



การพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประเภท NMES ชนิดควบคุมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์

A DEVELOPMENT OF A PROTOTYPE COMPUTER-CONTROLLED NEUROMUSCULAR
ELECTRICAL STIMULATOR

นางสาวฐิติวรดา

ข้าเพ็ง

นางสาวศิริประภา

ศรีประเสริฐ

โครงการวิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาการพยาบาล

คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ปีการศึกษา 2563

การพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประเภท NMES ชนิดควบคุมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์

A DEVELOPMENT OF A PROTOTYPE COMPUTER-CONTROLLED NEUROMUSCULAR
ELECTRICAL STIMULATOR



นางสาวฐิติวรดา

ข้าเฟิ่ง

นางสาวศิริประภา

ศรีประเสริฐ

โครงการวิศวกรรมนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ปีการศึกษา 2563

ลิขสิทธิ์เป็นของคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

โครงการวิศวกรรม

เรื่อง

การพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประเภท NMES ชนิดควบคุมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์

ของ

นางสาวฐิติวรดา ข้าเพ็ง

นางสาวศิริประภา ศรีประเสริฐ

ได้รับอนุมัติจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมภพ รอดอัมพร)

คณะกรรมการสอบโครงการวิศวกรรม

.....ประธาน

(อาจารย์ ดร.วีรยศ อร่ามเพียรเลิศ)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุชาดา ตันติสถิระพงษ์)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดิเรก เสือสีนาค)

การพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประเภท NMES ชนิดควบคุมด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์

ปีการศึกษา 2563

โดย	อาจารย์ที่ปรึกษา	
นางสาวฐิติวรดา	ข้าเพ็ง	อาจารย์ ดร.วีรยส อร่ามเพียรเลิศ
นางสาวศิริประภา	ศรีประเสริฐ	

บทคัดย่อ

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าประเภท Neuromuscular electrical stimulator (NMES) เป็นเครื่องกระตุ้นไฟฟ้ารูปแบบหนึ่งที่มีการใช้งานอย่างแพร่หลายในงานด้านกายภาพบำบัดและเวชศาสตร์ฟื้นฟูทั้งในทางคลินิกและงานวิจัย เป็นการสร้างกระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ยังมีเส้นประสาทเลี้ยง (Innervated muscle) เพื่อกระตุ้นการทำงานให้เกิดการคงสภาพของกล้ามเนื้อ (restore muscle function), เพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (muscle strengthening), ลดอาการหดเกร็ง (spasm reduction), เพิ่มการไหลเวียนโลหิต (Muscle pumping and increase circulation) และป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้อ (Muscle Atrophy) อย่างไรก็ตามเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่มีขายตามท้องตลาดมักมีการตั้งค่าพารามิเตอร์ไว้เพื่อสร้างสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นที่เหมาะสมกับโปรแกรมการรักษาทั่วไป และเป็นการป้องกันอันตรายที่อาจเกิดจากการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าอย่างผิดวิธี อีกทั้งเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าสำหรับงานวิจัยที่อนุญาตให้ผู้ใช้สามารถตั้งค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ ก็มักจะมีราคาที่สูงมาก ด้วยเหตุนี้ โครงการวิศวกรรมชั้นนี้จึงมุ่งเน้นไปที่การศึกษาและพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าชนิด NMES ที่สามารถสั่งงานและกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นผ่านการตั้งค่าด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมุ่งเน้นไปที่การใช้งานอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขายทั่วไปในท้องตลาดมาประกอบเข้าด้วยกัน เพื่อศึกษาถึงองค์ประกอบและการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าชนิด NMES โดยเครื่องต้นแบบที่พัฒนาขึ้นสามารถสร้างสัญญาณรูปแบบคลื่นสี่เหลี่ยม (Square Wave) ได้ทั้งแบบโมนอเฟส (Monophasic) และไบเฟส (Biphasic) สามารถกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ เช่น ความถี่ (Frequency), ความกว้างของพัลส์ (Pulse width), ระยะเวลาพักระหว่างพัลส์ (inter-pulse Interval) และช่วงเวลาในการกระตุ้น (Burst duration) เป็นต้น ผลที่ได้จากการทดสอบประสิทธิภาพเครื่องต้นแบบพบว่า เครื่องสามารถใช้งานได้ยาวนานถึง 5 ชั่วโมง 30 นาที เมื่อให้พลังงานด้วยแบตเตอรี่ สามารถปรับค่าแรงดันไฟฟ้าสูงสุดได้ที่ 35 โวลต์ และเมื่อทำการทดสอบโดยการปล่อยสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นไปยังตัววงจรเสมือน (Equivalent Circuit) ที่จำลองค่าความต้านทาน (Impedance) ของอิเล็กทรอนิกส์และผิวหนังมนุษย์ พบว่ามีค่ากระแสไฟฟ้าสูงสุดไหลผ่านวงจรเสมือนที่ 3.54 มิลลิแอมแปร์ และจากการเปรียบเทียบรูปร่าง (Waveform) ของสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นก่อนและหลังเข้าสู่วงจรเสมือน พบว่าได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นที่ใกล้เคียงกัน โดยมีเพียงค่าแรงดันยอดถึงยอด (Peak-to-peak Voltage) ของสัญญาณไฟฟ้ากระตุ้นแบบโมนอเฟสและไบเฟสที่มีค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยประมาณ 3.41% และ 3.76% ตามลำดับ

คำสำคัญ: เครื่องกระตุ้นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ, วงจรจำลองความต้านทานกล้ามเนื้อ, ไมโครคอนโทรลเลอร์

A DEVELOPMENT OF A PROTOTYPE COMPUTER-CONTROLLED NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATOR

Academic Year 2020

By

Advisor

Miss Thitiworada Khumpeng

Dr.scient.med Weerayot Aramphianlert

Miss Siriprapa Sriprasert

Abstract

Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a form of therapeutic electrical stimulation. It is used widely in physiotherapy and rehabilitation medicine for clinical treatments and research purposes. An NMES device generates electrical current to stimulate innervated muscles to restore muscle functions, increase muscle strength, reduce spasms, improve blood circulation, and prevent muscle atrophy. In general, commercially available NMES stimulators are often designed with constant parameters to create the stimulation signal, which is suitable for ordinary treatment programs to prevent the hazards from the misuse of the stimulator. Besides, the electrical stimulators designed for research that allow the parameters adjustment are costly. Therefore, this engineering project aims to study and develop a prototype of an NMES device. The prototype is assembled from commercially available electronic components and modules. It can be programmed and adjust the stimulation parameters via a personal computer. In addition, the device can generate the stimulation signals of mono-phasic and biphasic square waveforms. Stimulation parameters, for instance, frequency, pulse width, inter-pulse interval, and burst duration, are adjustable. The performance testing showed that the device lasts up to 5 hours and 30 minutes when powered by a battery with a maximum adjustable voltage of up to 35 volts and a maximum current of 3.54 mA across a skin-electrode impedance equivalent circuit. In the comparative experiment, the stimulation signal between pre and post passing through the impedance circuit showed similarity in frequency and phase. On the other hand, the peak-to-peak voltage of the mono-phasic and biphasic signals were different by averaging errors of 3.41% and 3.76%, respectively.

Keywords: Neuromuscular Electrical stimulator, Equivalent circuit, Microcontroller

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิศวกรรมนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความช่วยเหลือจากผู้มีพระคุณหลายท่าน คณะผู้จัดทำโครงการขอขอบพระคุณ อาจารย์ ดร.วีรยส อร่ามเพียรเลิศ อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการที่ได้กรุณาเสียสละเวลาอันมีค่าเพื่อให้คำปรึกษา คำแนะนำ จัดหาอุปกรณ์ที่จำเป็นต่อการทำโครงการ ตรวจสอบแก้ไขความเรียบร้อย ตลอดจนการชี้แนะในการหาคำตอบในปัญหาต่าง ๆ ระหว่างจัดทำโครงการนี้ ด้วยความเอาใจใส่อย่างยิ่ง

ขอขอบคุณคณาจารย์และเจ้าหน้าที่ประจำภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกท่านที่ให้คำปรึกษาและอำนวยความสะดวกตลอดระยะเวลาการทำโครงการจนลุล่วง ถึงแม้จะอยู่ในช่วงวิกฤติโรคระบาดเช่นนี้

ขอขอบคุณเพื่อน ๆ ร่วมภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกคนที่คอยช่วยเหลือและให้คำปรึกษาใน ตลอดระยะเวลาการเรียนและจัดทำโครงการวิศวกรรม

ท้ายที่สุดนี้ ทางคณะผู้จัดทำโครงการขอขอบพระคุณครอบครัวที่ให้การสนับสนุน ให้คำปรึกษา และเป็นกำลังใจตลอดระยะเวลาการศึกษา คณะผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่าโครงการวิศวกรรมนี้ จะเป็นประโยชน์ต่อผู้ที่สนใจนำไปศึกษาต่อไปไม่มากก็น้อย ความดีและประโยชน์ใด ๆ จากโครงการวิศวกรรมนี้ ขอมอบให้กับผู้มีพระคุณทุกท่านที่ได้กล่าวมาทั้งหมด

คณะผู้จัดทำโครงการ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูปภาพ	ซ
ประมวลคำย่อ	ฅ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์	2
1.3 ขอบเขต	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	3
2.1.1 Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES)	3
2.1.2 การทำงานของกล้ามเนื้อลาย	3
2.1.3 กระแสประสาท (Nerve Impulse)	5
2.1.4 กฎของโอห์ม (Ohm's law)	9
2.1.5 ลักษณะรูปคลื่นหรือสัญญาณ	9
2.1.6 แอมพลิจูดของสัญญาณ	11
2.1.7 เส้นโค้งเอสดี (strength duration curve: SD curve)	12
2.1.8 ความถี่สำหรับการกระตุ้น	14

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.1.9 อันตรายของกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าต่อร่างกายมนุษย์	16
2.1.10 การจำลองความต้านทานผิวหนังของมนุษย์	19
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	20
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน	24
3.1 สมมติฐานการทำงานเบื้องต้นของงานวิจัย	24
3.2 โปรแกรมที่ใช้ในการพัฒนา	24
3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนา	24
3.3.1 NodeMCU ESP-WROOM-32	24
3.3.2 XL6009E1 DC-DC Step Up Boost Converter	25
3.3.3 H-Bridge L298N	26
3.3.4 INA 226	27
3.3.5 OLED 128x64	28
3.3.6 Electrode	29
3.3.7 18650 Battery	29
3.3.8 TP4056 Lithium Battery Charger Module Charging Board	30
3.3.9 USB To USB Isolator Industrial Grade 12Mbps Speed ADUM4160/ADUM3160	30
3.4 การดำเนินงาน	31
3.4.1 การออกแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES	31
3.4.2 การออกแบบระบบซอฟต์แวร์	32
บทที่ 4 ผลการทดลอง	35
4.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า	35

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.1.1 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของแบตเตอรี่	35
4.1.2 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าต้นแบบ	36
4.1.2.1 กราฟแสดงความคลาดเคลื่อนจากเครื่องกระตุ้นเทียบกับวงจร Equivalent	37
4.1.2.2 ผลการทดสอบเทียบค่าคลาดเคลื่อนจากการทดลอง	39
4.1.3 การวัดผลประสิทธิภาพจากการเปรียบเทียบจากรูปแบบของคลื่น	42
4.1.3.1 เทียบรูปแบบสัญญาณของสัญญาณแบบโมโนฟาสิก	42
4.1.3.2 เทียบรูปแบบสัญญาณของสัญญาณแบบไบฟาสิก	42
4.1.4 การวัดผลประสิทธิภาพความปลอดภัยของเครื่อง	44
4.2 อุปกรณ์และตำแหน่งการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการกระตุ้นไฟฟ้า	45
4.3 การทดสอบประสิทธิภาพการทำงานและการทดลองใช้งานจริง	46
บทที่ 5 สรุปและอภิปรายผลการทดลอง	47
5.1 สรุปผล	47
5.2 อภิปราย	47
5.3 ปัญหาที่พบ	48
5.4 ข้อเสนอแนะ	48
บรรณานุกรม	49
ภาคผนวก ก	50
ภาคผนวก ข	56
ประวัติย่อผู้ทำโครงการ	62

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างวัดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าและวัดจาก Equivalent circuit ของสัญญาณแบบโมนอฟาสิก	40
4.2 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างวัดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าและวัดจาก Equivalent circuit ของสัญญาณแบบไบฟาสิก	41



สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงส่วนประกอบย่อยภายในกล้ามเนื้อลาย	4
2. แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย	4
2.3 การกระจายของประจุไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกเยื่อหุ้มเซลล์	5
2.4 แสดงการเกิดภาวะ Action Potential	6
2.5 แสดงหลักการของการกระตุ้นด้วยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า	7
2.6 แสดงตำแหน่งการเกิดระยะดีแต่ละประเภท	7
2.7 แสดงการเคลื่อนที่ของกระแสประสาท	8
2.8 แสดงการเคลื่อนที่ของกระแสประสาทใน axon ที่มีและไม่มี myelin sheath	8
2.9 แสดงลักษณะรูปคลื่นแต่ละชนิด	10
2.10 แสดงชนิดของ Biphasic pulse	10
2.11 แสดงแอมพลิจูดของสัญญาณ	11
2.12 แสดงแรงดันพีกและแรงดันพีคทูพีคของสัญญาณ	11
2.13 แสดงความสัมพันธ์ของแรงและช่วงกระตุ้นต่อการตอบสนองของเนื้อเยื่อ (SD Curve)	12
2.14 แสดงค่า Rheobase, Chronaxie ของเส้นประสาท	13
2.15 แสดงเส้นโค้งเอสดีและช่วงเวลาที่กระตุ้นให้เกิดการตอบสนอง	14
2.16 แสดงแรงหดตัวของกล้ามเนื้อจากความถี่ที่เปลี่ยนไป	14
2.17 แสดงลักษณะการหดตัวแบบเกร็งค้าง หากเพิ่มความถี่ของการกระตุ้น	15
2.18 ค่าความต้านทานในร่างกายตอนที่เปียกและแห้ง	16
2.19 ค่าของกระแสไฟฟ้าที่มีผลต่อมนุษย์	17
2.20 ค่าของกระแสไฟฟ้าที่มีผลต่อร่างกายมนุษย์ชายและหญิง	17
2.21 แสดงค่าความต้านทานของร่างกายมนุษย์ในแต่ละส่วน	18
2.22 แสดงโครงสร้างของผิวหนังมนุษย์ในชั้นต่าง ๆ	19
2.23 รูปภาพอธิบาย Equivalent circuits	22
2.24 Equivalent circuit model for electrode-skin interface.	23
3.1 NodeMCU Esp-wroom-32	24
3.2 XL6009E1 DC-DC Step Up Boost Converter	25

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.3 แสดง Boost convertor ขณะสวิตช์เปิด-ปิด	25
3.4 H-Bridge L298N	26
3.5 (ก.) แสดงวงจร H-Bridge (ข.) แสดงวงจร H-Bridge ขณะสวิตช์ที่ 1 และ 4 ปิด	26
3.6 แสดงวงจร H-Bridge ขณะสวิตช์ที่ 2 และ 3 ปิด	27
3.7 INA226	27
3.8 เซนเซอร์แบบ High Side และ Low Side	28
3.9 จอแสดงผล OLED	28
3.10 แผ่น Electrode สำหรับส่งสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าผ่านผิวหนัง	29
3.11 แบตเตอรี่ 18650 แรงดันไฟฟ้า 3.7 โวลต์	29
3.12 TP4056 Lithium Battery Charger	30
3.13 USB Isolator	30
3.14 แผนผังการเชื่อมต่อทำงานของอุปกรณ์ภายในเครื่องกระตุ้น NMES ต้นแบบ	31
3.15 แสดงรูปแบบและพารามิเตอร์ที่สามารถปรับค่าได้ในของสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า	33
3.16 รูปภาพแสดงการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่าง ๆ	33
3.17 ตัวเครื่องที่พัฒนาขึ้นมา	34
3.18 แสดงตำแหน่งที่ติดอิเล็กทรอนิกส์	34
4.1 แสดงค่าความเปลี่ยนแปลงของระดับแรงดันไฟฟ้าภายในแบตเตอรี่ (V) เทียบกับระยะเวลาที่ทำการทดสอบในหน่วยชั่วโมง (Hr)	36
4.2 แสดง resistive-capacitive ในขนาดอิเล็กทรอนิกส์ที่ต่างกัน	37
4.3 รูปภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้าและจำนวนครั้งที่วัด (เมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าทีละ 1 โวลต์) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (สีฟ้า) และผ่าน Equivalent circuits (สีส้ม)	37
4.4 ภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้าและจำนวนครั้งที่วัด (เมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าทีละ 1 โวลต์) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าทั้งแบบ Positive phase และ Negative phase (สีฟ้าและสีเขียวตามลำดับ) และผ่าน Equivalent circuits ทั้งแบบ Positive phase และ Negative phase	38
4.5 รูปภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้ายอดถึงยอด (Vpp) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (สีฟ้า) และผ่าน Equivalent circuits (สีส้ม)	39

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.6 แสดงคลื่นแบบ Monophasic (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope	42
4.7 แสดงสัญญาณ Biphasic แบบไม่มี Inter-phase interval (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope	43
4.8 แสดงสัญญาณ Biphasic แบบมี Inter-phase interval (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope	43
4.9 ประกอบการใช้ในการคำนวณ	44



ประมวลคำย่อ

คำย่อ	คำอธิบาย
I	กระแสไฟฟ้า
V_{pp}	แรงดันจุดยอดถึงจุดยอดของสัญญาณ
V_{max}	แรงดันสูงสุดของสัญญาณ
V_{min}	แรงดันต่ำสุดของสัญญาณ



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเป็นเทคนิคหนึ่งในการรักษาด้านกายภาพบำบัดและเวชศาสตร์ฟื้นฟู ในปัจจุบัน เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าถูกนำมาใช้ทางคลินิกอย่างแพร่หลาย เครื่องกระตุ้นไฟฟ้านั้นมีสมบัติในการช่วยฟื้นฟูการเคลื่อนไหว การรักษาบาดแผลหรือกระตุ้นให้เซลล์บางชนิดฟื้นฟูได้รวดเร็วขึ้น รวมถึงบรรเทาอาการปวดหรือเมื่อยล้า เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบ่งออกเป็นหลายชนิด แต่ละชนิดนั้นขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ในการนำไปใช้ เนื่องจากมีรูปแบบคลื่นและความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นที่แตกต่างกัน เครื่อง Neuromuscular electrical stimulator (NMES) ถือเป็นประเภทหนึ่งในเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า ที่ใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ยังมีเส้นประสาทมาเกาะ (Innervated muscle) เพื่อคงไว้ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อ (restore muscle function) ได้แก่ เพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (muscle strengthening) , ลดการหดเกร็งของกล้ามเนื้อ (spasm reduction) , เพิ่มการไหลเวียนของเลือด (Muscle pumping and increase circulation) และ ป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้ออันเนื่องมาจากการไม่ได้ใช้งาน (disuse atrophy prevention) [4] เหมาะสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง ผู้ป่วยที่มีภาวะปลายเท้าตก นักกีฬาที่ต้องการเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และผู้ป่วยที่มีอาการกลืนลำบากที่ปากและคอหอย

ในปัจจุบันราคาของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES มีหลากหลายช่วงราคา โดยขึ้นอยู่กับความสามารถในการสร้างสัญญาณกระตุ้นที่ออกมา จำนวนช่องสำหรับการกระตุ้น และรูปแบบการทำงานของแต่ละตัวเครื่อง ดังนั้น คณะผู้จัดทำจึงมีความประสงค์ที่จะสร้างต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่มีราคาถูก จากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีขายในท้องตลาด และสามารถควบคุมการทำงานกำหนดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสัญญาณได้ผ่านเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยมุ่งเน้นไปที่การศึกษาองค์ประกอบที่จำเป็นและหลักการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES โดยคำนึงถึงความปลอดภัยควบคู่กันไปด้วย

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์ เพื่อศึกษาองค์ประกอบที่สำคัญ หลักการทำงานของตัวเครื่อง รวมทั้งความปลอดภัยสำหรับผู้ใช้งานที่คำนึงถึงระหว่างการออกแบบเครื่อง

1.3 ขอบเขต

1.3.1 สร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES แบบควบคุมแรงดัน (Voltage Control) ที่สามารถปรับค่าตัวแปรต่างๆของสัญญาณได้ ได้แก่ ความถี่ (Frequency) แอมพลิจูด (Amplitude) และ ช่วงเวลาที่ปล่อยสัญญาณ (Burst Duration)

1.3.2 อุปกรณ์สามารถสร้างสัญญาณได้ 2 รูปแบบ ประกอบด้วย กระแสที่มีช่วงการกระตุ้นเฟสเดียว หรือ สัญญาณแบบโมนอเฟสสิค (Monophasic pulse) และ กระแสที่มีช่วงกระตุ้นเฟสคู่หรือแบบไบเฟสสิค (Biphasic pulse)

1.3.3 ตรวจสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ด้วยวงจร Equivalent circuit และตรวจสอบความถูกต้องของสัญญาณขาออกในรูปแบบอนาล็อก ด้วยเครื่อง Oscilloscope

