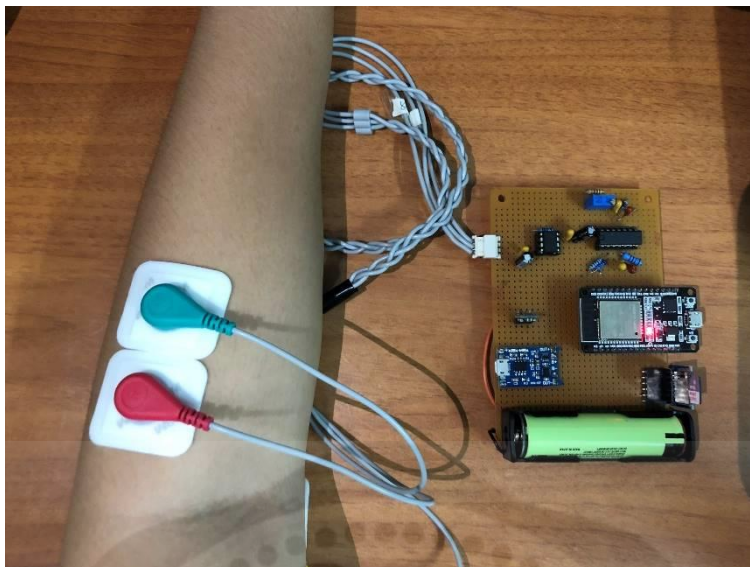
เมื่อเสร็จสิ้นการออกแบบและพัฒนาเครื่องวัดสัญญาณต้นแบบ (ภาพที่ 3.18) ได้มีการทำการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ โดยแบ่งเป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้



ภาพที่ 3.18 แสดงลักษณะของตัวอุปกรณ์ที่จะทำการทดสอบ

3.4.1 ขั้นตอนก่อนทำการทดสอบ

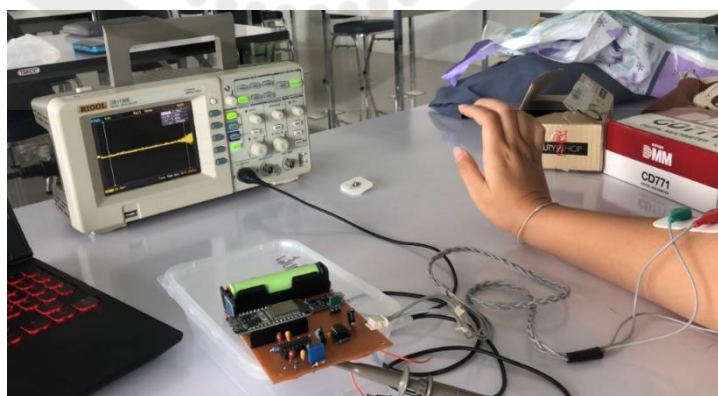
1. เนื่องจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจำเป็นจะต้องมีการทำความสะอาดผิวหนังก่อนทำการวัด เพื่อลดการถูกรบกวนของสัญญาณบนผิวหนัง โดยทำการโกนขนบริเวณผิวหนังเหนือมัดกล้ามเนื้อของด้านหลังของปลายแขนหรือกล้ามเนื้อ Extensor จากนั้นทำความสะอาดผิวหนังด้วยแอลกอฮอล์
2. ทำการติดแผ่นอิเล็กโทรดไว้บนผิวหนังเหนือมัดกล้ามเนื้อด้านหลังของปลายแขนหรือกล้ามเนื้อ Extensor โดยติดให้ทั้งสองตำแหน่งห่างกันไม่เกิน 3 เซนติเมตร จากนั้นทำการติดขั้วอิเล็กโทรดที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่แผ่นอิเล็กโทรด



ภาพที่ 3.19 แสดงการติดแผ่นอิเล็กโทรดบนผิวหนังเหนื้อมัดกล้ามเนื้อที่สนใจจะทำการวัด

3.4.2 ขั้นตอนการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ให้ผู้ทดสอบนั่งตัวตรง หลังชิดพนักพิงเก้าอี้ ยื่นแขนออกมาวางไว้บนโต๊ะ จากนั้นให้ผู้ทดสอบทำการกระดกข้อมือขึ้นและลง (Wrist flexion-extension movements) อย่างช้าๆ เพื่อให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและคลายตัว โดยจะสังเกตได้จากความเปลี่ยนแปลงของกราฟบนออสซิลโลสโคป ดังแสดงในภาพที่ 3.20



ภาพที่ 3.20 แสดงลักษณะการทดสอบโดยให้ผู้ทดสอบกระดกข้อมือขึ้นลง

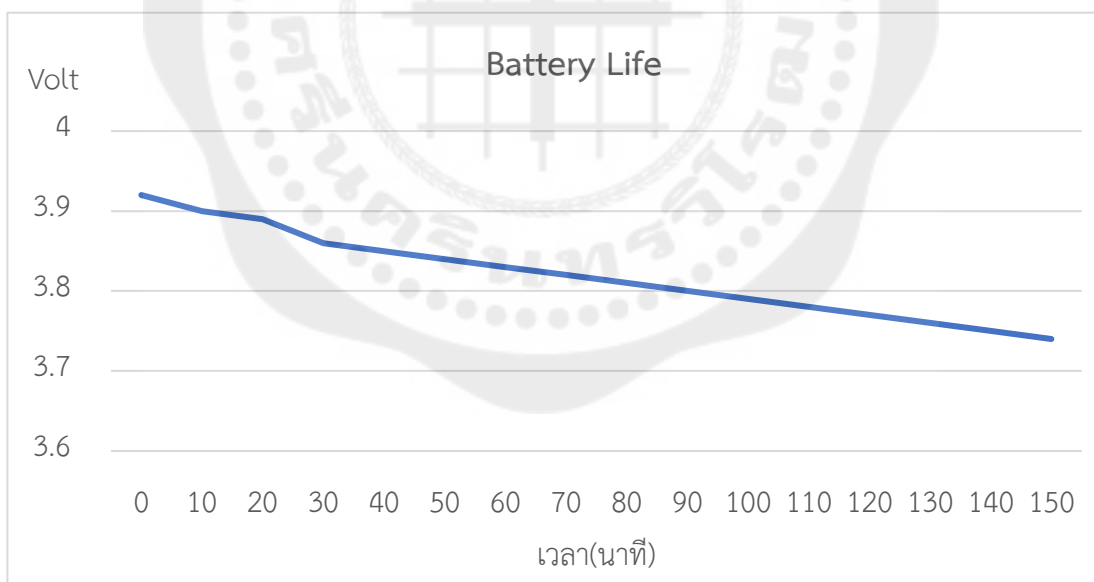
บทที่ 4

ผลการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวเกี่ยวกับผลการทดลองและอภิปรายผล แบ่งได้เป็น 3 ส่วน คือ ผลการทำงานของ วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ การประมวลผลของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการบันทึกสัญญาณลือกและ เปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล และการทดสอบประสิทธิภาพของแบตเตอรี่ ซึ่งมีผลการทดลองดังนี้