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถนำชิ้นส่วนอุปกรณ์ราคาถูกที่มีขายตามท้องตลาดมาสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ได้ และตัวเครื่องมีความปลอดภัย

1.4.2 ได้รับความรู้จากการศึกษาชิ้นส่วนอุปกรณ์และหลักการทำงานของตัวเครื่อง

1.4.3 เป็นแนวทางในการวิจัยของผู้ที่สนใจศึกษาชิ้นส่วนอุปกรณ์และหลักการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

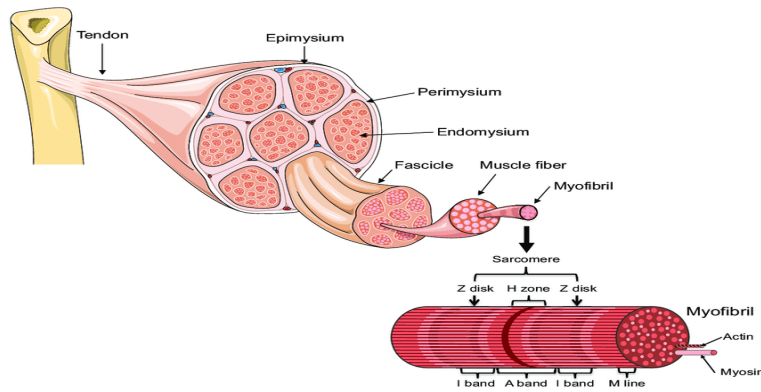
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES)

ถือเป็นส่วนหนึ่งของการรักษาด้วยไฟฟ้าบำบัด (Electrotherapy) ใช้กระแสไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติ (Innervated muscle) เพื่อคงไว้ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อ (restore muscle function) ได้แก่ การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (muscle strengthening), การลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ (spasm reduction), การชะลอหรือป้องกันการฝ่อลีของกล้ามเนื้ออันเนื่องมาจากการไม่ได้ใช้งาน (disuse atrophy prevention) และการเรียนรู้การทำงานของกล้ามเนื้อ (muscle re-education) [4] นิยมใช้รูปคลื่นทั้งแบบสมมาตรและไม่สมมาตร ที่เป็น Rectangular wave หรือ Square wave ที่ความถี่ 10-100 เฮิร์ตซ์

2.1.2 การทำงานของกล้ามเนื้อลาย

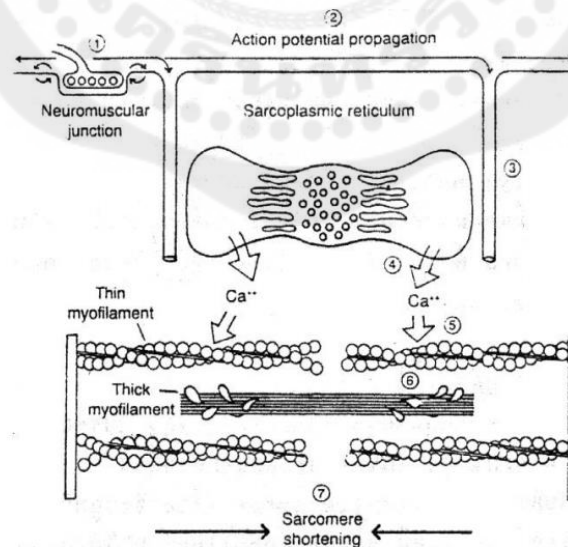
กล้ามเนื้อลายแต่ละมัดประกอบด้วย โยกล้ามเนื้อ (muscle fiber) ภายในเส้นใยกล้ามเนื้อประกอบด้วย ไมโอไฟบริล (myofibril) ลักษณะเป็นท่อนยาวเรียงซ้อนกัน เส้นใยกล้ามเนื้อเล็กเหล่านี้จะอยู่รวมกันเป็นมัดในแต่ละมัดไมโอไฟบริล ประกอบด้วยเส้นใยเล็ก ๆ เรียกว่า ไมโอฟิลาเมนต์ (myofilament) เมื่อดูด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนจะเห็นลักษณะเป็นลายอย่างชัดเจน และไมโอฟิลาเมนต์ประกอบด้วยโยกล้ามเนื้อขนาดเล็กมาก เรียกว่า ไมโครฟิลาเมนต์ (microfilament) เส้นใยไมโครฟิลาเมนต์แบ่งออกเป็นโปรตีน 2 ชนิด คือ แอกทิน (actin) และไมโอซิน (myosin) เมื่อย้อมสีจะเห็นลักษณะเป็นแถบลาย ส่วนที่ติดสีจาง (I-band) จะเป็นแอกทิน ส่วนที่ติดสีเข้มจะเป็นไมโอซิน (A-band) ตรงกลางมีแถบสีจางเป็นแนวเล็ก ๆ และเห็นรอยต่อของแอกทิน 2 โมเลกุล มาจรดกันเรียกว่า แถบแซด (Z-band) ช่องระหว่างแถบแซด 2 แถบ เรียกว่า 1 หน่วยกล้ามเนื้อหรือซาร์โคเมียร์ (sarcomere) [10] ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงส่วนประกอบย่อยภายในกล้ามเนื้อลาย

ที่มา: <https://search.zonealarm.com/Search/?q>

กล้ามเนื้อจะหดตัวได้ต้องมีคำสั่งจากระบบประสาท เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อถูกกระตุ้น กระแสประสาทจะไปกระตุ้นให้ซาโครพลาสมิกรีทิคูลัม (Sarcoplasmic Reticulum) หลั่ง Ca^{2+} ออกมา เมื่อ Ca^{2+} ไปจับกับโทรโปนิน (Troponin) ทำให้โทรโปไมโอซิน (Tropomyosin) เลื่อนและเปิดตำแหน่งจุดเชื่อมต่อ พร้อมกับการได้พลังงานจากการสลาย ATP ทำให้หัวของเส้นใยไมโอซินสามารถเชื่อมต่อกับเส้นใยแอกทินได้ และดึงเส้นใยแอกทินเข้าสู่ศูนย์กลางของซาโคเมียร์ ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ จากนั้น Ca^{2+} จะถูกปั๊มกลับเข้าสู่ซาโครพลาสมิกรีทิคูลัม และโทรโปไมโอซินเลื่อนกลับไปปิดจุดเชื่อมต่อไว้ ทำให้กล้ามเนื้อกลับสู่สภาพคลายตัวเช่นเดิม ดังรูปที่ 2.2



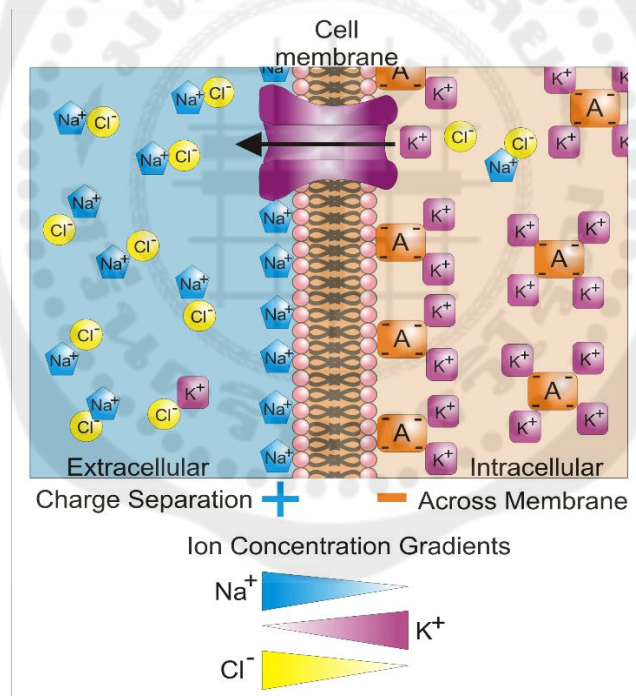
รูปที่ 2.2 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

ที่มา: https://ams.kku.ac.th/aalearn/resource/edoc/sheet_es/es_59.pdf

2.1.3 กระแสประสาท (Nerve Impulse)

1. Resting Membrane Potential

ในภาวะปกติที่ไม่ถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้า ภายในเซลล์ประสาทจะมีปริมาณของโพแทสเซียมไอออนมากกว่าภายนอกเซลล์ และมีโซเดียมไอออนที่ภายนอกเซลล์มากกว่าภายในเซลล์ ดังนั้นที่ผิวเซลล์ โพแทสเซียมไอออนมักจะเคลื่อนจากภายในเซลล์ออกนอกเซลล์ และโซเดียมไอออนจะเคลื่อนจากภายนอกเซลล์เข้าสู่ภายในเซลล์ [8] การที่เซลล์สามารถรักษาความเข้มข้นของไอออนที่แตกต่างกันนี้ได้ต้องอาศัยพลังงานจาก ATP ไปดันโซเดียมออกไปนอกเซลล์ทางช่องโซเดียม (Na^+) พร้อมกับดึงโพแทสเซียมเข้าไปในเซลล์ทางช่องโพแทสเซียม (K^+) ในอัตราส่วน $3\text{Na}^+ : 2\text{K}^+$ เรียกกระบวนการนี้ว่า โซเดียมโพแทสเซียมปั๊ม (sodium potassium pump) [8] ถ้าวัดความต่างศักย์ระหว่างภายนอกเซลล์และภายในเซลล์จะมีค่าเฉลี่ยประมาณ -70 มิลลิโวลต์ (mV) โดยภายในเซลล์จะเป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์เนื่องจากภายในเซลล์มีทั้งโปรตีนและกรดนิวคลีอิกซึ่งเป็นประจุลบจำนวนมากดังรูปที่ 2.3

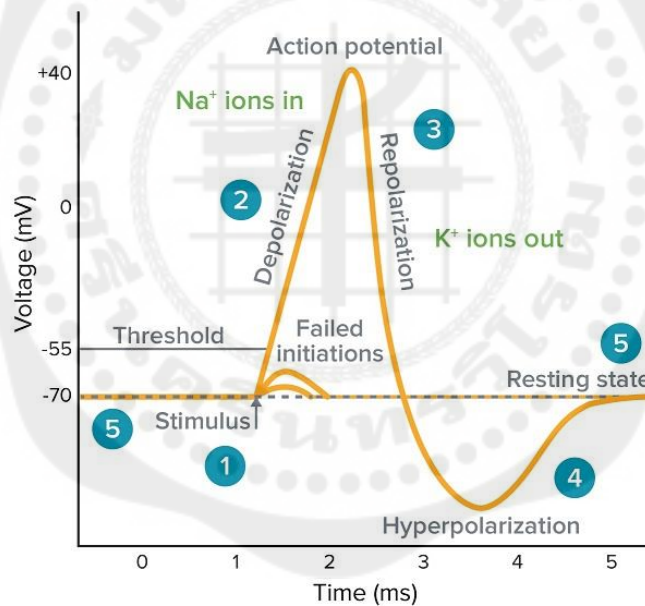


รูปที่ 2.3 การกระจายของประจุไฟฟ้าระหว่างภายในและภายนอกเยื่อหุ้มเซลล์

ที่มา : <http://www.satriwit3.ac.th/files/>

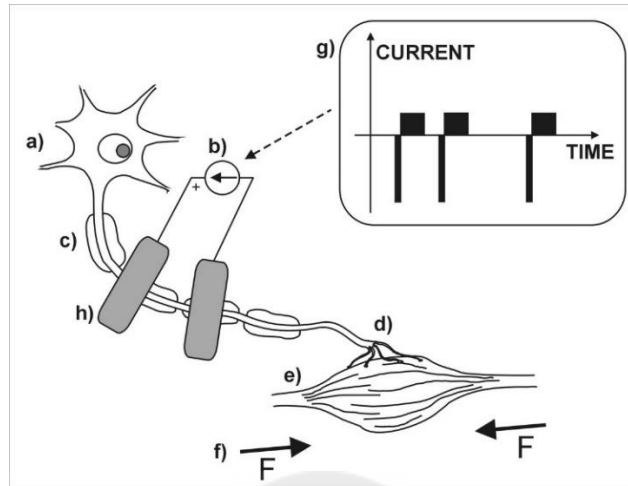
2. Action Potential

ภาวะที่เซลล์ถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าจนถึงจุด Threshold (-55 มิลลิโวลต์) มีผลทำให้ประตู่ Voltage-gated Na^+ เปิด และ Na^+ แพร่เข้ามาภายในเซลล์เป็นจำนวนมาก ทำให้ศักย์ภายในเซลล์เป็นลบน้อยลง เรียกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าแบบนี้ว่า depolarization จนถึงจุดหนึ่งที่ภายในเซลล์มีความต่างศักย์ประมาณ +30 มิลลิโวลต์ ประตู่ Voltage-gated Na^+ จะปิดลงอย่างช้าๆ และประตู่ Voltage-gated K^+ เปิดขึ้น ทำให้ K^+ ภายในเซลล์แพร่จากในเซลล์ไปยังนอกเซลล์จำนวนมาก ทำให้ศักย์ภายในเซลล์กลับมาเป็นลบมากขึ้น เรียกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าแบบนี้ว่า repolarization เมื่อถึงจุดหนึ่งประตู่ Voltage-gated K^+ จะปิดลงอย่างช้าๆและ K^+ ยังคงไหลออกอยู่ ทำให้ภายในเซลล์มีประจุสุทธิเป็นลบมากขึ้นเมื่อเทียบกับเซลล์ประสาทในระยะพัก เรียกระยะนี้ว่า hyperpolarization จากนั้นภายในเซลล์จะใช้กระบวนการโซเดียมโพแทสเซียมปั๊มเพื่อกลับสู่ระยะพัก ดังรูปที่ 4 ในการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าจะใช้ไฟฟ้ากระตุ้นไปที่ axon ของเซลล์ประสาทให้เกิดภาวะ Action Potential เพื่อจะส่งสัญญาณไปให้กล้ามเนื้อหดตัวดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 แสดงการเกิดภาวะ Action Potential

ที่มา: <https://www.quora.com/Why-is-the-neuron>



รูปที่ 2.5 แสดงหลักการของการกระตุ้นด้วยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

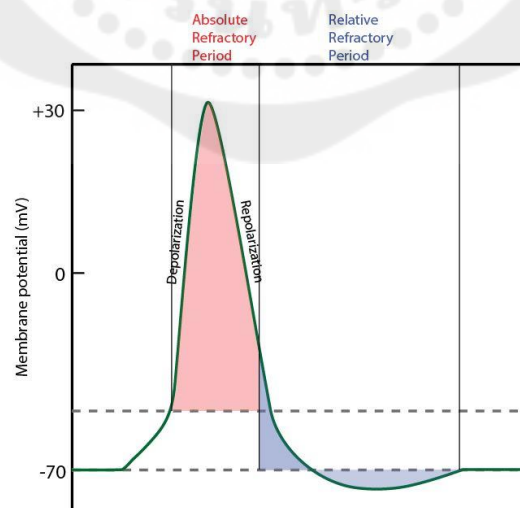
ที่มา: https://en.wikipedia.org/wiki/Functional_electrical_stimulation

3. ระยะดื้อ (Refractory Period)

คือช่วงเวลาที่เซลล์ประสาทไม่ตอบสนองต่อการกระตุ้น แม้ว่าจะมีแรงกระตุ้นมากกว่าค่า Threshold เกิดขึ้นเมื่อ เซลล์ประสาทถูกกระตุ้นที่บริเวณเดิมติด ๆ กัน โดยการกระตุ้นครั้งที่ 2 จะไม่มีการตอบสนอง เพราะว่าการกระตุ้นครั้งแรกทำให้เซลล์ประสาทยังอยู่ในสภาพที่ไม่พร้อมจะมีการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้า แบ่งออกเป็น 2 ประเภท

3.1 ระยะดื้อสมบูรณ์ (Absolute refractory period) – กระตุ้นอย่างไรก็ไม่ตอบสนอง

3.2 ระยะดื้อสัมพัทธ์ (Relative refractory period) - กระตุ้นด้วยแรงมากกว่าค่า Threshold จึงตอบสนอง

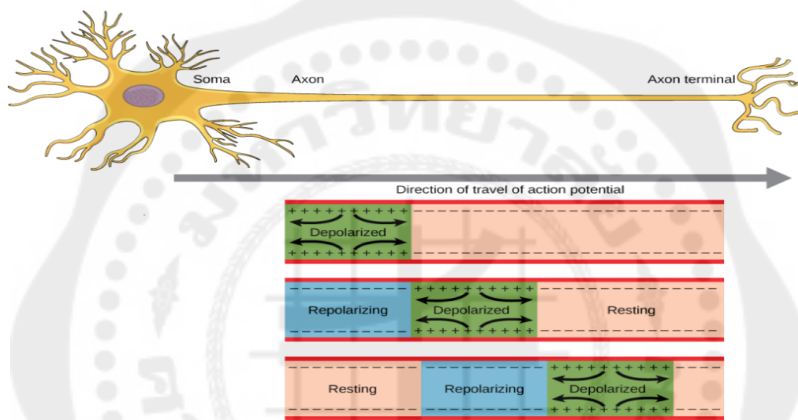


รูปที่ 2.6 แสดงตำแหน่งการเกิดระยะดื้อแต่ละประเภท

ที่มา: <https://content.byui.edu/file/>

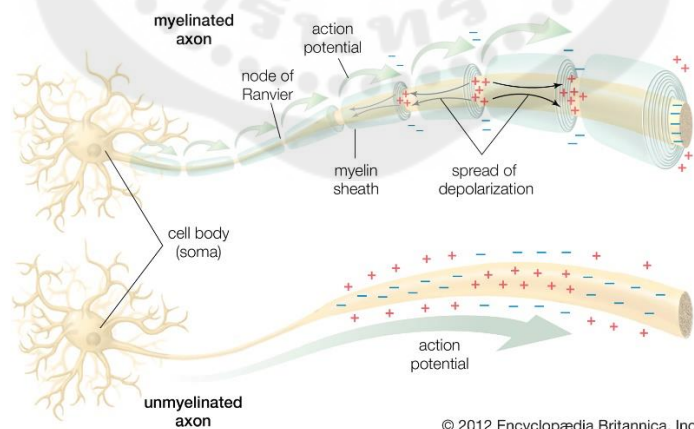
4. การเคลื่อนที่ของกระแสประสาท (Propagation of Action Potential)

Action potential ที่เกิดขึ้นบนเยื่อเซลล์ตำแหน่งหนึ่ง จะทำให้เยื่อเซลล์ตำแหน่งใกล้เคียงเกิด depolarization ได้และเมื่อ depolarization ถึง threshold ก็จะทำให้เกิดเป็น action potential ต่อเนื่องกันไปเป็นลำดับ ทำให้ดูเหมือนเป็นการเกิดเป็นกระแสประสาทส่งผ่าน axon ไปแบบต่อเนื่อง (continuous conduction) เซลล์ประสาทบางชนิดที่มี myelin sheath หุ้ม ทำให้เยื่อเซลล์มีบริเวณที่สัมผัสกับของเหลวภายนอกไม่มากนัก เซลล์ประสาทจะส่ง action potential แบบกระโดด (saltatory conduction) โดยจะเกิด depolarization ที่บริเวณรอยต่อของ myelin sheath หรือ node of Ranvier ซึ่งเป็นบริเวณที่สัมผัสกับของเหลวภายนอกเซลล์ และมี ion channels หนาแน่น ไอออนจึงสามารถผ่านเข้าออกเยื่อหุ้มเซลล์ในบริเวณนี้ได้ [7] ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.7 แสดงการเคลื่อนที่ของกระแสประสาท

ที่มา: <https://courses.lumenlearning.com/wm-biology2>



© 2012 Encyclopædia Britannica, Inc.

รูปที่ 2.8 แสดงการเคลื่อนที่ของกระแสประสาทใน axon ที่มีและไม่มี myelin sheath

ที่มา: <https://www.britannica.com/science/myelin-sheath>

2.1.4 กฎของโอห์ม (Ohm's law)

กฎของโอห์มใช้อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้ากับความต่างศักย์ไฟฟ้า และกระแสไฟฟ้ากับความต้านทาน กล่าวคือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวนำใด ๆ แปรผันโดยตรงกับความต่างศักย์ (แรงดันไฟฟ้าหรือแรงดันตกคร่อม คือกระแสมีค่ามากหรือน้อยตามความต่างศักย์นั้น) เขียนเป็นสมการที่ 2.1

$$I \propto V \quad (2.1)$$

กระแสไฟฟ้าจะแปรผกผันกับความต้านทานระหว่างสองจุด คือถ้าความต้านทานมากจะทำให้กระแสไหลผ่านน้อย ถ้าความต้านทานน้อยจะทำให้มีกระแสมาก เขียนเป็นสมการที่ 2.2

$$I \propto \frac{1}{R} \quad (2.2)$$

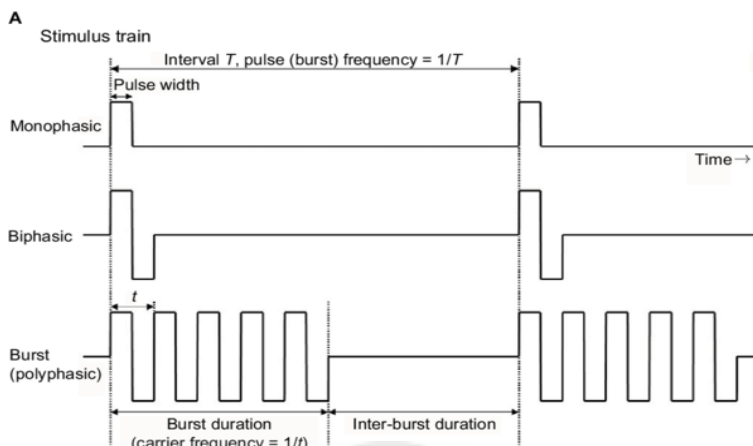
นำสูตรสมการทางคณิตศาสตร์ทั้งสองมารวมกัน เขียนได้ดังสมการที่ 2.3

$$V = IR \quad (2.3)$$

โดยที่ V คือความต่างศักย์ มีหน่วยเป็นโวลต์ คือกระแสในวงจร I หน่วยเป็นแอมแปร์ และ R คือความต้านทานในวงจร หน่วยเป็นโอห์ม [6]

2.1.5 ลักษณะรูปคลื่นหรือสัญญาณ

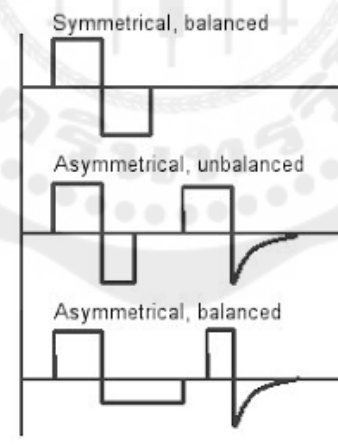
ลักษณะรูปคลื่นแต่ละชนิดสามารถตรวจสอบได้โดยเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้า (oscilloscope) โดยทั่วไปจะแบ่งออกเป็น 3 ลักษณะคือ คลื่นที่มีช่วงการกระตุ้นเฟสเดียว (monophasic pulse) คลื่นที่มีช่วงกระตุ้นเฟสคู่ (biphasic pulse) และคลื่นที่มีช่วงกระตุ้นหลายเฟส (polyphasic pulses) ดังรูปที่ 2.9 ในทางคลินิกการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าเพื่อการรักษามักใช้กระแสที่มีช่วงกระตุ้นเฟสเดียว [9] และกระแสที่มีช่วงกระตุ้นเฟสคู่



รูปที่ 2.9 แสดงลักษณะรูปคลื่นแต่ละชนิด

ที่มา: <https://www.researchgate.net/figure/Parameters-of-NMES>

กระแสที่มีช่วงกระตุ้นเฟสคู่หนึ่งมีทั้งชนิดที่มีเฟสสมมาตร (symmetrical phase) และชนิดเฟสที่ไม่สมมาตร (asymmetrical phase) ทั้ง 2 ชนิดนี้ต่างกันตรงที่ ผลรวมประจุทางไฟฟ้าของเฟสสมมาตรจะหักล้างกันหมด (zero net charge) ส่วนเฟสที่ไม่สมมาตรนั้นจะมีได้ทั้งแบบที่ยังคงเหลือประจุทางไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ (non zero net charge) และแบบที่ประจุทางไฟฟ้านั้นหักล้างกันจนหมด ดังรูปที่ 2.10

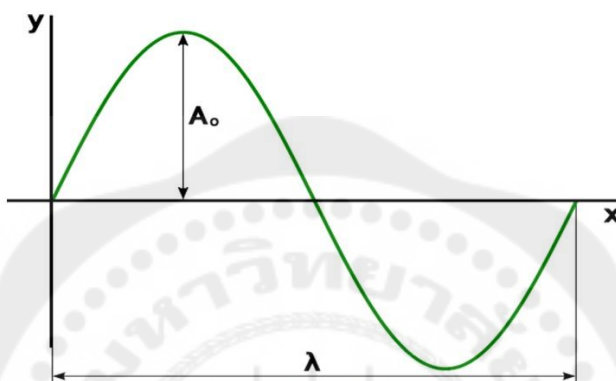


รูปที่ 2.10 แสดงชนิดของ Biphasic pulse

ที่มา: <https://endurelite.com/blogs/free-nutrition>

2.1.6 แอมพลิจูดของสัญญาณ

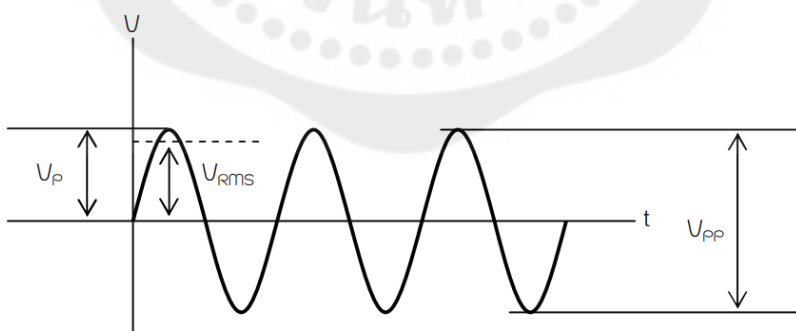
แอมพลิจูด (amplitude) คือขนาดของการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากการแกว่งตัวในระบบที่มีการแกว่งตัวอย่างเช่น คลื่นของไฟฟ้ากระแสสลับ คือการแกว่งตัวของแรงดันไฟฟ้า แอมพลิจูดของไฟฟ้ากระแสสลับคือการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าในแต่ละรอบ ถ้าการเปลี่ยนแปลงนี้อยู่ในคาบการแกว่งตัวปกติ จะสามารถวาดเส้นกราฟของระบบออกมาโดยให้ค่าการเปลี่ยนแปลงเป็นแกนตั้ง และเส้นเวลาเป็นแกนนอน ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 แสดงแอมพลิจูดของสัญญาณ

ที่มา: <https://shop.davosa.com/en/service/>

จากรูปที่ 2.12 แรงดันพีค (peak voltage : V_p) คือค่าสูงสุดของยอดคลื่น ในขณะที่แรงดันพีคทูพีค (peak to peak voltage : V_{pp}) คือค่าสูงสุดของยอดคลื่นถึงยอดคลื่น

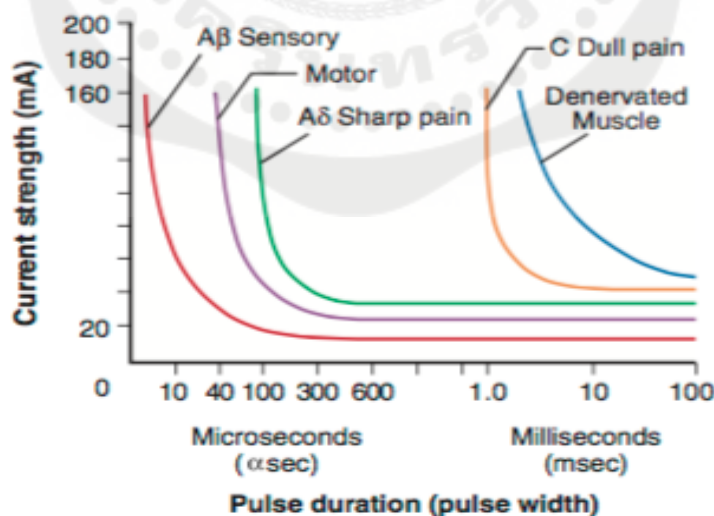


รูปที่ 2.12 แสดงแรงดันพีคและแรงดันพีคทูพีคของสัญญาณ

ที่มา: <https://www.dummies.com/programming>

2.1.7 เส้นโค้งเอสดี (strength duration curve: SD curve)

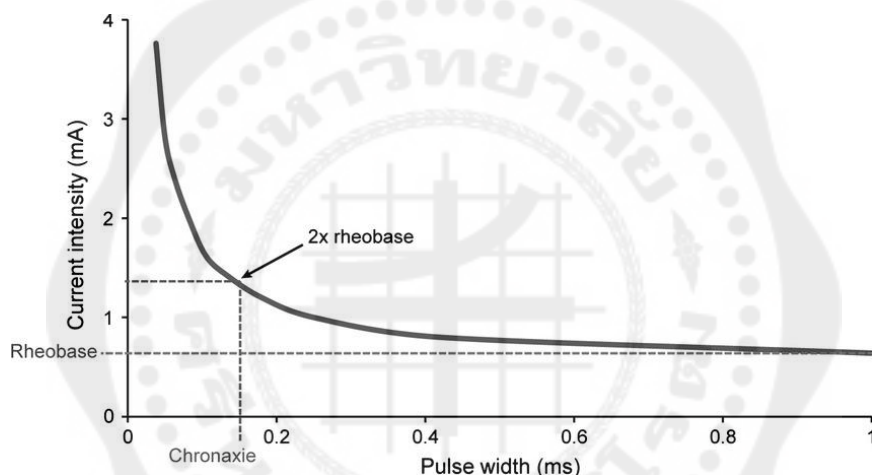
เส้นโค้งเอสดีเป็นเส้นโค้งที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความแรงหรือความเข้มของกระแสไฟฟ้า และช่วงกระตุ้นไฟฟ้าดังรูปที่ 2.13 ที่ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวในระดับ threshold ของเส้นประสาทชนิดต่างๆ เช่น เส้นประสาทรับความรู้สึก (sensory neuron) เส้นประสาทสั่งการ (motor neuron) เส้นประสาทรับรู้ความเจ็บปวด (painful response) และกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง (denervated muscle) จากกราฟรูปนี้สามารถอธิบายการตอบสนองของเซลล์ประสาทชนิดต่างๆต่อกระแสไฟฟ้า แกน y แสดง ขนาดความแรงของกระแสไฟฟ้าที่กระตุ้น มักมีหน่วยเป็นมิลลิแอมแปร์หรือมิลลิโวลต์ส่วนแกน x แสดงช่วงเวลา ของกระแสไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้น มีหน่วยเป็นมิลลิวินาที หรือไมโครวินาทีซึ่งเซลล์ประสาทแต่ละชนิดจะตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้าที่ช่วงกระตุ้นและความแรงของกระแสไฟฟ้าที่แตกต่างกัน จากซ้ายไปขวาของรูปกราฟจะเห็นว่าเส้นประสาทรับความรู้สึก เส้นประสาทสั่งการ เส้นประสาทรับรู้ความเจ็บปวดและกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยงจะตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้าที่มีช่วงกระตุ้น สั้นไปยาวตามลำดับ อย่างไรก็ตามกระแสไฟฟ้าที่มีช่วงกระตุ้นที่ยาว และมีขนาดความแรงของกระแสไฟฟ้า (ปริมาณประจุ/เวลา) ที่มากพอจนถึง threshold ก็สามารถกระตุ้นให้เกิดการตอบสนองทั้งเส้นประสาทรับความรู้สึก เส้นประสาทสั่งการ เส้นประสาทรับรู้ความเจ็บปวดและกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยงได้พร้อมๆกัน ดังนั้น หากใช้กระแสไฟฟ้าที่มีช่วงกระตุ้นที่ยาวและความแรงพอเหมาะ เมื่อกระตุ้นจะเห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อและมีความรู้สึกเจ็บปวดร่วมด้วย เป็นต้น แต่ถ้าใช้กระแสไฟฟ้าที่มีช่วงกระตุ้นที่สั้นและปรับความแรงของไฟให้มากพอจะสามารถกระตุ้นให้เกิดความรู้สึกรับรู้ว่ามึไฟโดยไม่มีการหดตัว หรือกระตุ้นกล้ามเนื้อให้หดตัวโดยไม่รู้สึกเจ็บ เนื่องจากกระแสไฟฟ้าจะกระตุ้นเส้นประสาทรับความรู้สึก และเส้นประสาทสั่งการ แต่ไม่ไปกระตุ้นเซลล์ประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวด



รูปที่ 2.13 แสดงความสัมพันธ์ของความแรงและช่วงกระตุ้นต่อการตอบสนองของเนื้อเยื่อ (SD Curve)

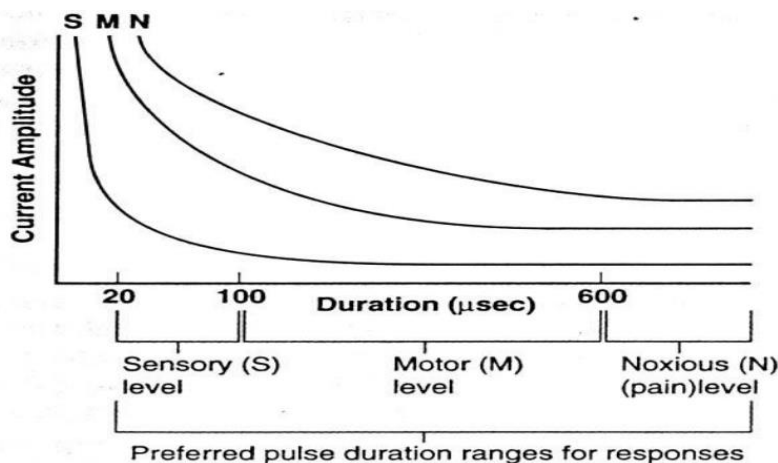
ที่มา: <https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2>

ทุกๆจุดบนเส้นกราฟเส้นโค้งแสดงถึงแรงของไฟที่น้อยที่สุดที่สามารถกระตุ้นให้ถึง threshold ของเส้นประสาทแต่ละชนิด (เห็นหรือรู้สึกถึงการตอบสนอง) โดยระยะเวลาหรือช่วงกระตุ้นไม่จำกัด เรียกปริมาณกระแสชนิดนั้นว่า rheobase และช่วงเวลาที่สั้นที่สุดที่สามารถกระตุ้นให้เนื้อเยื่อเกิดการตอบสนอง โดยใช้กระแสไฟหรือความแรงเป็นสองเท่าของ rheobase เรียกช่วงเวลานั้นว่า chronaxie ดังรูปที่ 2.14 ซึ่งจากแนวคิดทางด้านประสาทสรีรวิทยานี้ได้นำไปใช้ในการประเมินเส้นประสาทและการประยุกต์ใช้กระแสไฟฟ้าในการรักษา โดยใช้หลักการที่เส้นประสาทแต่ละชนิดจะตอบสนองต่อความแรงและช่วงกระตุ้นของกระแสไฟที่ไม่เท่ากัน ดังรูปที่ 2.15 จะเห็นว่าหากต้องการกระตุ้นเฉพาะเส้นประสาทสำหรับความรู้สึกให้เกิดการตอบสนองควรใช้กระแสไฟที่มีช่วงกระตุ้นสั้นกว่า 1 มิลลิวินาที และหากต้องการกระตุ้นให้เส้นประสาทสั่งการเกิดการตอบสนอง (เส้นประสาทรับความรู้สึกก็ยังคงถูกกระตุ้นด้วย) ควรใช้กระแสไฟที่มีช่วงกระตุ้นมากกว่า 10 มิลลิวินาทีเป็นต้น [8]



รูปที่ 2.14 แสดงค่า Rheobase, Chronaxie ของเส้นประสาท

ที่มา: <https://www.researchgate.net/figure/Strength-duration-and>

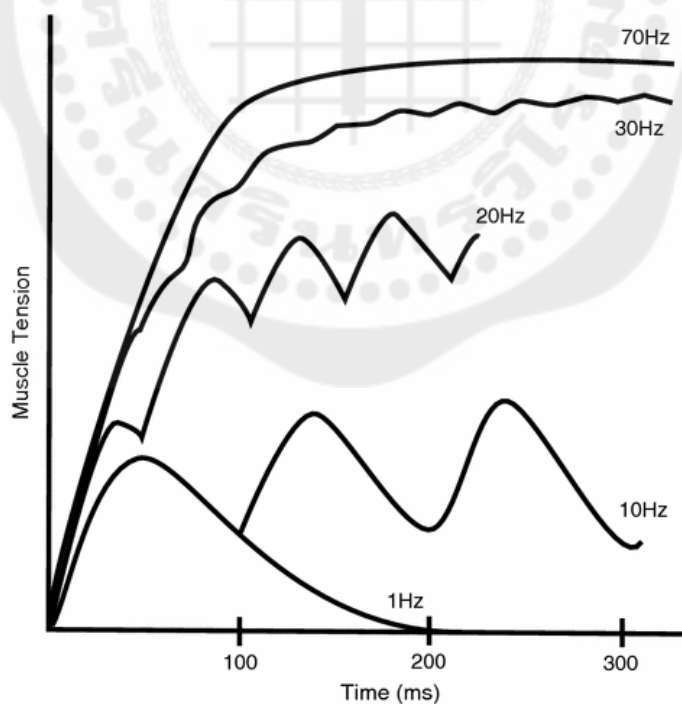


รูปที่ 2.15 แสดงเส้นโค้งแอมพลิจูดและช่วงเวลาที่กระตุ้นให้เกิดการตอบสนอง

ที่มา: <https://epalmer122.wixsite.com/modalitiesguide/about2-c93r>

2.1.8 ความถี่สำหรับการกระตุ้น

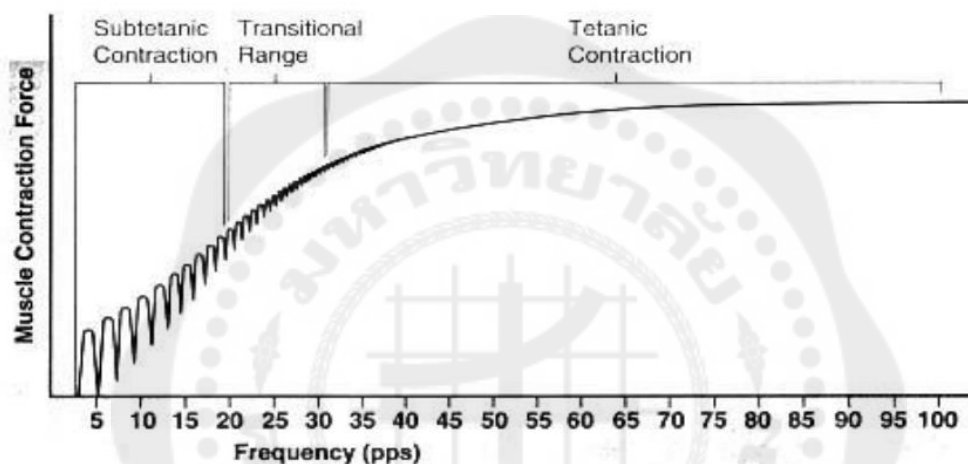
ความถี่ คือ จำนวนครั้งหรือจำนวนรอบของการเคลื่อนที่ของวัตถุที่เกิดขึ้นซ้ำในช่วงเวลาหนึ่ง มีหน่วยเป็นรอบต่อวินาที หรือเฮิรตซ์ (Hz) หรือหนึ่งพัลส์ต่อหนึ่งวินาที (pulse per second : pps) ความถี่จะมีผลกับการหดตัวของกล้ามเนื้อ ดังรูปที่ 2.16 เช่น ถ้ากระตุ้นด้วยความถี่ 1 เฮิรตซ์ จะได้รับการหดตัวแบบ single twitch



รูปที่ 2.16 แสดงแรงหดตัวของกล้ามเนื้อจากความถี่ที่เปลี่ยนไป

ที่มา: <https://neupsykey.com/on-transcutaneous-functional-electrical-stimulation/>

หากช่วงพักยาว (ความถี่อยู่ในช่วง 1-20 เฮิรตซ์) มักจะเกิดการหดตัวเป็นจังหวะชนิด sub-tetanic contraction ซึ่งการหดตัวลักษณะดังกล่าว จะมีการหดตัว/กระตุกและพัก/คลายตัวเป็นจังหวะสลับกัน ตามจังหวะความถี่ของไฟที่ต้งไว้ หากตั้งความถี่ของกระแสไฟไว้ 1 เฮิรตซ์ กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัว/กระตุก และพักอย่างละ 1 ครั้งต่อวินาที หากตั้งความถี่ไว้มากขึ้นเช่น 10 เฮิรตซ์ กล้ามเนื้อก็จะหดตัวและพักเร็วขึ้น เมื่อกำลังเนื้อหดตัวและพักเร็วขึ้นช่วงเวลาการหดตัวและคลายตัวจะใกล้กันมากขึ้น จนถึงจุดหนึ่งไม่สามารถแยกระหว่างช่วงหดตัวและคลายตัวจนเกิดการหดตัวที่เรียกว่าการหดตัวแบบเกร็งค้าง (tetanic or fused or smooth and continuous contraction) โดยไม่มีช่วงคลายตัวของกล้ามเนื้อขณะหดตัว