4.1 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของแบตเตอรี่

ทำการวัดระยะของการทำงานแบตเตอรี่ 3.7 V ใช้จ่ายกระแสในวงจรทั้งหมด โดยผ่านตัวแปลง แรงดันไฟฟ้าให้มีค่า 3.3 V ทำการจ่าย ไอซี AD623 LM324 และ ESP32 จากนั้นทำการวัดแบตเตอรี่ทุกๆ 10 นาทีเพื่อตรวจสอบว่าแบตเตอรี่จะลดลงจาก 3.92 V ลดลงไปเท่าไร จนเมื่อในที่สุด แรงดันของแบตเตอรี่ลดลงถึง จุดที่ไม่สามารถส่งกระแสไฟฟ้าเพื่อไปจ่ายให้อุปกรณ์ต่างๆในวงจรได้ ปริมาณนั้นคือ 3.3 V โดยใช้เวลาทั้งหมด 9.83 ชั่วโมง หรือประมาณ 9 ชั่วโมง เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อไฟฟ้าจะทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด ซึ่ง ผลของการวัดแรงดันของแบตเตอรี่ที่ลดลงตามระยะเวลา แสดงในภาพที่ 4.1



ภาพที่ 4.1 ภาพแสดงการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ในหน่วยโวลต์ (V) และแสดง ระยะเวลาการเปลี่ยนในหน่วยนาที (min)

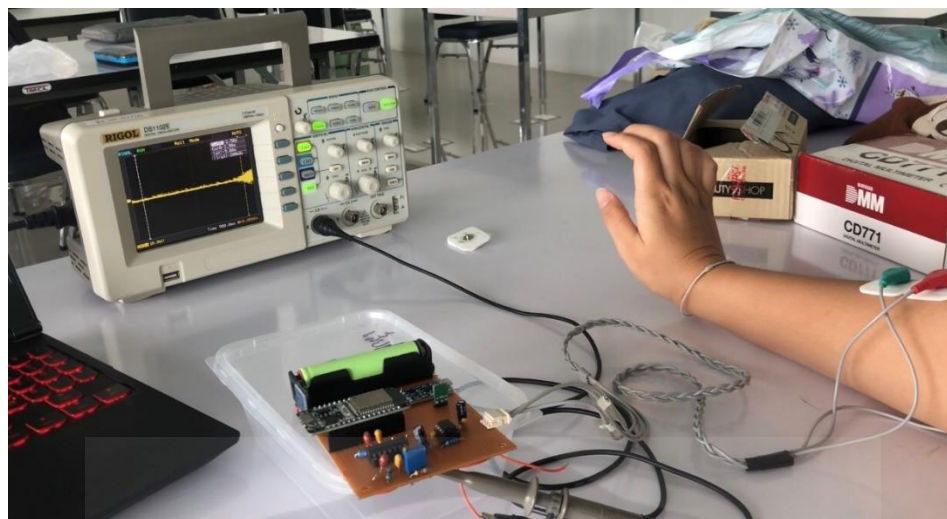
4.2 การวัดประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

วัดผลการทำงานของวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้า โดยการทำเคลื่อนไหวกระดูกข้อมือขึ้นและลง (Wrist Flexion-Extension Movements) เป็นจังหวะ โดยแบ่งเป็น งอข้อมือ 1 วินาที และยืดข้อมือ 1 วินาที สลับกัน ทำการแสดงผลของการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อด้วยเครื่อง Oscilloscope จากส่วนประกอบของวงจรวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

จากการออกแบบการทดลองของผู้วิจัยเลือกให้กล้ามเนื้อส่วนที่เป็นมัดกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณพื้นที่ด้านหลังของปลายแขนหรือกล้ามเนื้อกลุ่ม Wrist Extensor โดยทำท่ายืดและหดข้อมือ ผลลัพธ์ของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้ แสดงดังภาพที่ 4.2



ภาพที่ 4.2 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการกระดกข้อมือของผู้วิจัย
แสดงผลผ่านเครื่อง Oscilloscope



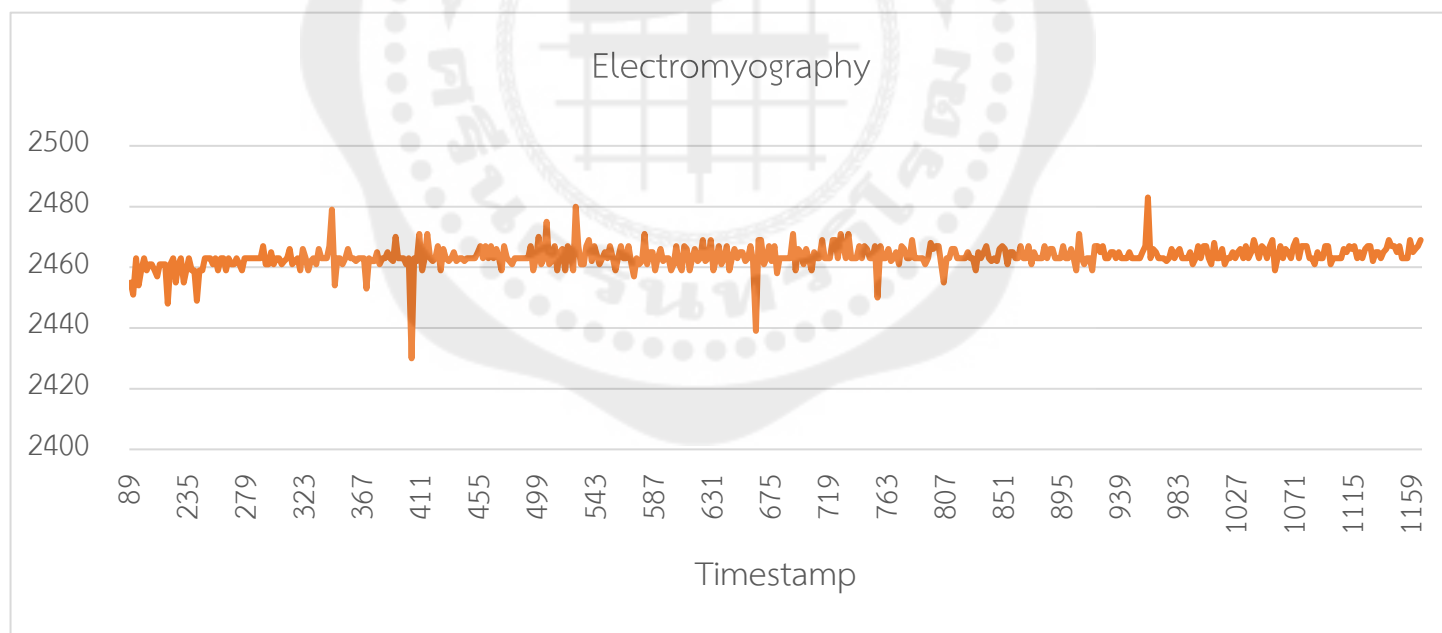
ภาพที่ 4.3 แสดงภาพขณะที่ผู้วิจัยทำการทดลองใช้งานเครื่องต้นแบบ

4.2 การวัดประสิทธิภาพการส่งสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

หลังจากการทดสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อแล้ว ผู้วิจัยได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ESP32 ในการทำการประมวลผลสัญญาณจากวงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หลังจากนั้นนำค่าที่ได้มาบันทึกค่าเมมโมรี่การ์ด ควบคุมการทำงานด้วยชุดคำสั่งที่พัฒนาโดยโปรแกรม Arduino Ide โดยบันทึกเป็นข้อมูลแบบ .CSV ดังในภาพที่ 4.5 เมื่อข้อมูลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่บันทึกได้มาทำการวาดกราฟจะได้สัญญาณดังรูปที่ 4.5 โดยจะเห็นได้ว่า สัญญาณยังไม่ปรากฏเป็นรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยจะอภิปรายถึงสาเหตุและแนวทางการพัฒนาในส่วนถัดไป

timestamp	ค่าที่อ่านได้จากวงจร
3371	2447
3378	2463
3385	2463
3392	2459
3399	2459
3406	2448
3413	2459
3422	2461
3429	2427
3436	2463

ภาพที่ 4.4 แสดงตัวอย่างค่าที่บันทึกผลมาจาก Sd card เป็นไฟล์ .csv



ภาพที่ 4.5 ภาพแสดงการบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเนื้อลงบนเมมโมรี่การ์ด

บทที่ 5

สรุปผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาและออกแบบเครื่องร่นต้นแบบสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา ด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดต่างๆ โดยมุ่งเน้นไปที่การพัฒนาเครื่องบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้มีขนาดเล็กสามารถพกพาหรือติดตัวผู้ป่วยไปได้ในขณะที่มีการทำกิจกรรมที่มีการเคลื่อนไหวต่างๆ โดยทำการศึกษาหลักการวัดสัญญาณไฟฟ้าชีวภาพกล้ามเนื้อด้วยวงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) และศึกษาชนิดของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ชนิดต่างๆ เพื่อนำมาเป็นองค์ความรู้ในการออกแบบวงจรภายในสำหรับขยายและกรองสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อให้อยู่ในช่วงความถี่ 5-500 Hz. ด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ได้แก่ ออปแอมป์ (Op-Amp) เบอร์ AD623 และ TL084 ตัวต้านทาน (Resistor) และตัวเก็บประจุชนิดแทนทาลัม (Tantalum Capacitor) ซึ่งวงจรสามารถทำงานได้ด้วยแหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ Lithium-ion ขนาด 3.7V จากการทดสอบพบว่าเครื่องร่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพาสามารถทำงานได้ด้วยแหล่งจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ ขนาด 3.7V ที่ถูกแปลงแรงดันด้วยโมดูลแปลงไฟฟ้า (Voltage Regulator) ทำการแปลงแรงดันไฟลง (Step down Converter) จาก 3.7V ให้ลดลงมาที่ 3.3V เพื่อให้แรงดันไฟมีความเหมาะสมสำหรับระดับแรงดันสูงสุดที่ไม่โครคอนโทรลเลอร์สามารถรองรับได้ จากการทดลองพบว่าเครื่องต้นแบบซึ่งทำงานได้นานถึง 9 ชั่วโมงตลอดการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใน 1 ครั้ง ค่าสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่วัดได้สามารถส่งไปบันทึกไว้ในหน่วยความจำแบบ SD Card ผ่านการควบคุมและแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32

โดยพบว่าเครื่องร่นต้นแบบสำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพาสามารถสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพาที่พัฒนาขึ้น สามารถวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในรูปแบบสัญญาณอนาล็อกได้ ผ่านการวัดด้วยเครื่อง Oscilloscope อย่างไรก็ดี เมื่อสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้รับการแปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปแบบดิจิทัลและบันทึกค่าไปยังหน่วยความจำแล้ว สัญญาณที่ได้จากการแสดงผลด้วยข้อมูลที่บันทึกได้ ยังไม่ปรากฏเป็นรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ถูกต้อง ทั้งนี้เป็นผลจากการที่ค่าความถี่ในการสุ่มสัญญาณ (Sampling Frequency) ของบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ต่ำเกินไป ซึ่งโดยทั่วไปแล้วค่าความถี่ดังกล่าวควรมีค่าขั้นต่ำ 1000 ตัวอย่างต่อวินาที (Samples-per-second) จึงจะเห็นรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งต้องอาศัยการพัฒนาชุดคำสั่งของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ซับซ้อนขึ้นสำหรับการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

5.2 ข้อเสนอแนะ

จากการทดสอบใช้งานเครื่องร่นต้นแบบสำหรับวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อชนิดพกพา ทำให้คณะผู้จัดทำได้เห็นปัญหาและข้อเสนอแนะที่ควรนำไปพัฒนาอุปกรณ์สำหรับทำการวัดในอนาคต ดังนี้

1. ควรใช้โมดูลแปลงระดับแรงดันไฟฟ้า (Voltage Regulator) ทำการแปลงแรงดันไฟขึ้น (Step Up Converter) จาก 3.7V ให้เพิ่มขึ้นมาที่ 4.2V – 5V เพื่อให้แรงดันไฟสามารถทำงานได้เต็มประสิทธิภาพ โดยไม่เกิดการลัดทอนของแรงดันไฟที่จะส่งผลให้วงจรหยุดการทำงาน
2. ทำการจ่ายแรงดันไฟขนาด 3.7V ให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP32 โดยตรงเพื่อให้ Regulator ที่อยู่ในไมโครคอนโทรลเลอร์ทำการแปลงแรงดันไฟให้คงที่ที่ 3.3V แล้วจ่ายแรงดันให้กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆที่อยู่ในวงจร
3. ควรทำการเปรียบเทียบความถูกต้องของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จากอุปกรณ์ที่ทำการออกแบบด้วยเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ได้มาตรฐาน เพื่อทำการทดสอบความถูกต้องของสัญญาณที่ได้จากวงจรที่ออกแบบด้วยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์
4. การบัดกรีลงบอร์ดไข่ปลาทำให้เกิดสัญญาณรบกวนภายในวงจรแม้จะทำการกรองสัญญาณด้วยวงจรกรองสัญญาณแล้วก็ตาม ดังนั้นควรทำการออกแบบวงจรด้วย PCB จึงจะทำให้วงจรทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ



บรรณานุกรม

- [1] สมชาย รัตนทองคำ. (2554). การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2664, จาก <https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/es54/emgdoc54.pdf>
- [2] มูลนิธิโครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน. (2550). ระบบกล้ามเนื้อ. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2664, จาก <https://www.saranukromthai.or.th/>
- [3] กายวิภาคศาสตร์ของมนุษย์คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย พิมพ์ครั้งที่ 15 พ.ศ. 2559 Keith L. Moore and Arthur F. Dalley II ,28. (1999).
- [4] Anonymous. (2015). วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2664, จาก <http://howiwasteyourtime.blogspot.com/2015/12/extra-arm-emg-hardware-design-part-1.html>
- [5] DIYBYART. (2553). ออปแอมป์และวงจขยายสัญญาณพื้นฐานโดยใช้ออปแอมป์. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2664, จาก http://living-electronics.blogspot.com/2010/05/blog-post_5115.html
- [6] Analog60. (2560). ตัวเก็บประจุแบบคัปปลิ่ง. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2664, จาก <http://analog60.blogspot.com/2015/08/what-is-coupling-capacitor.html>
- [7] Baofeng S., Wanzhong C., Zheng X., (2012). **The System Design for the Extraction and Pre-processing of Surface EMG.** 2012; 13: 8-13.
- [8] C. Kast, M. Krenn, W. Aramphianlerrt, et al. **Modular Multi-channel Real-time Bio-signal Acquisition System.** 2017; 114: 95-98.
- [9] Daniel Sá Pina, António Augusto Fernandes, Renato Natal Jorge, et al. (2015). **Development of a portable system for online EMG monitoring.**, 2-4 June 2015.
- [10] Sandra De la Peña, Aura Polo, Carlos Robles-Algarín, et al. (2019). **Implementation of a Portable Electromyographic Prototype for the Detection of Muscle Fatigue.**,27 March 2019.
- [11] Benjamin C. Fortune, Christopher G. Pretty, Logan T. Chatfield, et al. (2019). **Low-cost active electromyography.** Centre for Bioengineering, University of Canterbury, Christchurch, New Zealand, 2019.
- [12] Baofeng S., Wanzhong C., Zheng X., (2012). **The System Design for the Extraction and Pre-processing of Surface EMG.** 2012; 13: 8-13.
- [13] WANG, Jingpeng; TANG, Liqiong; BRONLUND, John E. **Surface EMG signal amplification and filtering.** International Journal of Computer Applications, 2013

บรรณานุกรม(ต่อ)

- [14] KUNDU, Ananda Sankar; MAZUMDER, Oishee; BHAUMIK, Subhasis. **Design of wearable, low power, single supply surface EMG extractor unit for wireless monitoring**. Proceedings of the 2nd International Conference on Nanotechnology and Biosensors. 2011; 74: 69-74.
- [15] ARDUINO. (2019). **Microcontroller ESP32**. Retrieved September 26, 2020, from <https://store.arduino.cc/usa/catalogsearch/result/?tab=store&q=esp32>







Single and Dual-Supply, Rail-to-Rail, Low Cost Instrumentation Amplifier

Data Sheet

AD623

FEATURES

- Easy to use
- Rail-to-rail output swing
- Input voltage range extends 150 mV below ground (single supply)
- Low power, 550 μ A maximum quiescent current
- Gain set with one external resistor
 - Gain range: 1 to 1000
- High accuracy dc performance
 - 0.10% gain error ($G = 1$)
 - 0.35% gain error ($G > 1$)
- Noise: 35 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ RTI noise at 1 kHz
- Optimal dynamic specifications
 - 800 kHz bandwidth ($G = 1$)
 - 20 μ s settling time to 0.01% ($G = 10$)

APPLICATIONS

- Low power medical instrumentation
- Transducer interfaces
- Thermocouple amplifiers
- Industrial process controls
- Difference amplifiers
- Low power data acquisition

GENERAL DESCRIPTION

The AD623 is an integrated, single- or dual-supply instrumentation amplifier that delivers rail-to-rail output swing using supply voltages from 2.7 V to 12 V. The AD623 offers user flexibility by allowing single gain set resistor programming and by conforming to the 8-lead industry standard pinout configuration. With no external resistor, the AD623 is configured for unity gain ($G = 1$), and with an external resistor, the AD623 can be programmed for gains of up to 1000.

The accuracy of the AD623 is the result of increasing ac common-mode rejection ratio (CMRR) coincident with increasing gain. Line noise harmonics are rejected due to constant CMRR up to 200 Hz. The AD623 has a wide input common-mode range and amplifies signals with common-mode voltages as low as 150 mV below ground. The AD623 maintains optimal performance with dual and single polarity power supplies.

Table 1. Low Power Upgrades for the AD623

Part No.	Total Supply Voltage, V_S (V dc)	Typical Quiescent Current, I_Q (μ A)
AD8235	5.5	30
AD8236	5.5	33
AD8237	5.5	33
AD8226	36	350
AD8227	36	325
AD8420	36	85
AD8422	36	300
AD8426	36	325 (per channel)

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

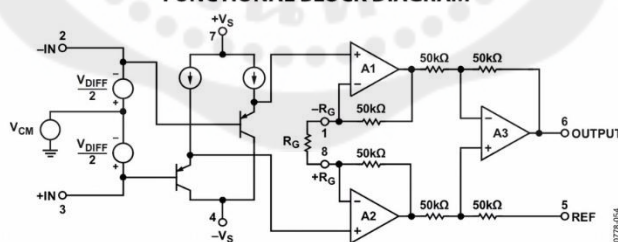


Figure 1.

Rev. G

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 ©2020 Analog Devices, Inc. All rights reserved.
Technical Support www.analog.com

AD623

Data Sheet

SPECIFICATIONS

SINGLE SUPPLY

Typical at 25°C, single supply, +V_S = 5 V, -V_S = 0 V, and load resistance (R_L) = 10 kΩ, unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Test Conditions/ Comments	AD623ANZ, AD623ARZ			AD623ARM			AD623BNZ, AD623BRZ			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	G = 1 + (100 k/external resistor (R _G))										
Gain Range		1		1000	1		1000	1		1000	
Gain Error ¹	G1 output voltage (V _{OUT}) = 0.15 V to 3.5 V G > 1 V _{OUT} = 0.15 V to 4.5 V										
G = 1			0.03	0.10		0.03	0.10		0.03	0.05	%
G = 10			0.10	0.35		0.10	0.35		0.10	0.35	%
G = 100			0.10	0.35		0.10	0.35		0.10	0.35	%
G = 1000			0.10	0.35		0.10	0.35		0.10	0.35	%
Nonlinearity	G1 V _{OUT} = 0.15 V to 3.5 V G > 1 V _{OUT} = 0.15 V to 4.5 V										
G = 1 to 1000			50		50			50			ppm
Gain vs. Temperature											
G = 1			5	10		5	10		5	10	ppm/°C
G > 1 ¹			50		50			50			ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	Total referred to input (RTI) error = V _{OSI} + V _{OSO} /G										
Input Offset, V _{OSI}			25	200		200	500		25	100	μV
Over Temperature				350			650			160	μV
Average Temperature Coefficient (Tempco)			0.1	2		0.1	2		0.1	1	μV/°C
Output Offset, V _{OSO}			200	1000		500	2000		200	500	μV
Over Temperature				1500			2600			1100	μV
Average Tempco			2.5	10		2.5	10		2.5	10	μV/°C
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)											
G = 1		80		100	80		100	80		100	dB
G = 10		100		120	100		120	100		120	dB
G = 100		100		130	100		130	100		130	dB
G = 1000		100		130	100		130	100		130	dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			17	25		17	25		17	25	nA
Over Temperature				27.5			27.5			27.5	nA
Average Tempco			25			25			25		pA/°C
Input Offset Current			0.25	2		0.25	2		0.25	2	nA
Over Temperature				2.5			2.5			2.5	nA
Average Tempco			5			5			5		pA/°C