รูปที่ 2.17 แสดงลักษณะการหดตัวแบบเกร็งค้าง หากเพิ่มความถี่ของการกระตุ้น

ที่มา: <https://www.google.com/url?sa=i&url>

การเพิ่มความถี่ของไฟที่กระตุ้น ย่อมส่งผลต่อความแรงของการหดตัวของกล้ามเนื้อ เนื่องจากขณะที่ความถี่และจังหวะการหดตัวของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้น ย่อมไปลดช่วงคลายตัวของกล้ามเนื้อ (คลายตัวไม่ทัน) แรงการหดตัวของกล้ามเนื้อเกิดการสะสมเพิ่มจำนวนขึ้นเรื่อย ๆ ดังรูปที่ 2.17 อย่างไรก็ตามพบว่าหากเพิ่มความถี่ของการหดตัวมากกว่า 80 ครั้ง/วินาที ความแรงของการหดตัวของกล้ามเนื้อกลับค่อยๆลดลง และหากเพิ่มความถี่ของการกระตุ้นขณะใช้ไฟระดับ motor threshold level แล้ว จะสามารถกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเกิดการอ่อนล้า (muscle fatigue) ได้ ซึ่งเป็นผลจากการที่ลดช่วงเวลาการหดตัวของกล้ามเนื้อ หรือเร่งให้กล้ามเนื้อหดตัวอย่างรวดเร็วในช่วงเวลาสั้นๆ ส่วนการเพิ่มความถี่ของกระแสไฟขณะการกระตุ้นด้วยความแรงของไฟในระดับ sensory level จะมีส่วนกระตุ้นเส้นประสาทรับรู้สักรู้สึกจากรู้สึกยิบๆเป็นความรู้สึกที่ละเอียดมากขึ้นจนให้ความรู้สึกที่ช้า (slower to a faster tingling) ซึ่งในผู้ป่วยบางคนอาจรู้สึกสบายขึ้น แต่ไม่พบรายงานว่าเกิดภาวะเพลียล้าของกล้ามเนื้อและเส้นประสาทดังกล่าว หากกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเกิดการเพลียล้า (maximum motor threshold)

บ่อยๆ ร่างกายจะพยายามปรับตัวเพื่อเอาชนะการเปลี่ยนแปลงนั้น ทางกายภาพบำบัดใช้หลักการนี้เพื่อการกระตุ้นไฟฟ้า เพื่อเพิ่มความแข็งแรงทนทานนั่นเอง [8]

2.1.9 อันตรายของกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าต่อร่างกายมนุษย์

ปัจจัยที่ก่อให้เกิดอันตรายจากไฟฟ้าต่อมนุษย์ มีทั้งหมด 6 ปัจจัย ได้แก่

- 1) ความต้านทานของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า ค่าความต้านทานในร่างกายมนุษย์คิดเป็นร้อยละของค่าความต้านทานระหว่างมือถึงมือ เมื่อผิวหนังแห้งจะมีความต้านทานประมาณ 100,000 – 600,000 โอห์ม แต่หากผิวหนังเปียก ความต้านทานจะลดลงเหลือเพียง 1000 โอห์ม ดังนั้น เมื่อถูกกระแสไฟฟ้าดูด ระบบต่าง ๆ ภายในร่างกายจะเกิดการบาดเจ็บ เนื่องจากการเกิดการนำไฟฟ้าในร่างกาย และกระแสไฟฟ้าจะสามารถผ่านร่างกายได้อย่างรวดเร็ว

จากรูปที่ 2.18 จะเห็นว่าค่าความต้านทานในร่างกายของมนุษย์เมื่อร่างกายแห้งนั้น จะมีความต้านทานสูงกว่าร่างกายตอนเปียกมาก ดังนั้น เมื่อร่างกายเปียก ร่างกายจะสามารถนำไฟฟ้าได้ดีกว่าเมื่อแห้ง จึงมีคำเตือนที่ว่าห้ามเสียบปลั๊กกับเต้ารับตอนมือเปียก

CONDITION (area to suit)	RESISTANCE	
	DRY	WET
Finger Touch	40 kΩ to 1 MΩ	4 kΩ to 15 kΩ
Hand Holding Wire	10 kΩ to 50 kΩ	3 kΩ to 6 kΩ
Finger-Thumb Grasp	10 kΩ to 30 kΩ	2 kΩ to 5 kΩ
Hand Holding Pliers	5 kΩ to 10 kΩ	1 kΩ to 3 kΩ
Palm Touch	3 kΩ to 8 kΩ	1 kΩ to 2 kΩ
Hand Around 1.5 inch pipe (or drill handle)	1 kΩ to 3 kΩ	0.5 kΩ to 1.5 kΩ
Two Hands around 1.5 inch pipe	0.5 kΩ to 1.5 kΩ	250 kΩ to 750 kΩ
Hand Immersed	---	200 kΩ to 500 kΩ
Foot Immersed	---	100 kΩ to 300 kΩ
Human Body, Internal, Excluding Skin	---	200 kΩ to 1,000 kΩ

รูปที่ 2.18 ค่าความต้านทานในร่างกายตอนที่เปียกและแห้ง

ที่มา: N8JwM.jpg (949×704) (imgur.com)

- 2) แรงดันไฟฟ้า อันตรายจากกระแสไฟฟ้าจะรุนแรงขึ้น เมื่อแรงดันไฟฟ้าสูงขึ้น ตามกฎของโอห์ม ดังนั้น เมื่อแรงดันไฟฟ้าสูงมากขึ้นเท่าไร กระแสไฟฟ้าก็จะสูงขึ้นตามแรงดันไฟฟ้า
- 3) กระแสไฟฟ้า ตามที่ได้กล่าวไปในข้อด้านบน กระแสไฟฟ้าจะเพิ่มขึ้นตามแรงดันที่เพิ่มขึ้น โดยอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับร่างกายนั้น ไม่ใช่เพราะแรงดันไฟฟ้าแต่อย่างใด แต่จะเกิดจากกระแสไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าจะมีผลต่อร่างกายมนุษย์อย่างไร จะแสดงดังรูปต่อไปนี้

Electric Shock

Current, not voltage, poses the risk of electric shock

Current	Effect on Human Body
< 1 mA	none
1 mA	perception threshold
1-10 mA	mild to painful sensation
10 mA	paralysis threshold – cannot release hand grip
30 mA	respiratory paralysis
75-250 mA	fibrillation
4-5 A	heart stops; organs burn

รูปที่ 2.19 ค่าของกระแสไฟฟ้าที่มีผลต่อมนุษย์

ที่มา: be5edb3604cdd60c9fbe3f2a3f24201e.jpg (638x479) (pinimg.com)

BODILY EFFECT	MEN/WOMEN	DIRECT CURRENT (DC)	60 HZ AC	100 KHZ AC
Slight sensation felt at hand(s)	Men	1.0 mA	0.4 mA	7 mA
	Women	0.6 mA	0.3 mA	5 mA
Threshold of pain	Men	5.2 mA	1.1 mA	12 mA
	Women	3.5 mA	0.7 mA	8 mA
Painful, but voluntary muscle control maintained	Men	62 mA	9 mA	55 mA
	Women	41 mA	6 mA	37 mA
Painful, unable to let go of wires	Men	76 mA	16 mA	75 mA
	Women	60 mA	15 mA	63 mA
Sever pain, difficulty breathing	Men	90 mA	23 mA	94 mA
	Women	60 mA	15 mA	63 mA
Possible heart fibrillation after 3 seconds	Men and Women		500 mA	100 mA

รูปที่ 2.20 ค่าของกระแสไฟฟ้าที่มีผลต่อร่างกายมนุษย์ชายและหญิง

ที่มา: main-qimg-fbc18651c5ec2a8bf802362a27a623ba (602x376) (quoracdn.net)

จากรูปที่ 2.19 จะเห็นว่ากระแสไฟฟ้าแค่ 1 มิลลิแอมแปร์ ร่างกายของมนุษย์ก็จะเริ่มรู้สึกแล้วว่าร่างกายถูกไฟดูด กระแสไฟฟ้าที่ 1-10 มิลลิแอมแปร์ เริ่มเกิดอาการกระตุก ควบคุมการทำงานของระบบประสาท กระแสไฟฟ้าที่ 10 มิลลิแอมแปร์ ร่างกายเริ่มเกิดสภาวะช็อค กระทบกระเทือนต่อระบบประสาท กล้ามเนื้อหดเกร็งอย่างรุนแรง ไม่สามารถสะบัดแขนออกมาจากไฟที่ดูดได้ กระแสไฟฟ้าที่ 30 มิลลิแอมแปร์ ร่างกายเกิดอาการบาดเจ็บอย่างรุนแรง ปอดทำงานผิดปกติ เกิดอาการหยุดหายใจ กระแสไฟฟ้าที่ 75 มิลลิแอมแปร์ขึ้นไป หัวใจหยุดเต้น กล้ามเนื้อไม่ทำงาน ผิวหนังไหม้ จากรูปที่ 2.20 จะเห็นว่าร่างกายของผู้ชายจะสามารถอดทนต่อกระแสไฟฟ้าที่วิ่งผ่านร่างกายได้สูงกว่าผู้หญิงเล็กน้อย

- 4) ระยะเวลาที่สัมผัสไฟฟ้า/ระยะเวลาที่ถูกไฟฟาดูด ร่างกายจะตอบสนองต่อกระแสไฟฟ้าที่มากหรือน้อยตามระยะเวลา กล่าวคือ ความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้าที่ร่างกายได้รับกับเวลาจะแปรผันกัน เมื่อร่างกายรับกระแสไฟฟ้า 100 มิลลิแอมแปร์ เป็นเวลา 3 วินาที จะเสียชีวิต เมื่อร่างกายรับกระแสไฟฟ้า 500 มิลลิแอมแปร์ เพียงเวลา 0.1 วินาที ก็เสียชีวิต
- 5) ความถี่ของไฟฟ้า เมื่อความถี่เพิ่มขึ้น ความต้านทานของร่างกายจะลดลงโดยความต้านทานของร่างกายจะมีค่าสูงสุดที่ความถี่ 50-60 เฮิร์ตซ์ ทั้งนี้ระดับกระแสไฟฟ้าที่ทำให้กล้ามเนื้อควบคุมไม่ได้ จะแปรผันตรงกับความถี่ไฟฟ้า ดังรูปที่ 2.20 จะเห็นว่าไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 เฮิร์ตซ์ กระแสไฟฟ้าเพียง 0.3-0.4 มิลลิแอมแปร์ ก็ารู้สึกว่าถูกไฟดูดแล้ว
- 6) ส่วนในร่างกายที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่าน ส่วนต่าง ๆ ในร่างกายจะมีความต้านทานต่างกัน ดังนั้นหากกระแสไฟฟ้าผ่านร่างกายในส่วนที่มีความต้านทานน้อย ก็จะมีโอกาสเสียชีวิตสูง เช่น หากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านศีรษะ ทรวงอก จะก่อให้เกิดอันตรายต่อชีวิตมากกว่าไหลผ่านส่วนอื่น

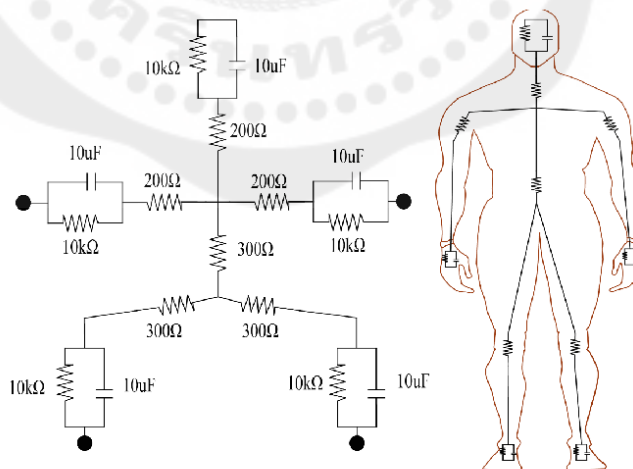
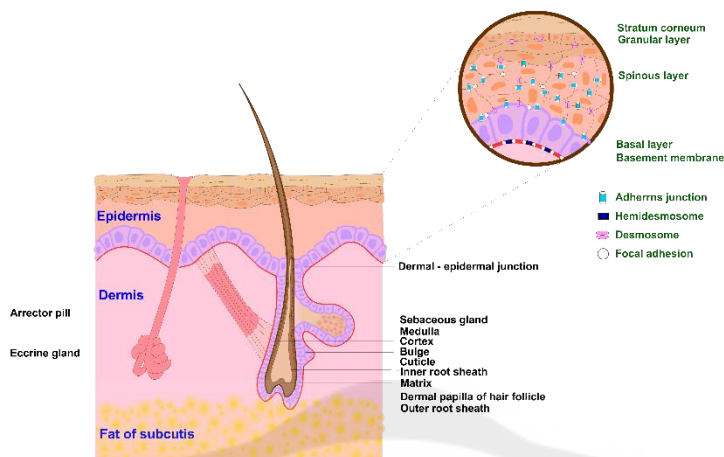


Fig. 1. Representación del cuerpo humano [12]

รูปที่ 2.21 แสดงค่าความต้านทานของร่างกายมนุษย์ในแต่ละส่วน

ที่มา: Analysis of electric shock human safety to residential, industrial and medium voltage levels | Semantic Scholar

2.1.10 การจำลองความต้านทานผิวหนังของมนุษย์



รูปที่ 2.22 แสดงโครงสร้างของผิวหนังมนุษย์ในชั้นต่าง ๆ

ที่มา: Binla Book (psu.ac.th)

โครงสร้างของผิวหนังในร่างกายมนุษย์จะสามารถแบ่งได้เป็น 3 ชั้น เรียงลำดับจากชั้นนอกสุดไปยังชั้นในสุด ได้แก่ ชั้นหนังกำพร้า (Epidermis), ชั้นหนังแท้ (Dermis) และผิวหนังชั้นไขมัน (Hypodermis)

การกระตุ้นไฟฟ้าผ่านผิวหนังนั้น ต้องคำนึงถึงโครงสร้างผิวหนังมนุษย์ ดังนั้นจึงมีการจำลองค่าความต้านทานของผิวหนัง เรียกว่า Equivalent circuits เป็นวงจรจำลองความต้านทานที่จะเกิดขึ้น ระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง แทนที่จะใช้กระตุ้นในมนุษย์จริง ๆ เพื่อทดสอบประสิทธิภาพก่อนจะเกิดการผิดพลาด โดยตัวแปรที่ไม่สามารถควบคุมได้จากการใช้วงจรจำลองนี้ อาจจะเป็นเนื้อในมนุษย์ ไขมัน อุณหภูมิในร่างกาย ที่ไม่สามารถเลียนแบบผิวหนังมนุษย์ได้อย่างสมบูรณ์ แต่ก็สามารถใช้วงจรนี้เพื่อทดสอบความปลอดภัยในการกระตุ้นไฟฟ้าก่อนจะนำไปใช้กับมนุษย์

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Neuromuscular electrical stimulation คือ การกระตุ้นไฟฟ้าที่กล้ามเนื้อ เพื่อช่วยฟื้นฟูในการเคลื่อนไหว เครื่องนี้จะสามารถกระตุ้นได้ในเฉพาะผู้ป่วยที่ยังมีเส้นประสาทเหลืออยู่ หมายความว่า จะไม่สามารถใช้ในผู้ป่วยที่ไม่มีเส้นประสาทไปเลี้ยงแล้วนั่นเอง เช่น ผู้ป่วยที่เป็น spinal cord injury เป็นต้น เครื่อง NMES นั้น จะใช้เพื่อ เพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ใช้เพื่อ ลดการชดยอกของหัวใจ สร้างการเคลื่อนไหวเล็ก ๆ ได้ จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง จะพบว่า Neuromuscular electrical stimulator หรือ (NMES) จะใช้ modules ต่างๆคล้ายกับเครื่อง Functional electrical stimulator หรือ (FES) ดังนั้น เราจึงศึกษาหลักการในการสร้างเครื่อง NMES ขึ้นมาโดยการศึกษาจากเครื่อง FES ซึ่งจากงานวิจัยเรื่อง Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems ของ Delmar Carvalho de Souza et al. ได้กล่าวว่า เครื่อง NMES นั้น ได้มีหลักการ ทำงานเหมือนกับเครื่อง FES หากเพียงต่างกันที่เครื่อง NMES จะสามารถปล่อย output หรือปล่อย voltage ออกมาได้ต่ำกว่าเครื่อง FES นั่นเอง ซึ่งในงานวิจัยยังได้กล่าวถึงการทำงานของ เครื่อง FES โดยในเครื่องจะประกอบไปด้วย

1. Input circuitry ในส่วนนี้จะเป็นส่วนที่กรองและขยายสัญญาณที่ออกมาจากร่างการมนุษย์ ซึ่งเป็นสัญญาณที่เล็กมาก ๆ และข้อมูลที่ได้จากสัญญาณ input จะประมวลผลตลอดเวลา เพื่อที่สัญญาณที่จะส่งออกมาจากเครื่องนั้นมีประสิทธิภาพ
2. Pulse generator มีหน้าที่ในการสร้างสัญญาณขึ้นมา อาจสั่งการจาก วงจรกำเนิดสัญญาณ (Oscillator circuits) หรือ จาก ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็ได้ โดย สัญญาณ output ในส่วนนี้ จะสามารถควบคุม แอมพลิจูด ความถี่ และรูปแบบคลื่นได้
3. Power/output stage ส่วนนี้จะเป็นส่วนที่ขยายสัญญาณที่จะนำมากระตุ้นให้มีแรงดันหรือ กระแสที่สูงขึ้น
4. Power supply เป็นส่วนที่จ่ายพลังงานงานไฟฟ้าให้เครื่องกระตุ้นทำงานได้ ซึ่งอาจจะใช้เป็น แบตเตอรี่เพื่อให้่ายต่อการพกพาก็เป็นได้

ส่วนหลัก ๆ ที่เราศึกษาจากงานวิจัยนี้ จะเป็นในส่วน Output stage จะประกอบได้ด้วย ส่วนประกอบทางไฟฟ้า เพื่อแปลงแรงดันหรือกระแสไฟฟ้า ให้เพียงพอต่อการกระตุ้น neuromuscular tissue และอีกส่วนคือ ส่วนที่จะ แปะกับผิวหนังของมนุษย์เพื่อกระตุ้นไฟฟ้าโดยผ่านอิเล็กโทรด ในส่วนนี้ต้องคำนึงถึงความปลอดภัยเป็นหลัก

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าจะสามารถแบ่งได้เป็นสองโหมดในการทำงาน ได้แก่ กระตุ้นโดยแรงดันไฟฟ้า (Voltage controlled) และกระตุ้นโดยกระแสไฟฟ้า (Current controlled) การกระตุ้นโดยแรงดันไฟฟ้านั้นจะมีความปลอดภัยต่อผิวหนัง หากมีการผิดพลาดเกิดขึ้น เพราะ หากเกิดการผิดพลาดกระแสไฟที่ออกจากเครื่อง จะไม่สูง

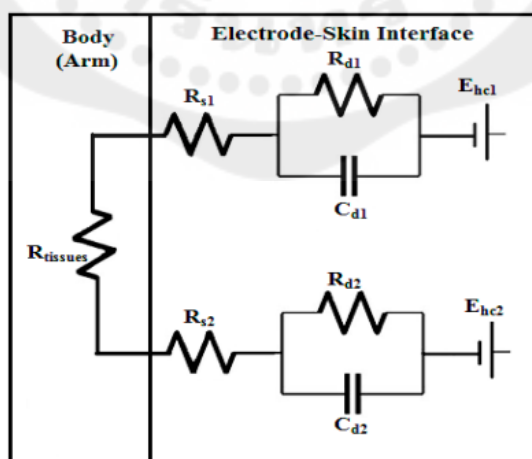
พอที่จะก่อให้เกิดอันตรายได้ ส่วนการกระตุ้นโดยกระแสไฟฟ้านั้น จะมี Output ที่มีความน่าเชื่อถือได้มากกว่าแบบการกระตุ้นโดยแรงดัน ในความต้านทานของผิวหนังมนุษย์นั้น จะสูงและเปลี่ยนแปลงตามตัวแปรเวลา เปลี่ยน ซึ่งมันแปรผันโดยอุณหภูมิของร่างกาย การกระตุ้น ความถี่ และในระยะเวลาที่กระตุ้น ฉะนั้น แม้ว่าการกระตุ้นโดยแรงดันไฟฟ้านั้นจะกระตุ้นโดยแรงดันคงที่ แต่ก็อาจจะก่อให้เกิดประจุกต้านทานขึ้น จากกฎของโอห์ม (Ohm's law) เพราะถ้าหากความต้านทานเปลี่ยน กระแสไฟฟ้าก็ย่อมเปลี่ยน และเช่นเดียวกับประจุกย่อมเปลี่ยน ดังนั้น เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าโดยกระแสจะมีความแม่นยำในการประมาณการเกิดประจุกระหว่างกระตุ้นได้มากกว่า

ในงานวิจัยของกลุ่มนิสิตนั้น ได้เลือกในการใช้แรงดันไฟฟ้าในการกระตุ้น ดังนั้นเราจึงให้ความสนใจในงานวิจัยที่ใช้แรงดันไฟฟ้าในการกระตุ้น งานวิจัยของ Gaiotto และคณะ จะใช้ H-bridge ในการสร้างคลื่นไบโพลาร์ Power supply ที่มีแรงดันไฟฟ้าสูง และใช้ DC-DC converter ในการสร้างแรงดันไฟฟ้าที่สูง Power supply ที่ใช้มีส่วนช่วย support ให้ H-bridge ที่ติดกับอิเล็กทรอนิกส์ มีความแม่นยำมากขึ้น จากหลาย ๆ งานวิจัยนั้น จะชี้ว่า การใช้ H-bridge ในการเป็นตัวช่วยที่จะสร้างคลื่นไบโพลาร์นั้น มีประสิทธิภาพต่องานและนำประโยชน์ในตัวมันมาใช้ได้ดีที่สุด