Data Sheet	AD623
-------------------	--------------

Parameter	Test Conditions/ Comments	AD623ANZ, AD623ARZ			AD623ARM			AD623BNZ, AD623BRZ			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
INPUT											
Input Impedance			2 2		2 2		2 2		2 2		GΩ pF
Differential			2 2		2 2		2 2		2 2		GΩ pF
Common-Mode			2 2		2 2		2 2		2 2		GΩ pF
Input Voltage Range ²	V _S = 3 V to 12 V	(-V _S) - 0.15		(+V _S) - 1.5	(-V _S) - 0.15		(+V _S) - 1.5	(-V _S) - 0.15		(+V _S) - 1.5	V
Common-Mode Rejection at 60 Hz with 1 kΩ Source Imbalance G = 1	Common-mode voltage (V _{CM}) = 0 V to 3 V	70	80		70	80		77	86		dB
G = 10	V _{CM} = 0 V to 3 V	90	100		90	100		94	100		dB
G = 100	V _{CM} = 0 V to 3 V	105	110		105	110		105	110		dB
G = 1000	V _{CM} = 0 V to 3 V	105	110		105	110		105	110		dB
OUTPUT											
Output Swing	R _L = 10 kΩ	0.2		(+V _S) - 0.5	0.2		(+V _S) - 0.5	0.2		(+V _S) - 0.5	V
	R _L = 100 kΩ	0.05		(+V _S) - 0.15	0.05		(+V _S) - 0.15	0.05		(+V _S) - 0.15	V
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal -3 dB Bandwidth			800		800		800		800		kHz
G = 1			100		100		100		100		kHz
G = 10			10		10		10		10		kHz
G = 100			2		2		2		2		kHz
G = 1000			0.3		0.3		0.3		0.3		V/μs
Slew Rate			0.3		0.3		0.3		0.3		V/μs
Settling Time to 0.01%	V _S = 5 V										
G = 1	Step size = 3.5 V		30		30		30		30		μs
G = 10	Step size = 4 V, V _{CM} = 1.8 V		20		20		20		20		μs

¹ Does not include effects of external resistor, R_G.

² One input grounded. G = 1.


LM321LV, LM324LV, LM358LV

SBOS944D – SEPTEMBER 2018 – REVISED SEPTEMBER 2019

LM321LV, LM358LV, LM324LV Industry Standard, Low Voltage Operational Amplifiers
1 Features

- Industry standard amplifier for cost-sensitive systems
- Low input offset voltage: ± 1 mV
- Common-mode voltage range includes ground
- Unity-gain bandwidth: 1 MHz
- Low broadband noise: 40 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- Low quiescent current: 90 $\mu\text{A}/\text{Ch}$
- Unity-gain stable
- Operational at supply voltages from 2.7 V to 5.5 V
- Offered in single, dual, and quad channel variants
- Robust ESD specification: 2-kV HBM
- Extended temperature range: -40°C to 125°C

2 Applications

- Cordless appliances
- Uninterruptible power supply
- Battery pack, charger, and test equipment
- Power supply modules
- Environmental sensors signal conditioning
- Field transmitter: temperature sensors
- Oscilloscopes, digital multimeters, test equipment
- Rack mount server
- HVAC: heating, ventilating, and air conditioning
- DC motor control
- Low-side current sensing

3 Description

The LM3xxLV family includes the single LM321LV, dual LM358LV, and quad LM324LV operational amplifiers, or op amps. The devices operate from a low voltage of 2.7 V to 5.5 V.

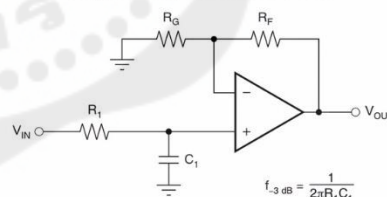
These op amps supply an alternative to the LM321, LM358, and LM324 in low-voltage applications that are sensitive to cost. Some applications are large appliances, smoke detectors, and personal electronics. The LM3xxLV devices supply better performance than the LM3xx devices at low voltage, and have lower power consumption. The op amps are stable at unity gain, and do not have reverse phase in overdrive conditions. The design for ESD gives the LM3xxLV family an HBM specification for a minimum of 2 kV.

The LM3xxLV family is available in packages that have industry standards. The packages include SOT-23, SOIC, VSSOP, and TSSOP packages.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM321LV	SOT-23 (5)	1.60 mm × 2.90 mm
	SC70 (5)	1.25 mm × 2.00 mm
LM358LV	SOIC (8)	3.91 mm × 4.90 mm
	SOT-23 (8)	1.60 mm × 2.90 mm
	TSSOP (8)	3.00 mm × 4.40 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
LM324LV	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
	TSSOP (14)	4.40 mm × 5.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

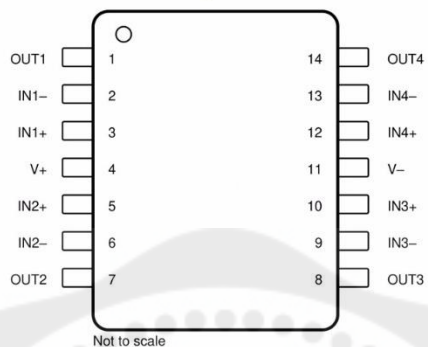
Single-Pole, Low-Pass Filter


$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{1}{1 + sR_1C_1}\right)$$



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

LM324LV D, PW Packages
14-Pin SOIC, TSSOP
Top View



Not to scale

Pin Functions: LM324LV

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
IN1-	2	I	Inverting input, channel 1
IN1+	3	I	Noninverting input, channel 1
IN2-	6	I	Inverting input, channel 2
IN2+	5	I	Noninverting input, channel 2
IN3-	9	I	Inverting input, channel 3
IN3+	10	I	Noninverting input, channel 3
IN4-	13	I	Inverting input, channel 4
IN4+	12	I	Noninverting input, channel 4
OUT1	1	O	Output, channel 1
OUT2	7	O	Output, channel 2
OUT3	8	O	Output, channel 3
OUT4	14	O	Output, channel 4
V-	11	I or —	Negative (low) supply or ground (for single-supply operation)
V+	4	I	Positive (high) supply



LM321LV, LM324LV, LM358LV

SBOS944D – SEPTEMBER 2018 – REVISED SEPTEMBER 2019

www.ti.com

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating junction temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾

			MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, $([V+] - [V-])$			0	6	V
Signal input pins	Voltage ⁽²⁾	Common-mode	$(V-) - 0.5$	$(V+) + 0.5$	V
		Differential	$(V+) - (V-) + 0.2$		V
	Current ⁽²⁾	-10	10	mA	
Output short-circuit ⁽³⁾			Continuous		
Operating, T_A			-55	150	°C
Operating junction temperature, T_J				150	°C
Storage temperature, T_{slg}			-65	150	°C

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

(2) Input pins are diode-clamped to the power-supply rails. Input signals that may swing more than 0.5 V beyond the supply rails must be current limited to 10 mA or less.

(3) Short-circuit to ground, one amplifier per package.

6.2 ESD Ratings

			VALUE	UNIT
$V_{(ESD)}$	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±1000	

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

(2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

6.3 Recommended Operating Conditions

over operating junction temperature range (unless otherwise noted)

			MIN	MAX	UNIT
V_S	Supply voltage $([V+] - [V-])$		2.7	5.5	V
V_{IN}	Input pin voltage range		$(V-) - 0.1$	$(V+) - 1$	V
T_A	Specified temperature		-40	125	°C

6.4 Thermal Information: LM321LV

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		LM321LV		UNIT
		DBV (SOT-23)	DCK (SC70)	
		5 PINS	5 PINS	
R _{θJA}	Junction-to-ambient thermal resistance	232.9	239.6	°C/W
R _{θJC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	153.8	148.5	°C/W
R _{θJB}	Junction-to-board thermal resistance	100.9	82.3	°C/W
ψ _{JT}	Junction-to-top characterization parameter	77.2	54.5	°C/W
ψ _{JB}	Junction-to-board characterization parameter	100.4	81.8	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see *Semiconductor and IC Package Thermal Metrics*.

6.5 Thermal Information: LM358LV

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		LM358LV				UNIT
		D (SOIC)	DGK (VSSOP)	PW (TSSOP)	DDF (SOT-23)	
		8 PINS	8 PINS	8 PINS	8 PINS	
R _{θJA}	Junction-to-ambient thermal resistance	207.9	201.2	200.7	183.7	°C/W
R _{θJC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	92.8	85.7	95.4	112.5	°C/W
R _{θJB}	Junction-to-board thermal resistance	129.7	122.9	128.6	98.2	°C/W
ψ _{JT}	Junction-to-top characterization parameter	26	21.2	27.2	18.8	°C/W
ψ _{JB}	Junction-to-board characterization parameter	127.9	121.4	127.2	97.6	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see *Semiconductor and IC Package Thermal Metrics*.

6.6 Thermal Information: LM324LV

THERMAL METRIC ⁽¹⁾		LM324LV		UNIT
		D (SOIC)	PW (TSSOP)	
		14 PINS	14 PINS	
R _{θJA}	Junction-to-ambient thermal resistance	102.1	148.3	°C/W
R _{θJC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	56.8	68.1	°C/W
R _{θJB}	Junction-to-board thermal resistance	58.5	92.7	°C/W
ψ _{JT}	Junction-to-top characterization parameter	20.5	16.9	°C/W
ψ _{JB}	Junction-to-board characterization parameter	58.1	91.8	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see *Semiconductor and IC Package Thermal Metrics*.


LM321LV, LM324LV, LM358LV

SBOS944D – SEPTEMBER 2018 – REVISED SEPTEMBER 2019

www.ti.com
6.7 Electrical Characteristics

 For $V_S = (V+) - (V-) = 2.7\text{ V to }5.5\text{ V}$ ($\pm 1.35\text{ V to } \pm 2.75\text{ V}$), $T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ connected to $V_S / 2$, and $V_{CM} = V_{OUT} = V_S / 2$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
OFFSET VOLTAGE					
V_{OS} Input offset voltage	$V_S = 5\text{ V}$		± 1	± 3	mV
	$V_S = 5\text{ V}$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$			± 5	
dV_{OS}/dT V_{OS} vs temperature	$T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		± 4		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
PSRR Power-supply rejection ratio	$V_S = 2.7\text{ V to }5.5\text{ V}$, $V_{CM} = (V-)$	80	100		dB
INPUT VOLTAGE RANGE					
V_{CM} Common-mode voltage range	No phase reversal	$(V-) - 0.1$		$(V+) - 1$	V
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_S = 2.7\text{ V}$, $(V-) - 0.1\text{ V} < V_{CM} < (V+) - 1\text{ V}$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		84		dB
	$V_S = 5.5\text{ V}$, $(V-) - 0.1\text{ V} < V_{CM} < (V+) - 1\text{ V}$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	63	92		
INPUT BIAS CURRENT					
I_B Input bias current	$V_S = 5\text{ V}$		± 15		pA
I_{OS} Input offset current			± 5		pA
NOISE					
E_n Input voltage noise (peak-to-peak)	$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$, $V_S = 5\text{ V}$		5.1		μV_{PP}
e_n Input voltage noise density	$f = 1\text{ kHz}$, $V_S = 5\text{ V}$		40		nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
INPUT CAPACITANCE					
C_D Differential			2		pF
C_{IC} Common-mode			5.5		pF
OPEN-LOOP GAIN					
A_{OL} Open-loop voltage gain	$V_S = 2.7\text{ V}$, $(V-) + 0.15\text{ V} < V_O < (V+) - 0.15\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$		110		dB
	$V_S = 5.5\text{ V}$, $(V-) + 0.15\text{ V} < V_O < (V+) - 0.15\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$		125		
FREQUENCY RESPONSE					
GBW Gain-bandwidth product	$V_S = 5\text{ V}$		1		MHz
ϕ_m Phase margin	$V_S = 5.5\text{ V}$, $G = 1$		75		°
SR Slew rate	$V_S = 5\text{ V}$		1.5		V/ μs
t_S Settling time	To 0.1%, $V_S = 5\text{ V}$, 2-V step, $G = 1$, $C_L = 100\text{ pF}$		4		μs
	To 0.01%, $V_S = 5\text{ V}$, 2-V step, $G = 1$, $C_L = 100\text{ pF}$		5		
t_{OR} Overload recovery time	$V_S = 5\text{ V}$, $V_{IN} \times \text{gain} > V_S$		1		μs
THD+N Total harmonic distortion + noise	$V_S = 5.5\text{ V}$, $V_{CM} = 2.5\text{ V}$, $V_O = 1\text{ V}_{RMS}$, $G = 1$, $f = 1\text{ kHz}$, 80-kHz measurement BW		0.005%		
OUTPUT					
V_{OH} Voltage output swing from positive supply	$R_L \geq 2\text{ k}\Omega$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$	1			V
V_{OL} Voltage output swing from negative supply	$R_L \leq 10\text{ k}\Omega$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		40	75	mV
I_{SC} Short-circuit current	$V_S = 5.5\text{ V}$		± 40		mA
Z_O Open-loop output impedance	$V_S = 5\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$		1200		Ω
POWER SUPPLY					
V_S Specified voltage range		2.7 (± 1.35)		5.5 (± 2.75)	V
I_Q Quiescent current per amplifier	$I_O = 0\text{ mA}$, $V_S = 5.5\text{ V}$		90	150	μA
	$I_O = 0\text{ mA}$, $V_S = 5.5\text{ V}$, $T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$			160	

ESP32-WROOM-32

Datasheet



Version 3.1
Espressif Systems
Copyright © 2021

1 Overview

ESP32-WROOM-32 is a powerful, generic Wi-Fi+BT+BLE MCU module that targets a wide variety of applications, ranging from low-power sensor networks to the most demanding tasks, such as voice encoding, music streaming and MP3 decoding.