งานวิจัยของกลุ่มนิสิตนั้น ได้มุ่งเน้นในการสร้างเครื่อง NMES ด้วยงบประมาณที่จำกัด จึงได้ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องของ Ashley M Stewart และคณะ ในหัวข้อ Design and testing of a novel, low-cost, low-voltage, functional electrical stimulator ในงานวิจัยนี้ ได้ชี้ว่า เครื่องกระตุ้นไฟฟ้านั้นสามารถปล่อยคลื่นออกมาได้ทั้งแบบโมโนโพลาร์ และไบโพลาร์ คลื่นไบโพลาร์นั้น ถูกนำมาใช้เพื่อลดการเหนียวล้าของกล้ามเนื้อ กล่าวคือ หากกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นนาน ๆ โดยไม่พักกล้ามเนื้อได้หยุดพัก ถึงจุดหนึ่งกล้ามเนื้อก็จะไม่สามารถถูกกระตุ้นได้ เนื่องจากเกิดการเหนียวล้านั่นเอง คลื่นที่นำมาใช้ในการกระตุ้นจึงต้องมีการปล่อยออกมาทั้งแบบบวก และแบบลบ โดยในงานวิจัยนี้ จะใช้ Potentiometers เชื่อมต่อกับขา ADC ของไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อปรับพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า Flex sensor ต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์เช่นกัน ใช้เพื่อรับพีดแบคจากแขนขาของผู้ป่วย ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ได้แก่ The beaglebone black. ใช้ในการสั่งการ เพราะง่ายต่อการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ ใช้ H-bridge ในการสร้าง output ให้เป็น bi-directional หรือให้เป็นคลื่นไบโพลาร์นั่นเอง โดยในงานวิจัยได้เลือกใช้ H-bridge รุ่น L298N เพราะ สามารถปรับแรงดันไฟฟ้าได้ถึง 46 โวลต์ และสามารถเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ไฟ 3.3 และ 5 โวลต์ ซึ่งยืดหยุ่นต่อความต้องการของผู้สร้าง H-bridge นั้นมีหน้าที่ได้การปรับแต่ง รูปแบบคลื่น ระยะเวลาที่เกิดคลื่น และความถี่ แต่หน้าที่ในการควบคุมแอมพลิจูดนั้น ต้องใช้ส่วนประกอบอื่นมาช่วย ซึ่งก็คือ boost converter โดย boost converter นั้นจะสามารถช่วยให้แรงดันไฟฟ้าของ output มากกว่า input เพื่อให้แรงดันเพียงพอต่อการกระตุ้นกล้ามเนื้อนั่นเอง ซึ่งในงานวิจัยนี้ ได้ใช้ boost converter ที่แปลงไฟจาก 3 โวลต์ ไปเป็น 46 โวลต์ ได้ อีกหนึ่งหน้าที่ของไมโครคอนโทรลเลอร์ในงานนี้คือ จะสั่งการปิดโปรแกรมทันทีเมื่อตรวจพบว่า มีกระแสไฟฟ้าเกิน 20 มิลลิแอมแปร์

ใน H-bridge ถือว่าเป็นการป้องกันไม่ให้เกิดอันตรายต่อผู้ถูกกระตุ้น จากการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าในผู้ถูกทดลองที่แข็งแรง น้ำหนัก 60 กิโลกรัม โดยลองกระตุ้นที่ กล้ามเนื้อ bicep ค่อย ๆ เพิ่มแรงดันไฟฟ้าผ่าน H-bridge พบว่า เมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าไปถึง 12 โวลต์ แล้ว กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวขึ้น จากผลที่ออกมา ถือว่าการทดลองสำเร็จ

ในการทดลองว่า output ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้านั้น ตรงไปตามที่เราต้องการหรือไม่ สามารถทดลองได้โดยไม่ต้องกระตุ้นในผู้ป่วยจริง ๆ สามารถจำลองความต้านทานของผิวหนังได้ โดยใช้ Equivalent circuits นั้น จะใช้เพื่อการจำลองการเกิดความต้านทานของผิวหนังขึ้น ระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง แทนที่จะใช้กระตุ้นในมนุษย์จริง ๆ เพื่อทดสอบประสิทธิภาพก่อนจะเกิดการผิดพลาด คนแรกที่น่าเสนอการใช้ Equivalent circuits ต่อกับอิเล็กโทรด แทนการต่อเข้ากับมนุษย์ ก็คือ นาย Emil Warburg ต่อมา Feates และคณะ ได้อธิบายองค์ประกอบของการสร้าง Equivalent electrode circuit โดย วิเคราะห์หาค่าความมีสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อชีวภาพตามธรรมชาติ งานของเขาได้มีประโยชน์ในการประมาณค่าตัวเก็บประจุและความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง สรุปคืองานวิจัยเขาได้บ่งชี้ ผลที่เกิดขึ้นระหว่างความสามารถในการบรรจุกระแสไฟฟ้าของผิวหนัง ความต้านทาน และอิเล็กโทรไลต์ เจล หรือ เหงื่อ ในความต้านทานระหว่างอิเล็กโทรดและผิวหนัง ซึ่ง Equivalent circuits ที่จะนำมาใช้นั้น จะอ้างอิงมาจากงานวิจัยของคุณ Anas Albulbul หัวข้อ Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology ได้พูดถึงการคำนวณการทำ Equivalent circuits ไว้ว่า หากใช้อิเล็กโทรดแปะที่แขนขวาขนาด 7 เซนติเมตร ไดอะแกรมที่จะได้จะเป็นไปดังรูปที่จะแสดงต่อไปนี้



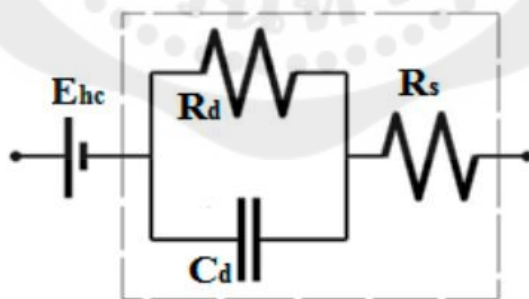
รูปที่ 2.23 รูปภาพอธิบาย Equivalent circuits

ที่มา: Anas Albulbul.(2016). Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology.

การคำนวณสำหรับใช้อิเล็กโทรดสองแผ่นในการทดลอง ค่าความต้านทานทั้งหมดจะแยกออกไปในแต่ละแผ่น วิธีในการนำคำนวณคือ หากอิเล็กโทรดทั้งสองแผ่นเหมือนกัน (ขนาดเดียวกัน, วัสดุเดียวกัน, ทำออกมาจากโรงงานเดียวกัน) การกำหนดตัวแปรในวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับอิเล็กโทรดแผ่นที่ 1 จะเหมือนกันกับอิเล็กโทรดแผ่นที่ 2 ($C_d = C_{d1} = C_{d2}, R_d = R_{d1} = R_{d2}, \text{ and } R_s = R_{s1} = R_{s2}$) ครึ่งหนึ่งของศักย์ไฟฟ้า (Half-cell potential, E_{hc}) จะแทนความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างผิวหนังหรืออิเล็กโทรไลต์ (เจลหรือเหงื่อ) และอิเล็กโทรดก็จะ เป็นผลลัพธ์ของประจุที่จะเกิดขึ้นระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนัง ตัวเก็บประจุก็จะเชื่อมต่อกับประจุที่อยู่ระหว่าง อิเล็กโทรดกับผิวหนังในหลาย ๆ ชั้น จะแทนค่าด้วย C_d ความต้านทานอาจจะเกิดขึ้นเมื่อเกิดการแลกเปลี่ยนประจุ ระหว่างผิวหนังและอิเล็กโทรด จะแทนค่าด้วย R_d และอนุกรมของความต้านทานที่ระหว่างเจลและเหงื่อจะแทน ค่าด้วย R_s ค่าความต้านทานของเนื้อเยื่อที่จะประยุกต์ใช้ จะแทนค่าด้วย $R_{tissue} \times R_{tissue}$ โดยจะเป็นค่าที่ สัมพันธ์กับค่าความต้านทานที่จะเกิดขึ้นระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังที่แปะ ค่าความต้านทานผิวหนังของแขน มนุษย์ที่แข็งแรง จะมีค่าน้อยกว่า 500 โอห์ม แต่ในทางต่างกัน ค่าความต้านทานของอิเล็กโทรดที่แปะกับผิวหนัง มนุษย์อาจจะมากกว่า 1 เมกะโอห์ม ดังนั้น ในงานวิจัยนี้ ค่า R_{tissue} ที่จะนำมาใช้นั้น จะสมมติให้เท่ากับศูนย์ ($R_{tissue} = 0$) เมื่อหาค่าของ R_s ใด ๆ ก็ตามที่ได้มาจาก R_{tissue} จะข้องเกี่ยวกับการหาค่า R_s เสมอ

สมการที่ 2.4 จะกล่าวถึงต่อไปนี้เป็นสมการความต้านทานของอิเล็กโทรดกับผิวหนังที่แปะ สำหรับอิเล็กโทรดแผ่น เดียว

$$Z_e = R_s + \frac{R_d}{1 + j2\pi f C_d R_d} \quad (2.4)$$



รูปที่ 2.24 Equivalent circuit model for electrode-skin interface.

ที่มา: Anas Albulbul.(2016). Evaluating major electrode types for idle biological signal measurements for modern medical technology.

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงาน

ในการสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์ ผู้จัดทำจึงมีสมมติฐานและวิธีการดำเนินงาน ตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.1 สมมติฐานการทำงานเบื้องต้นของงานวิจัย

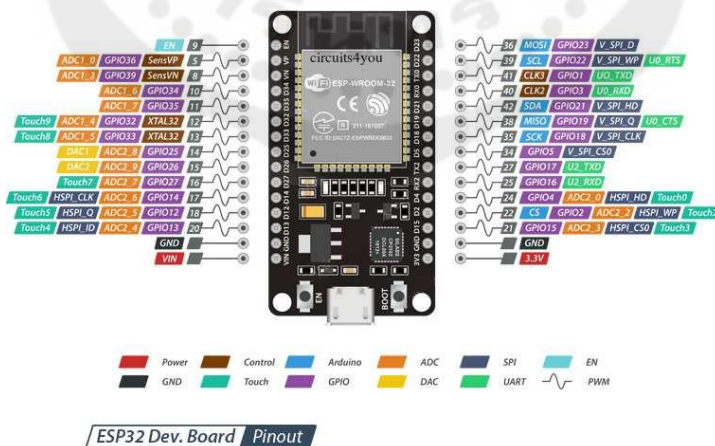
สร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์ และมีสัญญาณขาออกทั้ง 2 รูปแบบ ประกอบไปด้วยกระแสที่มีช่วงการกระตุ้นเฟสเดียว (Monophasic pulse) และ กระแสที่มีช่วงกระตุ้นเฟสคู่ (Biphasic pulse) เพื่อศึกษาชิ้นส่วนอุปกรณ์และหลักการทำงานของตัวเครื่อง ด้วยอุปกรณ์และบอร์ดทดลองที่มีขายตามท้องตลาด ในการสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถใช้งานได้จริงและปลอดภัยสำหรับผู้ใช้งาน

3.2 โปรแกรมที่ใช้ในการพัฒนา

พัฒนาซอฟต์แวร์ควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยทำการเขียนชุดคำสั่งบน Arduino IDE เพื่อควบคุม การสร้างรูปแบบต่าง ๆ ของสัญญาณ และใช้โปรแกรม MATLAB ในการสร้าง Graphical user interface (GUI) สำหรับติดต่อกับผู้ใช้ในการกำหนดค่าความถี่และปรับเปลี่ยนค่าตัวแปรอื่น ๆ ในสัญญาณ

3.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนา

3.3.1 NodeMCU ESP-WROOM-32



รูปที่ 3.1 NodeMCU Esp-wroom-32

ที่มา: <https://circuits4you.com/2018/12/31/esp32-devkit-esp32-wroom-gpio-pinout/>

เป็นบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ที่รองรับการเชื่อมต่อ WIFI และ Bluetooth 4.2 BLE ในตัว ผลิตโดยบริษัท Espressif ซึ่งไอซี ESP32 มีสเปคเบื้องต้นดังนี้ มีแรมในตัว 512 กิโลไบต์ สัญญาณนาฬิกา 240 เมกะเฮิรตซ์ รองรับการเชื่อมต่อหน่วยความจำภายนอกสูงสุด 16 เมกะไบต์ ใช้แรงดันไฟฟ้าในการทำงานช่วง 3.0 โวลต์ ถึง 3.6 โวลต์ ทำงานได้ที่อุณหภูมิ -40°C ถึง 85°C มี GPIO จำนวน 32 ช่อง รองรับการเชื่อมต่อแบบ SPI จำนวน 3 ช่อง มีขาสำหรับการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (ADC) จำนวน 12 ช่อง ขาสำหรับการแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (DAC) จำนวน 2 ช่อง รองรับการเชื่อมต่อแบบ I²S จำนวน 2 ช่อง รองรับ PWM / Timer ทุกช่อง และรองรับการเชื่อมต่อกับ SD-Card รองรับ UART จำนวน 3 ช่อง ซึ่งในโครงการนี้ได้ใช้ส่วนนี้ในการสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ I²C จำนวน 3 ช่อง เพื่อการสื่อสารกับจอ OLED และ บอร์ดทดลอง INA226 ที่จะกล่าวถึงในส่วนต่อไป

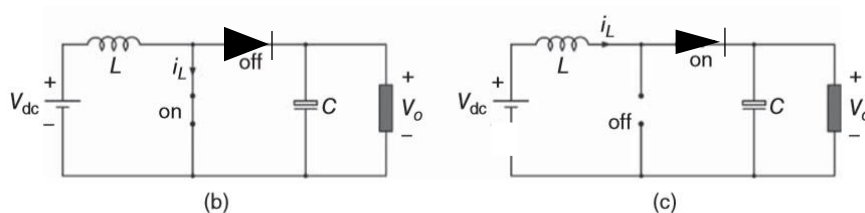
3.3.2 XL6009E1 DC-DC Step Up Boost Converter



รูปที่ 3.2 XL6009E1 DC-DC Step Up Boost Converter

ที่มา: <https://www.gravitechthai.com/product-detail.php?WP=pQMgBUp4GQSG2rDqYyc4Uuw>

เป็นโมดูลเพิ่มระดับแรงดันกระแสตรง (DC-to-DC Boost Converter) สามารถรองรับแรงดันอินพุตได้ในช่วงระหว่าง 3 โวลต์ – 32 โวลต์ สามารถขยายแรงดันเอาต์พุตได้ในช่วง 5 โวลต์ – 35 โวลต์ เป็นวงจรที่ใช้สำหรับการแปลงแรงดันไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุต ให้มีค่ามากกว่าแรงดันทางด้านอินพุตที่ป้อนเข้ามาในวงจร เรียกอีกอย่างหนึ่งว่าวงจรทบระดับ (Step-up Converter) วงจรบูสต์คอนเวอร์เตอร์จะใช้มอสเฟตกำลัง (MOSFET) เป็นสวิตช์ในการเปิด-ปิด มีหลักการทำงานดังนี้



รูปที่ 3.3 แสดง Boost convertor ขณะสวิตช์เปิด-ปิด

ดัดแปลงจาก: <https://www.chegg.com/homework-help/>

เมื่อสวิตช์เปิด พลังงานไฟฟ้าจากแหล่งจ่าย (Vdc) จะจ่ายให้ไปสะสมอยู่ในตัวเหนี่ยวนำ (inductor: L) ในระยะเวลาหนึ่งในช่วงเวลาที่สวิตช์เปิดอยู่ โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเหนี่ยวนำจะมีค่าเท่ากับแรงดันไฟฟ้าที่แหล่งจ่ายไฟ เมื่อสวิตช์ปิด พลังงานไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายและพลังงานไฟฟ้าที่สะสมอยู่ในตัวเหนี่ยวนำจะถูกส่งมาให้ยังโหลด โดยพลังงานไฟฟ้าที่ได้รับจากตัวเหนี่ยวนำเกิดจากการคายพลังงานไฟฟ้าของตัวเหนี่ยวนำหลังจากที่ได้สะสมพลังงานไว้ ในช่วงเวลาที่ทำงานในโหมดสวิตช์เปิด และจากการที่โหลดได้รับพลังงานไฟฟ้าที่แหล่งจ่ายและการคายพลังงานของตัวเหนี่ยวนำนี้เองส่งผลต่อแรงดันไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุต มีค่าสูงกว่าแรงดันทางด้านอินพุต ในโครงงานนี้จึงได้ใช้โมดูลนี้เพื่อขยายสัญญาณให้เพียงพอต่อระดับการกระตุ้น

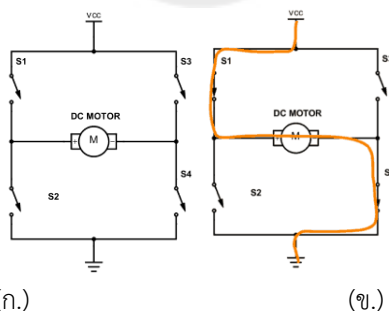
3.3.3 H-Bridge L298N



รูปที่ 3.4 H-Bridge L298N

ที่มา: <http://naringroup.blogspot.com/2016/03/robot-l298n>

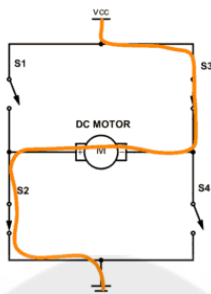
L298N เป็นโมดูลสำหรับควบคุมกระแส 2 ทิศทาง (ขับเคลื่อนและขั้วลบ) มีเอาต์พุตสำหรับ 2 โหลด สามารถควบคุมโดยสัญญาณเป็น PWM เพื่อควบคุมความเร็วได้ ใช้ชิปจาก ST corporation ติดตั้งครีบบ Heat Sink เพื่อระบายความร้อน ต้องการไฟเลี้ยง 2 จุดในการใช้งาน ได้แก่ ระดับแรงดัน 5 โวลต์ สำหรับเลี้ยงวงจร และแรงดัน 5 โวลต์ – 46 โวลต์ สำหรับจ่ายให้โหลด วงจร H-Bridge มีหลักการทำงานคือ เมื่อปิดวงจรสวิตช์ตัวที่ 1 และตัวที่ 4 กระแสไฟฟ้าจะไหลผ่านสวิตช์ที่ 1 ผ่านโหลดจากซ้ายไปขวา ผ่านสวิตช์ที่ 4 แล้วไปยังกราวด์ ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 (ก.) แสดงวงจร H-Bridge (ข.) แสดงวงจร H-Bridge ขณะสวิตช์ที่ 1 และ 4 ปิด

ที่มา: <https://www.build-electronic-circuits.com/h-bridge/>

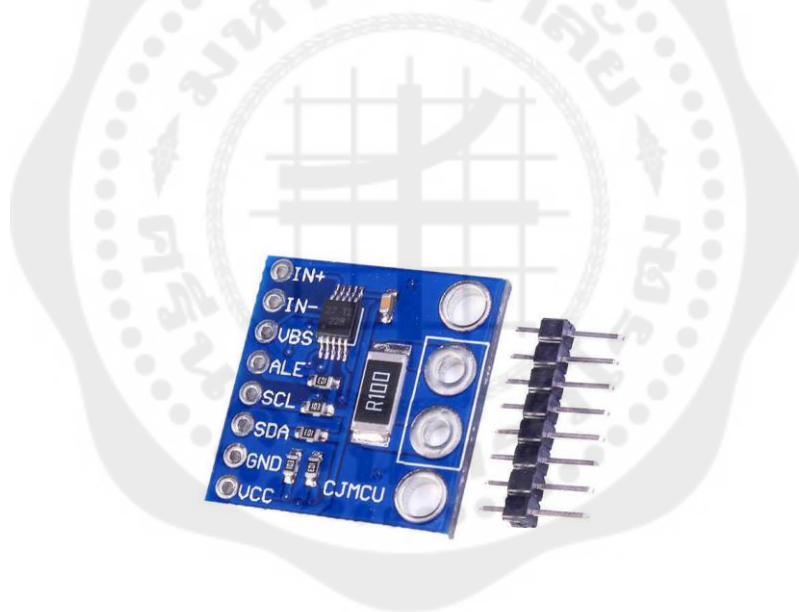
เมื่อทำการปิดวงจรสวิตช์ตัวที่ 3 และตัวที่ 2 กระแสไฟฟ้าจะไหลผ่านสวิตช์ 3 ผ่านมอเตอร์จากขวาไปซ้าย ผ่านโหนด และผ่านสวิตช์ 2 ซึ่งจะส่งผลให้กระแสกลับทิศทางไปอีกทิศทางหนึ่ง จากนั้นจึงไปยังกราวด์ ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 แสดงวงจร H-Bridge ขณะสวิตช์ที่ 2 และ 3 ปิด

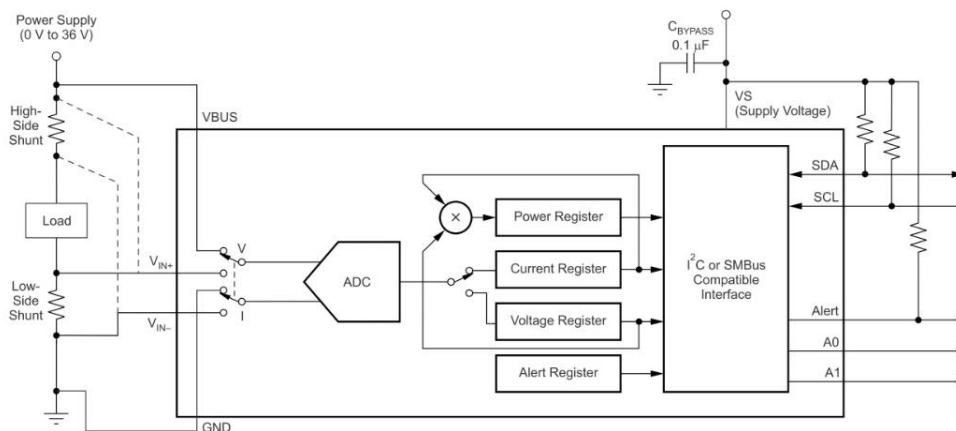
ที่มา: <https://www.build-electronic-circuits.com/h-bridge/>

3.3.4 INA 226



รูปที่ 3.7 INA226

ที่มา: <https://www.matiot.com/ina226>



รูปที่ 3.8 เซนเซอร์แบบ High Side และ Low Side

ที่มา: <https://ardupiclab.blogspot.com/2020/03/?m=0>

INA 226 เป็นเซนเซอร์ตรวจจับกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้า สามารถวัดค่าระดับแรงดันไฟฟ้าได้ตั้งแต่ 0 โวลต์ ถึง 36 โวลต์ โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนที่ 0.1% อุปกรณ์สามารถทำงานได้ที่แหล่งจ่ายไฟที่มีระดับแรงดัน 2.7 โวลต์ ถึง 5.5 โวลต์ ช่วงอุณหภูมิในการทำงานอยู่ระหว่าง -40°C ถึง 125°C ใช้การสื่อสารแบบ I²C ในการส่งข้อมูลไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์และสามารถระบุ address I2C ได้สูงสุดถึง 12 ค่า ในโครงงานนี้ ใช้เซนเซอร์ INA 226 ในการวัดกระแสและแรงดันไฟฟ้า เพื่อให้ทราบคุณลักษณะของสัญญาณที่จะนำไปใช้ในการกระตุ้น และทำการควบคุมไม่ให้กระแสไฟฟ้าที่ใช้มากเกินไป ซึ่งอาจจะก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ได้รับการกระตุ้น

3.3.5 OLED 128x64



รูปที่ 3.9 จอแสดงผล OLED

ที่มา: OLED-Display-Module-128x64-0.96-Yellow-Blue-I2C-Interface-2.jpg

จอแสดงผล OLED ใช้เพื่อแสดงค่ากระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้า ที่ได้รับจากเซนเซอร์ตรวจจับกระแสไฟฟ้า และแรงดันไฟฟ้า INA226 โดยการทำงานของอุปกรณ์นี้ จะเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ (NodeMCU ESP32) และ เซนเซอร์วัดกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้า ผ่านการสื่อสารแบบ I²C

3.3.6 Electrode



รูปที่ 3.10 แผ่น Electrode สำหรับส่งสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าผ่านผิวหนัง

ที่มา: 64xp5o.jpg (980x551) (lnwfile.com)

แผ่นอิเล็กโทรดใช้เพื่อเป็นตัวกลางระหว่างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าไปยังผู้ใช้ โดยจะติดแผ่นอิเล็กโทรดนี้ไปยังตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น โดยมีข้อควรระวังในการใช้ เช่น ควรระวังการระคายเคืองที่ผิวหนังเนื่องการที่อยู่บนแผ่นอิเล็กโทรด หรือการปล่อยแรงดันไฟฟ้ากระตุ้นที่มากเกินไปอาจทำให้เกิดแผลไหม้บริเวณผิวหนังของผู้ใช้ได้

3.3.7 18650 Battery



รูปที่ 3.11 แบตเตอรี่ 18650 แรงดันไฟฟ้า 3.7 โวลต์

ที่มา: <http://www.batteries18650.com/2015/05/Panasonic>

แบตเตอรี่ 18650 แบบสามารถชาร์จไฟได้ มีระดับแรงดันไฟฟ้า 3.7 โวลต์ ใช้เพื่อส่งแรงดันไฟฟ้าไปเลี้ยงอุปกรณ์ภายในวงจรทั้งหมด

3.3.8 TP4056 Lithium Battery Charger Module Charging Board



รูปที่ 3.12 TP4056 Lithium Battery Charger

ที่มา: 3i.jpg (658x668) (lnwfile.com)

TP4056 1A Micro USB Battery Charger Board เป็นอุปกรณ์ที่ถูกนำมาใช้สำหรับชาร์จแบตเตอรี่ผ่านการเชื่อมต่อแบบ USB โดยสามารถทำการชาร์จไฟที่ระดับแรงดัน 5 โวลต์ ด้วยกระแสไฟฟ้าสูงสุด 2 แอมแปร์ มีวงจรป้องกันระดับแรงดันเกินและทำการหยุดชาร์จไฟให้กับแบตเตอรี่ เมื่อแรงดันภายในแบตเตอรี่ถึงระดับกำหนด

3.3.9 USB To USB Isolator Industrial Grade 12Mbps Speed ADUM4160/ADUM3160



รูปที่ 3.13 USB Isolator

ที่มา: s-l500.jpg (500x500) (ebayimg.com)

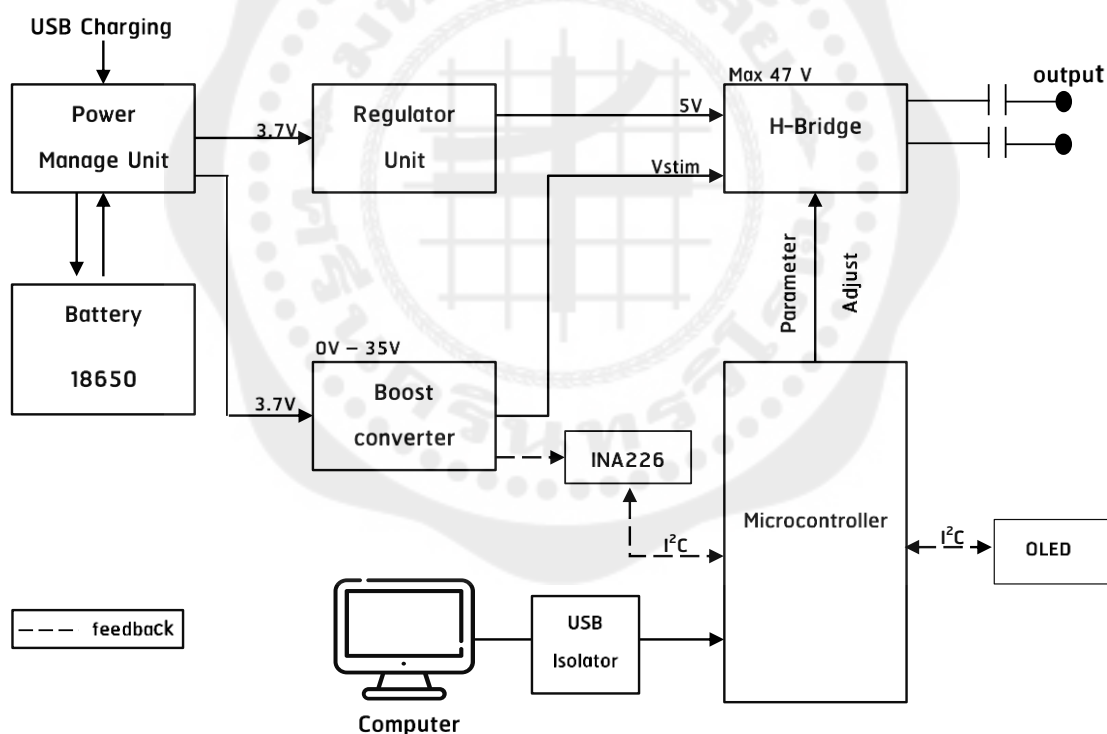
ใช้เพื่อป้องกันการรั่วของกระแสไฟฟ้าหรือสัญญาณไฟฟ้ารบกวนจากคอมพิวเตอร์จากพอร์ทการเชื่อมต่อแบบ USB ไปยังอุปกรณ์ต่าง ๆ ภายในเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายกับผู้ใช้เครื่องกระตุ้นได้

3.4 การดำเนินงาน

เป็นการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ในส่วนของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์เพื่อให้ได้สัญญาณสำหรับการกระตุ้นกล้ามเนื้อ โดยพารามิเตอร์ที่สามารถควบคุมได้ ได้แก่ แอมพลิจูดของสัญญาณ ความถี่ของสัญญาณ และสามารถเลือกสร้างสัญญาณได้ 2 รูปแบบ ได้แก่ สัญญาณแบบโมโนฟาสิค และ สัญญาณแบบไบฟาสิค

3.4.1 การออกแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ประกอบด้วยองค์ประกอบหลักได้แก่ แบตเตอรี่สำหรับจ่ายไฟเลี้ยงและวงจรชาร์จแบตเตอรี่ (Power Management Unit) วงจรปรับระดับแรงดันไฟเลี้ยง (Regulator Unit) วงจรปรับระดับแรงดันสัญญาณกระตุ้น (DC-to-DC Step Up Boost Converter) วงจรสร้างสัญญาณกระแสสลับ (H-bridge Motor Driver) เซนเซอร์ตรวจวัดกระแสและแรงดันไฟฟ้าสัญญาณกระตุ้น (Current and Voltage Sensor; INA226) จอ OLED และบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล ESP 32 โดยแผนผังการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่างๆ ภายในเครื่องกระตุ้น สามารถแสดงได้ ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แผนผังการเชื่อมต่อทำงานของอุปกรณ์ภายในเครื่องกระตุ้น NMES ต้นแบบ

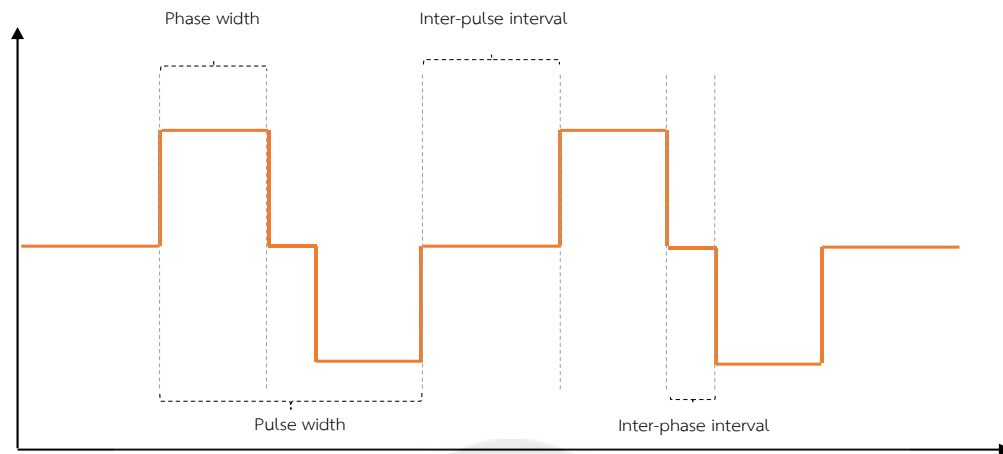
จากรูป แบตเตอรี่ชนิด 18650 ทำหน้าที่จ่ายไฟเลี้ยงให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าด้วยระดับแรงดันไฟฟ้า 3.7 โวลต์ ผ่านวงจร Power Management Unit ไปยัง วงจร Boost converter และ วงจร Regulator Unit เพื่อทำการปรับระดับแรงดันไฟฟ้าให้เหมาะสมกับความต้องการของอุปกรณ์ต่างๆภายในเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า วงจร Regulator

ทำหน้าที่แปลงแรงดันจาก 3.7 โวลต์ เป็น 5 โวลต์ เพื่อจ่ายให้กับให้กับวงจร H-Bridge ส่วนไมโครคอนโทรลเลอร์ NodeMCU ESP 32 นั้นได้ไฟเลี้ยงที่ระดับแรงดัน 5 โวลต์ ผ่านการต่อสาย USB เข้ากับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในสื่อสารระหว่างกันผ่านการเชื่อมต่อแบบ Universal Asynchronous Receiver and Transmitter (UART) โดยมีวงจร USB Isolator ทำหน้าที่เป็นตัวกลาง เพื่อลดระดับสัญญาณรบกวนและป้องกันกระแสไฟฟ้าจากเครื่องคอมพิวเตอร์ไหลเข้าสู่เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าโดยตรง ซึ่งอาจก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าได้ นอกจากนี้ เซ็นเซอร์วัดกระแสและแรงดัน INA 226 และหน้าจอ OLED จะทำงานโดยอาศัยไฟเลี้ยงจากขา Vout ของบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์

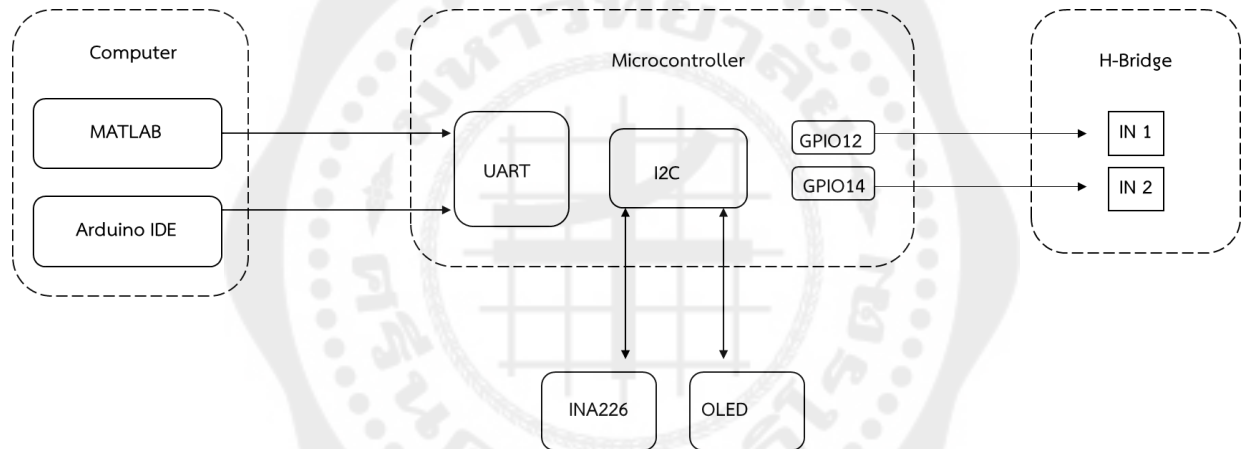
ในขณะเดียวกัน ไฟเลี้ยงที่ระดับแรงดัน 3.7 โวลต์ จากแบตเตอรี่จะถูกส่งผ่านไปยังวงจร DC-to-DC Step Up Boost Converter ซึ่งทำหน้าที่ขยายระดับแรงดันไฟฟ้าสำหรับสัญญาณเพื่อใช้ในการกระตุ้น โดรนบอร์ดทดลองที่เลือกใช้สามารถขยายระดับแรงดันเอาต์พุตได้ในช่วง 5 โวลต์ – 35 โวลต์ โดยระดับแรงดันที่ออกจากวงจร Boost Converter จะถูกเซนเซอร์ INA 226 ตรวจจับเพื่อทำการวัดกระแสและแรงดันไฟฟ้าที่ถูกปล่อยออกมา โดยค่าที่วัดได้จะถูกแสดงขึ้นบนหน้าจอ OLED ผ่านการสื่อสารข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยโปรโตคอล I²C สัญญาณที่ถูกวัดกระแสและแรงดันแล้วจะถูกส่งไปยังวงจร H-Bridge ซึ่งเป็นโมดูลที่ทำหน้าที่ควบคุมทิศทางการไหลของสัญญาณ โดยสามารถสร้างสัญญาณได้ทั้งแบบโมโนฟาสิคและไบฟาสิค รวมถึงควบคุมความถี่ (Frequency) ความกว้างของพัลส์ (Pulse width) และความยาวของเฟส (Phase Width) โดยอาศัยการสั่งการจากบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์

3.4.2 การออกแบบระบบซอฟต์แวร์

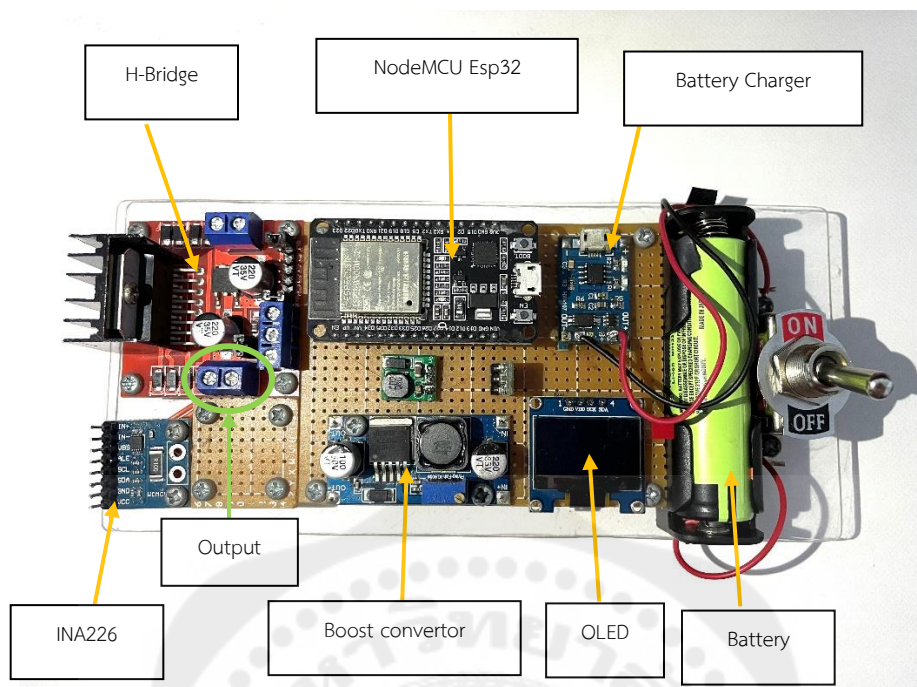
ชุดคำสั่งซอฟต์แวร์เพื่อควบคุมการทำงานของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ NodeMCU ESP 32 ถูกพัฒนาขึ้นโดยการเขียนชุดคำสั่งบนแพลตฟอร์ม Arduino ผ่านโปรแกรม Arduino IDE โดยไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของวงจร H-bridge ให้สร้างสัญญาณกระตุ้นที่มีรูปแบบของสัญญาณ ตลอดจนค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ในสัญญาณ เช่น ความถี่ (Frequency) ความยาวของพัลส์ (Pulse width) ความยาวระหว่างพัลส์ (Inter-pulse interval) ความยาวระหว่างเฟส (Inter-phase interval) ให้เป็นไปตามที่ต้องการ โดยรูปแบบของสัญญาณและพารามิเตอร์ที่ปรับเปลี่ยนค่าได้ทั้งหมด สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.15 โดยบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ จะทำการรับค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวจากเครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านสาย USB โดยผู้ใช้สามารถปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นในรูปแบบ Graphic User Interface (GUI) ด้วยชุดคำสั่ง MATLAB นอกจากนี้ไมโครคอนโทรลเลอร์ยังทำหน้าที่สื่อสารกับเซนเซอร์วัดกระแสและแรงดันไฟฟ้า INA 226 และส่งข้อมูลไปแสดงผลบนหน้าจอ OLED



รูปที่ 3.15 แสดงรูปแบบและพารามิเตอร์ที่สามารถปรับค่าได้ในของสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า

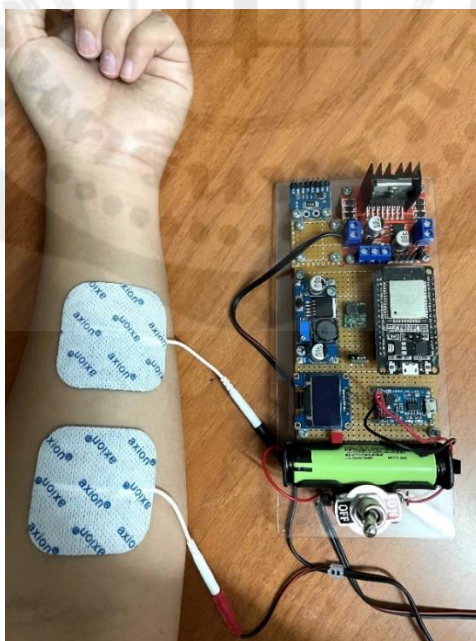


รูปที่ 3.16 รูปภาพแสดงการเชื่อมต่อของอุปกรณ์ต่าง ๆ



รูปที่ 3.17 ตัวเครื่องที่พัฒนาขึ้นมา

โดยตำแหน่งที่ติดแผ่นอิเล็กโทรดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าจะติดที่ตำแหน่งหลังแขน (Forearm) ช่วงกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis และ Flexor carpi ulnaris