At the core of this module is the ESP32-D0WDQ6 chip*. The chip embedded is designed to be scalable and adaptive. There are two CPU cores that can be individually controlled, and the CPU clock frequency is adjustable from 80 MHz to 240 MHz. The chip also has a low-power co-processor that can be used instead of the CPU to save power while performing tasks that do not require much computing power, such as monitoring of peripherals. ESP32 integrates a rich set of peripherals, ranging from capacitive touch sensors, Hall sensors, SD card interface, Ethernet, high-speed SPI, UART, I²S and I²C.

Note:

* For details on the part numbers of the ESP32 family of chips, please refer to the document [ESP32 Datasheet](#).

The integration of Bluetooth[®], Bluetooth LE and Wi-Fi ensures that a wide range of applications can be targeted, and that the module is all-around: using Wi-Fi allows a large physical range and direct connection to the Internet through a Wi-Fi router, while using Bluetooth allows the user to conveniently connect to the phone or broadcast low energy beacons for its detection. The sleep current of the ESP32 chip is less than 5 μ A, making it suitable for battery powered and wearable electronics applications. The module supports a data rate of up to 150 Mbps, and 20 dBm output power at the antenna to ensure the widest physical range. As such the module does offer industry-leading specifications and the best performance for electronic integration, range, power consumption, and connectivity.

The operating system chosen for ESP32 is freeRTOS with LwIP; TLS 1.2 with hardware acceleration is built in as well. Secure (encrypted) over the air (OTA) upgrade is also supported, so that users can upgrade their products even after their release, at minimum cost and effort.

Table 1 provides the specifications of ESP32-WROOM-32.

Table 1: ESP32-WROOM-32 Specifications

Categories	Items	Specifications
Certification	RF certification	FCC/CE-RED/IC/TELEC/KCC/SRRC/NCC
	Wi-Fi certification	Wi-Fi Alliance
	Bluetooth certification	BQB
	Green certification	RoHS/REACH
Test	Reliability	HTOL/HTSL/uHAST/TCT/ESD
Wi-Fi	Protocols	802.11 b/g/n (802.11n up to 150 Mbps) A-MPDU and A-MSDU aggregation and 0.4 μ s guard interval support
	Frequency range	2.4 GHz ~ 2.5 GHz
Bluetooth	Protocols	Bluetooth v4.2 BR/EDR and BLE specification
	Radio	NZIF receiver with -97 dBm sensitivity
		Class-1, class-2 and class-3 transmitter
		AFH
Audio	CVSD and SBC	

1 Overview

Categories	Items	Specifications
Hardware	Module interfaces	SD card, UART, SPI, SDIO, I ² C, LED PWM, Motor PWM, I ² S, IR, pulse counter, GPIO, capacitive touch sensor, ADC, DAC, Two-Wire Automotive Interface (TWAI [®] , compatible with ISO11898-1)
	On-chip sensor	Hall sensor
	Integrated crystal	40 MHz crystal
	Integrated SPI flash	4 MB
	Operating voltage/Power supply	3.0 V ~ 3.6 V
	Operating current	Average: 80 mA
	Minimum current delivered by power supply	500 mA
	Recommended operating temperature range	-40 °C ~ +85 °C
	Package size	(18.00±0.10) mm × (25.50±0.10) mm × (3.10±0.10) mm
	Moisture sensitivity level (MSL)	Level 3

2 Pin Definitions

2.1 Pin Layout

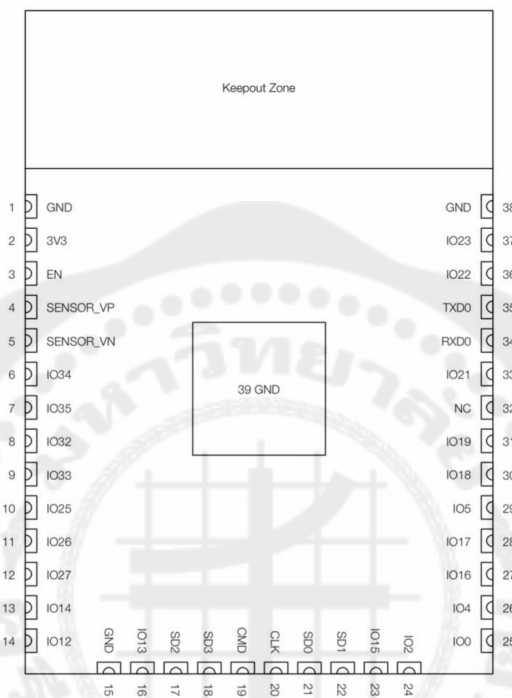


Figure 1: ESP32-WROOM-32 Pin Layout (Top View)

2.2 Pin Description

ESP32-WROOM-32 has 38 pins. See pin definitions in Table 2.

Table 2: Pin Definitions

Name	No.	Type	Function
GND	1	P	Ground
3V3	2	P	Power supply
EN	3	I	Module-enable signal. Active high.
SENSOR_VP	4	I	GPIO36, ADC1_CH0, RTC_GPIO0
SENSOR_VN	5	I	GPIO39, ADC1_CH3, RTC_GPIO3
IO34	6	I	GPIO34, ADC1_CH6, RTC_GPIO4
IO35	7	I	GPIO35, ADC1_CH7, RTC_GPIO5
IO32	8	I/O	GPIO32, XTAL_32K_P (32.768 kHz crystal oscillator input), ADC1_CH4, TOUCH9, RTC_GPIO9
IO33	9	I/O	GPIO33, XTAL_32K_N (32.768 kHz crystal oscillator output), ADC1_CH5, TOUCH8, RTC_GPIO8