รูปที่ 3.18 แสดงตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรด

บทที่ 4

ผลการทดลอง

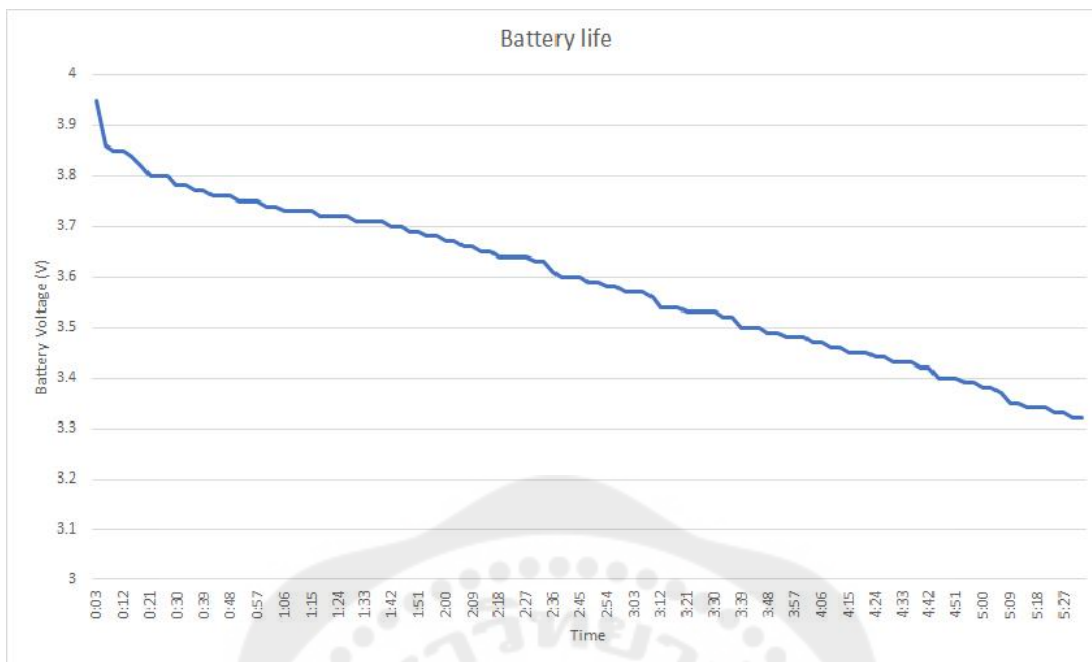
4.1 ผลการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

ในส่วนของการทดสอบประสิทธิภาพของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าชนิด NMES ต้นแบบ ได้แบ่งการทดสอบออกเป็น

- การทดสอบระยะเวลาการทำงานของเครื่องเมื่อใช้พลังงานจากแบตเตอรี่
- การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าต้นแบบ
- การทดสอบการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยเครื่องต้นแบบ

4.1.1 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของแบตเตอรี่

ทำการวัดระยะเวลาการทำงานของเครื่องต้นแบบผ่านการให้พลังงานด้วยแบตเตอรี่ 18650 ที่ระดับแรงดัน 3.7 โวลต์ เมื่อทำงานโตนการสร้างสัญญาณกระตุ้นที่แรงดันไฟฟ้าที่สูงสุด (35 โวลต์) และสร้างสัญญาณรูปแบบสัญญาณแบบโมโนฟาสสิก ที่ความถี่ 50 เฮิรตซ์ โดยทำการวัดระดับแรงดันภายในแบตเตอรี่ ทุกๆช่วงระยะเวลา 3 นาที โดยเริ่มต้นที่ระดับแรงดันเมื่อทำการชาร์จไฟจนเต็มด้วยวงจร Power Management Unit ผ่านสาย USB และทำการวัดเข้าไปจนกว่าดับแรงดันภายในแบตเตอรี่ลดลง จนเครื่องต้นแบบไม่สามารถสร้างสัญญาณกระตุ้นที่แรงดัน 35 โวลต์ได้อีก รูปที่ 4.1 แสดงกราฟของการลดลงของระดับแรงดันในแบตเตอรี่ เมื่อทำการวัดด้วยวิธีดังกล่าว



รูปที่ 4.1 แสดงค่าความเปลี่ยนแปลงของระดับแรงดันไฟฟ้าภายในแบตเตอรี่ (V) เทียบกับระยะเวลาที่ทำการทดสอบในหน่วยชั่วโมง (Hr.)

จากการทดลอง พบว่าเครื่องต้นแบบไม่สามารถสร้างสัญญาณกระตุ้นที่แรงดันสูงสุด 35 โวลต์ได้อีก เมื่อระดับแรงดันภายในแบตเตอรี่ลดลงจนถึง 3.3 โวลต์ โดยใช้เวลาดำเนินการประมาณ 5 ชั่วโมง 30 นาที โดยมีระดับการลดลงของแรงดันภายในแบตเตอรี่เฉลี่ย คือ 0.11 โวลต์ต่อชั่วโมง

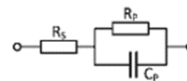
4.1.2 การวัดผลประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าต้นแบบ

ทำการทดสอบโดยการสร้างสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าจากเครื่องต้นแบบไปยังวงจรเสมือน (Equivalent Circuit) ที่ทำการจำลองระดับความต้านทาน (Impedance) เทียบเท่ากับแผ่นเจลอิเล็กโทรดที่ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ ผ่านการวัดระดับแรงดันของสัญญาณและแสดงผลรูปร่างสัญญาณด้วยเครื่อง Oscilloscope เพื่อตรวจสอบค่าความคลาดเคลื่อนของสัญญาณกระตุ้นเมื่อผ่านชั้นของเจลอิเล็กโทรดไปยังชั้นผิวหนัง

โดยวงจรเสมือนดังกล่าวได้รูปแบบมาจาก [5] ซึ่งเป็นวงจรชนิด Resistive-Capacitive ซึ่งได้ทำการเปรียบเทียบค่า ความต้านทาน (Resistance) และค่าความสามารถในการเก็บประจุไฟฟ้า (Capacitance) หลายรูปแบบสำหรับเจลอิเล็กโทรดที่ขนาดต่างๆ เมื่อติดใช้งานบริเวณกล้ามเนื้อส่วนแขน โดยในการศึกษานี้ เลือกใช้ Equivalent circuits ที่ 3 (RC3) ซึ่งจะเป็นการจำลองค่าความต้านทานของเจลอิเล็กโทรด ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 เซนติเมตรและติดบริเวณกล้ามเนื้อท้องแขน (Ventral forearm) ดังรูปที่ 4.2

Table 3.5: Resistance-capacitance loads approximated the electrode-tissue impedance of adhesive gel electrodes. The equivalent circuits (RC1 to RC6) were calculated for different electrode configurations. For assessment of underlying data, the electrodes were placed on the ventral forearm (VF) and the gastrocnemius muscle (GM). Adapted from Perkins (Perkins 2004).

	RC1	RC2	RC3	RC4	RC5	RC6
Size (cm)	8 x 13	Ø 7	Ø 5	Ø 3.2	Ø 7	Ø 5
Method	GM	VF	VF	VF	GM	GM
R_s (Ω)	221.5	150.9	271.1	819	329.1	680
R_p (Ω)	1195	3893	4705	5600	1793	1799
C_p (nF)	330	150	68	22	150	68



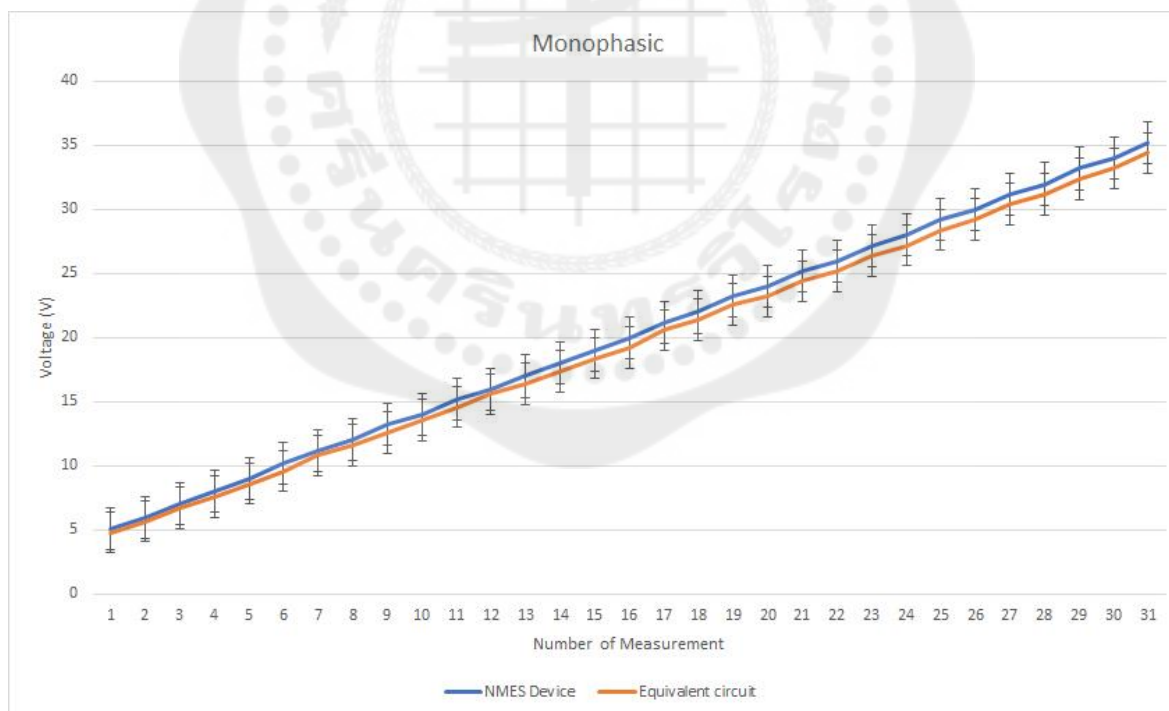
รูปที่ 4.2 แสดง resistive-capacitive ในขนาดอิเล็กทรอนิกส์ที่แตกต่างกัน

ที่มา: Krenn และคณะ (2015). Electrical stimulation training to improve neuromuscular performance in sedentary elderly.

การวัดตามรูปแบบของสัญญาณแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ สัญญาณแบบโมนอฟาสิก และสัญญาณแบบไบเฟาสิก

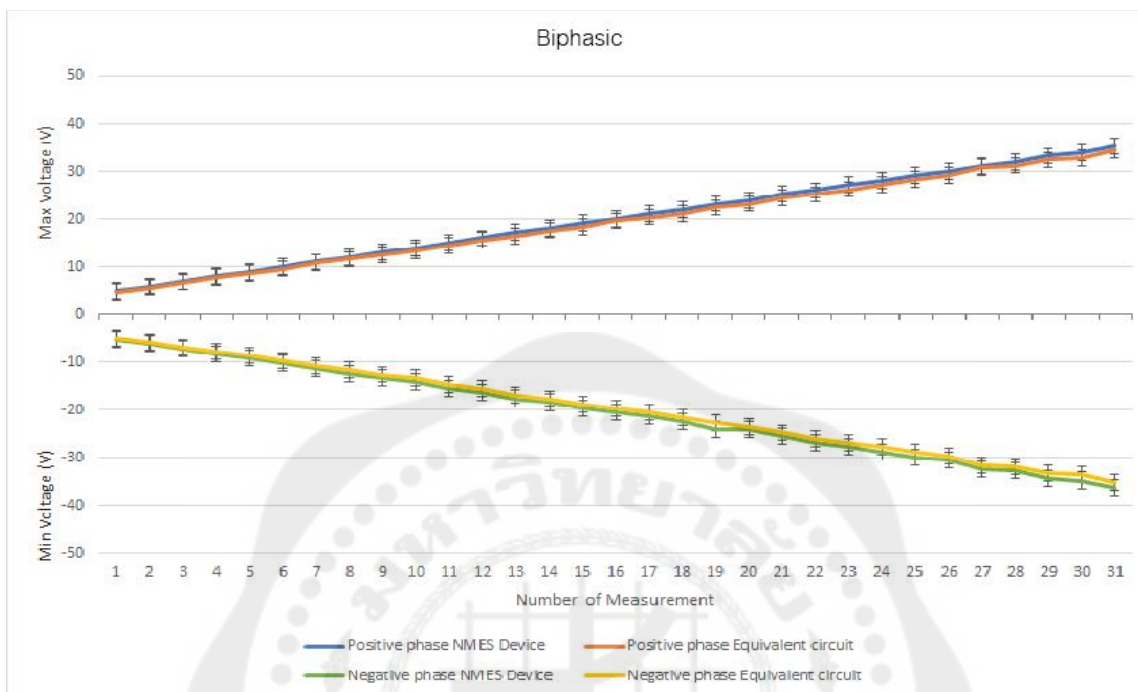
4.1.2.1 กราฟแสดงความคลาดเคลื่อนจากเครื่องกระตุ้นเทียบกับวงจร Equivalent

สัญญาณแบบโมนอฟาสิก วัดจากแรงดันไฟฟ้าสูงสุด (Max Voltage) มีหน่วยเป็นโวลต์

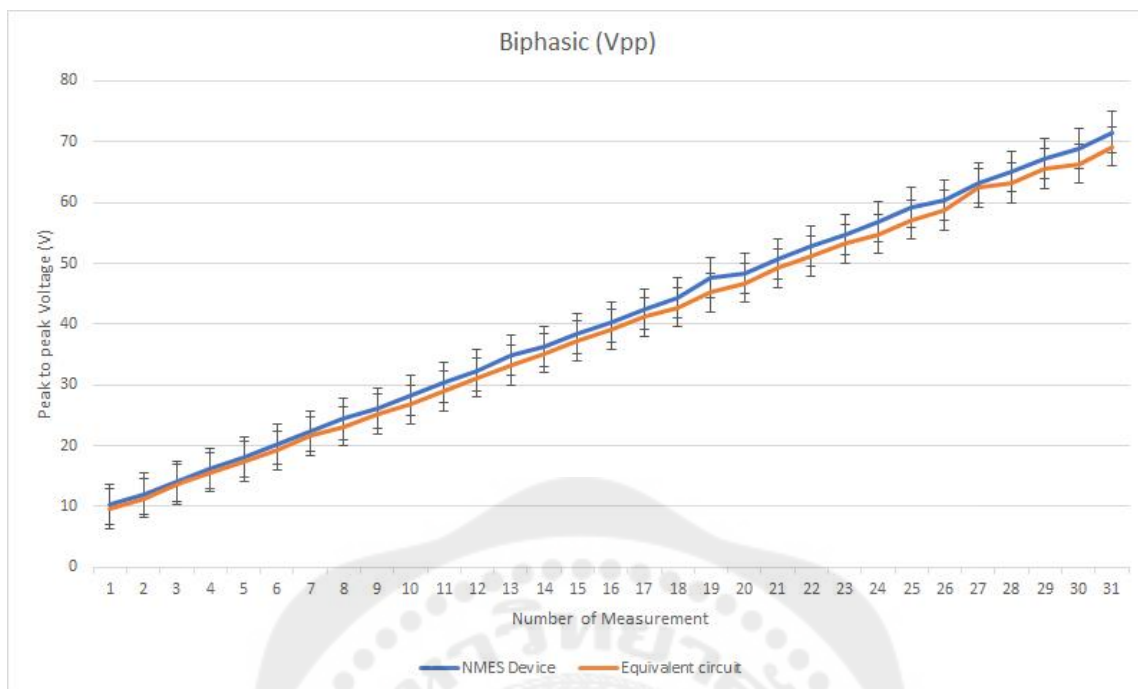


รูปที่ 4.3 รูปภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้าและจำนวนครั้งที่วัด (เมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าทีละ 1 โวลต์) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (สีฟ้า)และผ่าน Equivalent circuits (สีส้ม)

สัญญาณแบบไบฟาสิค วัดจากแรงดันไฟฟ้าสูงสุด (Max Voltage) แรงดันไฟฟ้าต่ำสุด (Min Voltage) และแรงดันไฟฟ้ายอดดิ่งยอด (Peak to Peak Voltage)



รูปที่ 4.4 ภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้าและจำนวนครั้งที่วัด (เมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าทีละ 1 โวลต์) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าทั้งแบบ Positive phase และ Negative phase (สี่ฟ้าและสี่เขียวตามลำดับ) และผ่าน Equivalent circuits ทั้งแบบ Positive phase และ Negative phase



รูปที่ 4.5 รูปภาพแสดงการเปรียบเทียบของแรงดันไฟฟ้ายอดถึงยอด (Vpp) ผ่านเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (สีฟ้า) และผ่าน Equivalent circuits (สีส้ม)

4.1.2.2 ผลการทดสอบเทียบค่าคลาดเคลื่อนจากการทดลอง

การเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของแรงดันไฟฟ้าที่ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า และแรงดันไฟฟ้าหลังจากผ่าน Equivalent circuits จะคำนวณผ่านสมการ

$$\%Error = \left| \frac{X_{mea} - X_t}{X_t} \right| \times 100 \quad (4.1)$$

โดย X_{mea} หมายถึง ค่าที่ออกมาจาก Equivalent circuits

X_t หมายถึง ค่าที่ออกมาจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

จากสมการสามารถหาค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อนของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าที่มีสัญญาณขาออกแบบโมนอฟาสิก มีค่าเท่ากับ 3.41% และสัญญาณขาออกแบบไบฟาสิกมีค่าเท่ากับ 3.76%

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างวัดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าและวัดจาก Equivalent circuit ของสัญญาณแบบโมโนฟาสิค

NMES Device	Equivalent circuit	%error
Max Voltage (V)		
5.040	4.800	4.761
6.000	5.680	5.333
7.040	6.720	4.545
8.000	7.600	5.000
9.000	8.600	4.444
10.200	9.600	5.882
11.200	10.800	3.571
12.000	11.600	3.333
13.200	12.600	4.545
14.000	13.600	2.857
15.200	14.600	3.947
16.000	15.600	2.500
17.000	16.400	3.529
18.000	17.400	3.333
19.000	18.400	3.157
20.000	19.200	4.000
21.200	20.600	2.830
22.000	21.400	2.727
23.200	22.600	2.586
24.000	23.200	3.333
25.200	24.400	3.174
26.000	25.200	3.076
27.200	26.400	2.941
28.000	27.200	2.857
29.200	28.400	2.739
30.000	29.200	2.666
31.200	30.400	2.564
32.000	31.200	2.500
33.200	32.400	2.409
34.000	33.200	2.352
35.200	34.400	2.272
Average		3.412

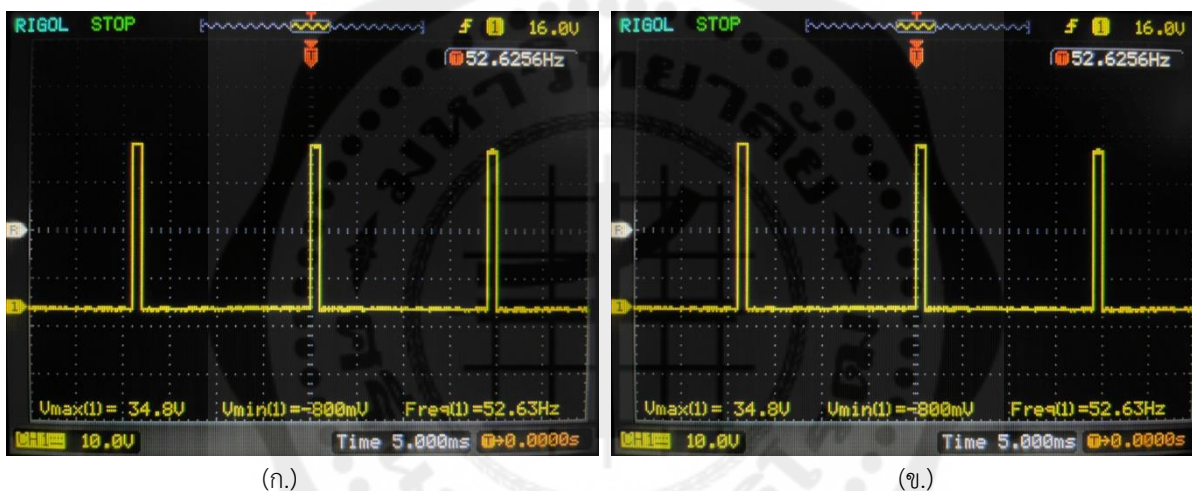
ตารางที่ 4.2 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างวัดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าและวัดจาก Equivalent circuit ของสัญญาณแบบ ไบฟาสิค

NMES Device	Equivalent circuit	%error
Peak to peak Voltage (V)		
10.400	9.6800	6.923
12.100	11.400	5.785
14.200	13.600	4.225
16.200	15.600	3.703
18.200	17.400	4.395
20.200	19.200	4.950
22.400	21.600	3.571
24.400	23.200	4.918
26.200	25.200	3.816
28.200	26.800	4.964
30.400	29.000	4.605
32.400	31.200	3.703
34.800	33.200	4.597
36.400	35.200	3.296
38.400	37.200	3.125
40.400	39.200	2.970
42.400	41.200	2.830
44.400	42.800	3.603
47.600	45.200	5.042
48.400	46.800	3.305
50.800	49.200	3.149
52.800	51.200	3.030
54.800	53.200	2.919
56.800	54.800	3.521
59.200	57.200	3.378
60.400	58.800	2.649
63.200	62.400	1.265
65.200	63.200	3.067
67.200	65.600	2.380
68.800	66.400	3.488
71.600	69.200	3.351
Average		3.759

4.1.3 การวัดผลประสิทธิภาพจากการเปรียบเทียบจากรูปแบบของคลื่น

วัดผลจากการเปรียบเทียบรูปแบบคลื่นที่สั่งการจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า ขั้นตอนในข้อนี้จะคล้ายกับข้อที่ 4.1.2 จะวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าที่สั่งการออกมาจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า และนำมาเปรียบเทียบกับที่วัดจาก Equivalent circuits ผ่าน Oscilloscope แต่ในขั้นตอนนี้จะแตกต่างจากขั้นตอนด้านบนตรงที่จะเปลี่ยนรูปแบบคลื่น (Waveform) ไปด้วย เพื่อเปรียบเทียบพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสัญญาณที่ออกมาจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า และที่ออกมาจาก Equivalent circuits แตกต่างกันหรือไม่ จะแบ่งเป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ สัญญาณแบบโมนอฟาสิกและสัญญาณแบบไบฟาสิค

4.1.3.1 เทียบรูปแบบสัญญาณของสัญญาณแบบโมนอฟาสิก



(ก.)