2 Pin Definitions

Name	No.	Type	Function
IO25	10	I/O	GPIO25, DAC_1, ADC2_CH8, RTC_GPIO6, EMAC_RXD0
IO26	11	I/O	GPIO26, DAC_2, ADC2_CH9, RTC_GPIO7, EMAC_RXD1
IO27	12	I/O	GPIO27, ADC2_CH7, TOUCH7, RTC_GPIO17, EMAC_RX_DV
IO14	13	I/O	GPIO14, ADC2_CH6, TOUCH6, RTC_GPIO16, MTMS, HSPICLK, HS2_CLK, SD_CLK, EMAC_TXD2
IO12	14	I/O	GPIO12, ADC2_CH5, TOUCH5, RTC_GPIO15, MTDI, HSPIQ, HS2_DATA2, SD_DATA2, EMAC_TXD3
GND	15	P	Ground
IO13	16	I/O	GPIO13, ADC2_CH4, TOUCH4, RTC_GPIO14, MTCK, HSPID, HS2_DATA3, SD_DATA3, EMAC_RX_ER
SHD/SD2*	17	I/O	GPIO9, SD_DATA2, SPIHD, HS1_DATA2, U1RXD
SWP/SD3*	18	I/O	GPIO10, SD_DATA3, SPIWP, HS1_DATA3, U1TXD
SCS/CMD*	19	I/O	GPIO11, SD_CMD, SPICS0, HS1_CMD, U1RTS
SCK/CLK*	20	I/O	GPIO6, SD_CLK, SPICLK, HS1_CLK, U1CTS
SDO/SD0*	21	I/O	GPIO7, SD_DATA0, SPIQ, HS1_DATA0, U2RTS
SDI/SD1*	22	I/O	GPIO8, SD_DATA1, SPID, HS1_DATA1, U2CTS
IO15	23	I/O	GPIO15, ADC2_CH3, TOUCH3, MTDO, HSPICS0, RTC_GPIO13, HS2_CMD, SD_CMD, EMAC_RXD3
IO2	24	I/O	GPIO2, ADC2_CH2, TOUCH2, RTC_GPIO12, HSPIWP, HS2_DATA0, SD_DATA0
IO0	25	I/O	GPIO0, ADC2_CH1, TOUCH1, RTC_GPIO11, CLK_OUT1, EMAC_TX_CLK
IO4	26	I/O	GPIO4, ADC2_CH0, TOUCH0, RTC_GPIO10, HSPID, HS2_DATA1, SD_DATA1, EMAC_TX_ER
IO16	27	I/O	GPIO16, HS1_DATA4, U2RXD, EMAC_CLK_OUT
IO17	28	I/O	GPIO17, HS1_DATA5, U2TXD, EMAC_CLK_OUT_180
IO5	29	I/O	GPIO5, VSPICS0, HS1_DATA6, EMAC_RX_CLK
IO18	30	I/O	GPIO18, VSPICLK, HS1_DATA7
IO19	31	I/O	GPIO19, VSPIQ, U0CTS, EMAC_TXD0
NC	32	-	-
IO21	33	I/O	GPIO21, VSPIHD, EMAC_TX_EN
RXD0	34	I/O	GPIO3, U0RXD, CLK_OUT2
TXD0	35	I/O	GPIO1, U0TXD, CLK_OUT3, EMAC_RXD2
IO22	36	I/O	GPIO22, VSPWP, U0RTS, EMAC_TXD1
IO23	37	I/O	GPIO23, VSPID, HS1_STROBE
GND	38	P	Ground

Notice:

* Pins SCK/CLK, SDO/SD0, SDI/SD1, SHD/SD2, SWP/SD3 and SCS/CMD, namely, GPIO6 to GPIO11 are connected to the integrated SPI flash integrated on the module and are not recommended for other uses.

2.3 Strapping Pins

ESP32 has five strapping pins, which can be seen in Chapter 6 Schematics:



Source code : ส่วนกำหนดตัวแปรและการสร้างให้ SD card เขียนไฟล์ บันทึกไฟล์

```
#include "FS.h"
#include "SD.h"
#include "SPI.h"

String dataMessage;
String potValue ;

#define potPin 35
#define BTN_STOP 0

bool runningFlag = true;

void writeFile(fs::FS &fs, const char * path, const char * message) {
  Serial.printf("Writing file: %s\n", path);

  File file = fs.open(path, FILE_WRITE);
  if(!file) {
    Serial.println("Failed to open file for writing");
    return;
  }
  if(file.print(message)) {
    Serial.println("File written");
  } else {
    Serial.println("Write failed");
  }
}
```

```
void readFile(fs::FS &fs, const char * path){
    Serial.printf("Reading file: %s\n", path);

    File file = fs.open(path);
    if(!file){
        Serial.println("Failed to open file for reading");
        return;
    }

    Serial.print("Read from file: ");
    while(file.available()){
        Serial.write(file.read());
    }
    file.close();
}

// Append data to the SD card (DON'T MODIFY THIS FUNCTION)

void appendFile(fs::FS &fs, const char * path, const char * message) {
    //Serial.printf("Appending to file: %s\n", path);

    File file = fs.open(path, FILE_APPEND);
    if(!file) {
        Serial.println("Failed to open file for appending");
        return;
    }
    if(!file.print(message)) {
        Serial.println("Append failed");
    }
    file.close();
}
```

```
void logSDCard() {
    potValue = analogRead(potPin);
    dataMessage = "\n" + String(millis()) + "," + String(potValue) ;
    appendFile(SD, "/data.CSV", dataMessage.c_str());
    Serial.println(String(millis()) + "\t" + String(potValue));
}

void initSDCard(){
    if(!SD.begin()){
        Serial.println("Card Mount Failed");
        return;
    }
    uint8_t cardType = SD.cardType();

    if(cardType == CARD_NONE){
        Serial.println("No SD card attached");
        return;
    }
    if(SD.begin())
    {
        Serial.println("SD card is ready to use.");
    } else
    {
        Serial.println("SD card intialization failed");
        return;
    }
}
```

```
File file = SD.open("/data.csv");
if(!file) {
  Serial.println("File doesn't exist");
  Serial.println("Creating file...");
}
else {
  Serial.println("File already exists");
}
file.close();
}
```

Source code : ส่วนกำหนดการทำการรับค่าซ้ำวนลูปและกำหนด delay ในการอ่านค่า ADC ทุกๆ 1 มิลลิวินาที

```
void setup() {
  Serial.begin(115200);

  pinMode(potPin,INPUT);
  //pinMode(BTN_STOP, INPUT);

  initSDCard();
}

void loop() {
  logSDCard();
  delay(1); // Delay ADC Reading for 1 msec [1000 SPS]
}
```



ประวัติย่อผู้ทำโครงการ

ประวัติย่อผู้ทำโครงการ

ชื่อ ชื่อสกุล นางสาว วริศรา วรสาร
วันเดือนปีเกิด 4 กรกฎาคม 2541
สถานที่เกิด อำเภออุ้มทอง จังหวัดสุพรรณบุรี
สถานที่อยู่ปัจจุบัน 123/1 หมู่ 15 ตำบลจรเข้สามพัน
อำเภออุ้มทอง จังหวัดสุพรรณบุรี
72160

หมายเลขโทรศัพท์ติดต่อ 098-934-2987



ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2560

มัธยมศึกษาปีที่ 6

จากโรงเรียนจุฬาภรณราชวิทยาลัย เพชรบุรี

พ.ศ. 2563

กำลังศึกษาระดับปริญญาตรีภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ



ประวัติย่อผู้ทำโครงการ

ชื่อ ชื่อสกุล นางสาวสรินญา ชุกสิทธิ์
 วันเดือนปีเกิด 26 มิถุนายน 2542
 สถานที่เกิด อำเภอเมือง จังหวัดชลบุรี
 สถานที่อยู่ปัจจุบัน 106/100 บุรพาภิรมย์ เฟส 2
 ถ.มาบมะยม ต.แสนสุข
 อ.เมือง ชลบุรี 20130

หมายเลขโทรศัพท์ติดต่อ 064-951-6945



ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2560

มัธยมศึกษาปีที่ 6

จากโรงเรียนสาธิต “พิบูลบำเพ็ญ” มหาวิทยาลัยบูรพา

พ.ศ. 2563

กำลังศึกษาระดับปริญญาตรีภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