(ข.)

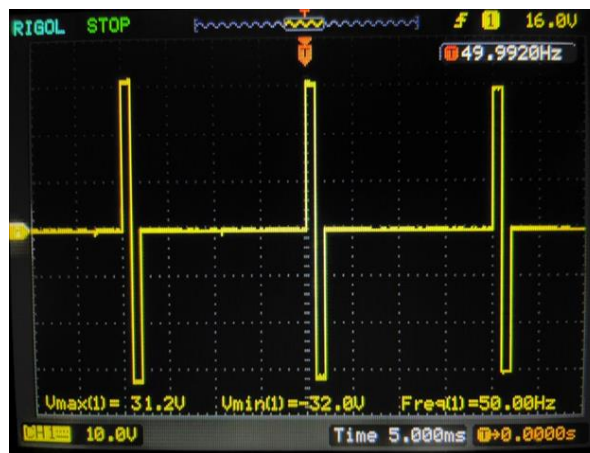
รูปที่ 4.6 แสดงคลื่นแบบ Monophasic (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope

4.1.3.2 เทียบรูปแบบสัญญาณของสัญญาณแบบไบฟาสิค

สัญญาณแบบไบฟาสิคในขั้นตอนนี้ จะวัดผลโดยการปรับพารามิเตอร์เป็น 2 รูปแบบ ได้แก่ แบบไม่มี Inter-phase interval และแบบมี Inter-phase interval

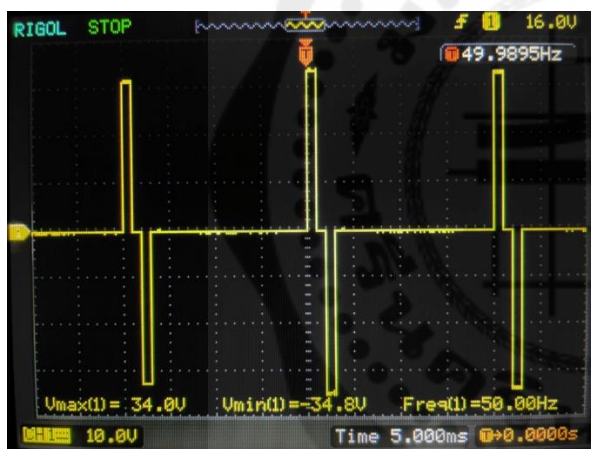


(ก.)



(ข.)

รูปที่ 4.7 แสดงสัญญาณ Biphasic แบบไม่มี Inter-phase interval (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope



(ก.)

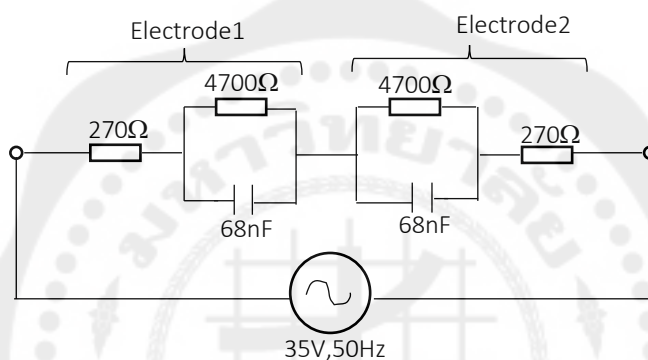


(ข.)

รูปที่ 4.8 แสดงสัญญาณ Biphasic แบบมี Inter-phase interval (ก.) ออกจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า (ข.) Equivalent circuits โดยวัดสัญญาณผ่าน Oscilloscope

4.1.4 การวัดผลประสิทธิภาพความปลอดภัยของเครื่อง

แรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าแปรผันตรงตามกฎของโอห์ม (Ohm's law) ดังนั้นเมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าก็จะสูงขึ้นตาม จากกฎที่กล่าวมาข้างต้นนี้ ผู้จัดทำจะวัดกระแสไฟฟ้าสูงสุด เมื่อปรับแรงดันไฟฟ้าที่ สูงสุด (35 โวลต์) กระแสไฟฟ้าสูงสุดเมื่อผ่าน Equivalent circuits นั้น จะมีค่าเป็นเท่าไร ซึ่งความอันตรายของ กระแสไฟฟ้าผู้จัดทำได้กล่าวถึงในบทที่ 2 ในขั้นตอนนี้จะคำนวณแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อม Equivalent circuits เมื่อปรับแรงดันไฟฟ้าสูงสุด (35 โวลต์) กระแสไฟฟ้าที่ได้จะเป็นอันตรายต่อร่างกายมนุษย์หรือไม่ กำหนดให้ความถี่ ที่ใช้เท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์



รูปที่ 4.9 ประกอบการใช้ในการคำนวณ

หาค่าความต้านทานของตัวเก็บประจุ

$$\begin{aligned} X_c &= \frac{1}{2\pi f C} \\ &= \frac{1}{2\pi(50)(68 \times 10^{-9})} \\ &= 46,810.28 \Omega \end{aligned}$$

หาค่าความต้านทานของอิเล็กทรอนิกส์ที่ 1

$$\begin{aligned} Z_{อนุกรม} &= 270 \Omega \\ \frac{1}{Z_{ขนาน}} &= \sqrt{\frac{1}{R^2} + \left(\frac{1}{X_c} - \frac{1}{X_L}\right)^2} \end{aligned}$$

$$\frac{1}{Z_{\text{ขนาน}}} = \sqrt{\frac{1}{4700^2} + \frac{1}{46,810^2}}$$

$$Z_{\text{ขนาน}} = 4,676.5 \Omega$$

หาค่าความต้านทานรวมของทั้ง 2 อิเล็กโทรด

$$Z_{\text{รวม}} = 4,676.5 + 270 + 4,676.5 + 270$$

$$= 9893 \Omega$$

หากระแสได้จาก

$$V = IZ_{\text{รวม}}$$

$$I = \frac{V}{Z_{\text{รวม}}}$$

$$= \frac{35}{9893}$$

$$= 3.54 \text{ mA}$$

∴ กระแสที่ไหลผ่านวงจร Equivalent เมื่อปรับให้แรงดันสูงสุดที่ 35 โวลต์ มีค่าเท่ากับ 3.54 มิลลิแอมแปร์

4.2 อุปกรณ์และตำแหน่งการติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการกระตุ้นไฟฟ้า

ใช้ถ่าน Lithium 18650 จ่ายไฟอยู่ที่ 3.7 โวลต์ เข้า Boost converter เพื่อใช้เพิ่มแรงดันไฟฟ้าในการกระตุ้น และเข้า Regulator Unit เพื่อแปลงไฟจาก 3.7 โวลต์ เป็น 5 โวลต์ เพื่อเป็นไฟเลี้ยงให้กับอุปกรณ์ควบคุมกระแส ในสองทิศทาง H-Bridge ซึ่งอุปกรณ์นี้จะช่วยให้ส่งการสัญญาณแบบโมโนฟาสิคและไบฟาสิค ได้ ส่วนไมโครคอนโทรลเลอร์ NodeMCU ESP 32 นั้นได้ไฟเลี้ยง 5 โวลต์ จากการต่อสาย USB เข้ากับคอมพิวเตอร์เพื่อเอาไว้สื่อสารกันแบบ UART เพื่อใช้ส่งการกระตุ้นไฟฟ้าผ่าน GUI เป็นตัวควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ทั้งหมด โดยสาย USB นั้นจะมี USB Isolator เพื่อกันกระแสจากคอมพิวเตอร์มารบกวนวงจรซึ่งอาจทำอันตรายให้กับคนที่โดนกระตุ้นได้ โดยมีเซนเซอร์ INA226 วัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าที่ออกจาก Boost converter และหน้าจอ OLED แสดงผลแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าที่จ่ายออกมา เมื่ออุปกรณ์ครบวงจรที่วางไว้ แรงดันไฟฟ้าที่ จะปล่อยออกมาระดับจะออกมาจาก H-Bridge

4.3 การทดสอบประสิทธิภาพการทำงานและการทดลองใช้งานจริง

หลังจากทำการเปรียบเทียบแรงดันไฟฟ้าที่ออกมาจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าของคณะผู้จัดทำกับวงจรจำลอง ความต้านทานของผิวหนังมนุษย์แล้วและแนชัดแล้วว่ากระแสสูงสุดที่ออกมาจากเครื่องกระตุ้นไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายจึงนำมาใช้ทดลองจริงกับคณะผู้จัดทำเพื่อดูผลลัพธ์ที่ออกมาว่าสามารถใช้กระตุ้นในมนุษย์จริง ๆ หรือไม่ จึงได้กำหนดช่วงในการทดลอง ดังนี้

ช่วงที่ 1 ติดตั้งอุปกรณ์ คือ ช่วงการติดตั้งอุปกรณ์กับคณะผู้จัดทำ ประกอบด้วยการแปะแผ่นอิเล็กโทรดจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้ากับขงกล้ามเนื้อ Flexor carpi radialis และ Flexor carpi ulnaris เป็นกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่งอข้อมือ ใช้เวลาทั้งสิ้น 2 นาที ในช่วงนี้ยังไม่มีการปล่อยไฟฟ้าออกมา

ช่วงที่ 2 เริ่มกระตุ้น คือ ช่วงที่เริ่มเปิดเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าโดยตั้งค่าแรงดันไฟฟ้าที่จะออกมาในตอนแรกไว้ที่ 0 โวลต์ จากนั้นค่อย ๆ เพิ่มแรงดันไฟฟ้าขึ้นมาจนเริ่มรู้สึกว่าการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า (อยู่ที่ 5 โวลต์) ใช้เวลาทั้งสิ้น 3 นาที

ช่วงที่ 3 ระหว่างการกระตุ้น คือ ช่วงที่เห็นการหดตัวของกล้ามเนื้ออย่างชัดเจน ซึ่งแรงดันไฟฟ้าที่ 10 โวลต์ กล้ามเนื้อสามารถหดตัวดึงข้อมือให้งอได้แล้ว จากนั้นเพิ่มแรงดันไฟฟ้าขึ้นเรื่อย ๆ จนรู้สึกว่าการกระตุ้นเกิดความล้า จึงหยุดเพิ่มแรงดัน ซึ่งแรงดันไฟฟ้าที่ใช้มีค่าประมาณ 20 โวลต์ ใช้เวลาทั้งสิ้น 5 นาที

ช่วงที่ 4 หลังการกระตุ้น คือ ช่วงที่หยุดการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า เมื่อรู้สึกว่าการกระตุ้นเริ่มเกิดอาการล้า ทางผู้จัดทำไม่ได้ทดลองปรับแรงดันไฟฟ้าที่สูงสุด (35 โวลต์) เนื่องจากกล้ามเนื้อหดตัวมากที่สุดที่ 17 โวลต์ และเป็นช่วงที่ปิดการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

บทที่ 5

สรุปและอภิปรายผลการทดลอง

5.1 สรุปผล

จากการพัฒนาและทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES เพื่อใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ ทำให้ได้พบว่าระยะเวลาในการใช้งานแบตเตอรี่มีระยะเวลาใช้งานที่ยาวนาน สามารถใช้งานได้ถึง 5 ชั่วโมง 30 นาทีเป็นอย่างต่ำ ประสิทธิภาพของแรงดันที่ปล่อยออกมาจากตัวเครื่องและเทียบแรงดันที่ออกมาจากวงจร Equivalent ค่าเปอร์เซ็นต์ความคาดเคลื่อนเฉลี่ยของสัญญาณแบบโมโนฟาสสิกมีค่าประมาณ 3.41% และสัญญาณแบบไบฟาสสิกมีค่าประมาณ 3.76% จากการเปรียบเทียบ Waveform ของสัญญาณกระตุ้นที่สร้างจากตัวเครื่องต้นแบบและออกจากร่างวงจร Equivalent นั้น แทบไม่พบการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของสัญญาณ มีเพียงช่วงของ peak to peak Voltage ที่ขนาดลดลงเล็กน้อยเป็นการยืนยันได้ว่าเมื่อสัญญาณกระตุ้นเข้าสู่ร่างกายแล้ว พารามิเตอร์ต่างๆของสัญญาณเช่น phase width, pulse width, inter-phase Interval width, Inter-pulse interval width ยังมีความกว้างเท่าเดิมเปลี่ยนแปลงเพียงขนาด Amplitude ของสัญญาณเท่านั้น ด้านความปลอดภัยในการใช้งาน ผู้จัดทำได้ทำการคำนวณกระแสที่ไหลผ่านวงจร Equivalent เมื่อปล่อยแรงดันสูงสุดของตัวเครื่องที่ 35 โวลต์ ได้ค่ากระแสเท่ากับ 3.54 มิลลิแอมแปร์ โดยประมาณ ซึ่งอยู่ในช่วงที่กระแสไม่ทำอันตรายต่อร่างกายและสามารถทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้ ดังนั้น จากการทดลองและวิเคราะห์ผลที่กล่าวไปข้างต้น สรุปได้ว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่ใช้อุปกรณ์ที่หาซื้อได้ตามท้องตลาดสามารถนำมากระตุ้นกล้ามเนื้อได้จริงและมีความปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน

5.2 อภิปราย

ผลจากสมมติฐานของโครงการเพื่อสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์ และมีสัญญาณขาออกทั้ง 2 รูปแบบ (โมโนฟาสสิกและไบฟาสสิก) ประกอบไปด้วยสัญญาณแบบโมโนฟาสสิกและสัญญาณแบบไบฟาสสิก เพื่อศึกษาชิ้นส่วนอุปกรณ์และหลักการทำงานของตัวเครื่อง สามารถสร้างขึ้นได้จากอุปกรณ์ที่มีขายตามท้องตลาดนั้น พบว่าอุปกรณ์ที่เลือกใช้สามารถนำมาสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES ที่สามารถใช้งานได้จริงและมีความปลอดภัยสำหรับผู้ใช้งาน โดยอุปกรณ์ L298N Motor Driver Module และ DC-DC Step Up Boost convertor ที่เลือกใช้สามารถใช้สร้างสัญญาณได้ทั้ง 2 รูปแบบและยังสามารถขยายสัญญาณเพื่อใช้ในการกระตุ้นได้สูงสุด 35 โวลต์โดยเมื่อส่งสัญญาณกระตุ้นผ่านไปยัง Equivalent แล้ว พบว่ามีกระแสไฟฟ้าสูงสุดไม่เกิน 4 มิลลิแอมแปร์ เป็นการยืนยันผลการวิจัยของที่ได้สอดคล้องกับการดำเนินงานวิจัยของ Stewart และคณะที่สามารถใช้อุปกรณ์ H-bridge L298N และ DC-DC Boost convertor ที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาดและราคาถูก ในการสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าแบบ NMES เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในงานด้าน functional electrical

stimulation (FES) เพื่อฟื้นฟูความสามารถในการทำงานของกล้ามเนื้อในร่างกายได้ แต่จากสมมติฐานของโครงการที่คาดว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าสามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์ยังพบปัญหา การสั่งงานจาก GUI ใน MATLAB สามารถสั่งงานให้สร้าง Pulse duration ได้ในระดับมิลลิวินาทีเท่านั้น เนื่องจากข้อจำกัดของระยะเวลาในการเขียนโค้ดของผู้จัดทำ ผู้จัดจึงต้องอาศัยการลงโปรแกรมให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโปรแกรม Arduino IDE อยู่ทุกครั้งที่ต้องการเปลี่ยนรูปแบบสัญญาณ

5.3 ปัญหาที่พบ

5.3.1 ไม่สามารถสร้าง Pulse duration ระดับไมโครวินาทีจาก GUI ใน MATLAB ได้ เนื่องจากข้อจำกัดของระยะเวลาในการเขียนโค้ดของผู้จัดทำ

5.3.2 ในการวัดสัญญาณด้วย oscilloscope มีสัญญาณรบกวนเล็กน้อยเป็นบางครั้ง ทำให้ได้สัญญาณที่ไม่นิ่งนัก

5.3.3 Boost convertor ทำงานได้เมื่อมีแรงดันไฟฟ้าขาเข้าที่ 3.2 โวลต์ ขึ้นไป แต่ในความเป็นจริง แรงดันขาเข้าที่ต่ำกว่า 3.3 โวลต์ Boost convertor นั้นก็ทำงานไม่ได้ประสิทธิภาพแล้ว

5.3.4 ขา GPIO25 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ไปควบคุม Pulse width modulation (PWM) ของ H-bridge ไม่สามารถต่อใช้งานได้ เนื่องจากจุดนั้นของ H-bridge มีไฟออกมา 5 โวลต์ ไฟสามารถไหลย้อนกลับเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ H-bridge จึงไม่สามารถทำ PWM ออกมา

5.3.5 เซนเซอร์วัดแรงดันและกระแส INA 226 วัดกระแสได้เพียงกระแสตรง จึงไม่สามารถนำไปวัดสัญญาณที่ออกจาก H-bridge ซึ่งเป็นกระแสสลับได้ ผู้จัดจึงนำไปวัดกระแสตรงที่ออกจาก Boost convertor แทน

5.3.6 แรงดันที่ INA 226 วัดได้นั้นน้อยกว่าที่วัดจาก oscilloscope เพียงเล็กน้อย ทำให้ผู้ใช้ไม่ทราบค่าที่แม่นยำขณะใช้งาน

5.4 ข้อเสนอแนะ

5.4.1 สามารถทำ GUI ที่สั่งการให้สร้างสัญญาณได้ตั้งแต่ระดับไมโครวินาที

5.4.2 ใช้เซนเซอร์วัดแรงดันและกระแสไฟฟ้าแบบกระแสสลับที่มีความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น

5.4.3 สามารถขยายแรงดันของสัญญาณให้มากกว่า 3 โวลต์ได้ เพื่อเพิ่มความสามารถในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ

5.4.4 สามารถควบคุมช่วงในการกระตุ้นหรือการปล่อยสัญญาณได้อัตโนมัติ

บรรณานุกรม

- [1] Anas Albulbul. (2016). **Evaluating Major Electrode Types for Idle Biological Signal Measurements for Modern Medical Technology.** สืบค้นเมื่อ 14 มกราคม 2564, จาก <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5597189/>
- [2] Christopher G. Pretty, Member, IEEE, XiaoQi Chen, Senior Member Ashley M. Stewart. (2016). **Design And Testing Of A Novel, Low-cost, Functional Electrical Stimulator.** สืบค้นเมื่อ 25 พฤศจิกายน 2563, จาก <https://ieeexplore.ieee.org/document/7587155>
- [3] Delmar Carvalho de Souza, Marcelo do Carmo Gaiotto, Guilherme Nunes Nogueira Neto, Maria Claudia Ferrari de Castro, และ Percy Nohama. (2017). **Power amplifier circuits for functional electrical stimulation systems.** สืบค้นเมื่อ 25 พฤศจิกายน 2563, จาก http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2446-47402017000200144
- [4] First Physio. (2016). **ES คืออะไร?** สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2564, จาก <https://www.firstphysioclinics.com/article/175>
- [5] Matthias Krenn, Helmut Kern, และ Stefan Löffler. (2014). **Current versus voltage controlled electrical stimulation of the anterior thigh.** สืบค้นเมื่อ 15 มีนาคม 2563, จาก https://www.researchgate.net/publication/235962902_Current_versus_voltage_controlled_electrical_stimulation_of_the_anterior_thigh
- [6] William F. Smith. (1993). **Foundation of Materials Science and Engineering.** McGraw-Hill Education; 5th edition., April 9, 2009. สืบค้นเมื่อ 15 มีนาคม 2563,
- [7] นพดล กิตนนะ. (2555). **คู่มือประกอบสื่อการสอนวิทยาศาสตร์และคณิตศาสตร์ระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย เรื่อง สมongสัตว์และคน.** กรุงเทพฯ: ภาควิชาพฤกษศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย. สืบค้นเมื่อ 24 พฤศจิกายน 2563,
- [8] รศ.ดร.สมชาย รัตน์ทองคำ. (2560). **การกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้า.** ขอนแก่น: หน่วยงานภาพบำบัด ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู. สืบค้นเมื่อ 24 พฤศจิกายน 2563,
- [9] ไวกงษ์ ศรีธัญ และ วีรธรรม ไชยรงค์. (2558). **งานไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์.** กรุงเทพฯ: วังอักษร. สืบค้น เมื่อ 16 เมษายน 2564,
- [10] สมชาย รัตน์ทองคำ. (2560). **คู่มือการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าความถี่ต่ำ.** ขอนแก่น: ภาควิชา กายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น. สืบค้นเมื่อ 24 พฤศจิกายน 2563,
- [11] จิรัศย์ เจนพาณิชย์. (2552). **Biology for high school students.** กรุงเทพฯ: ศูนย์หนังสือ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. สืบค้นเมื่อ 16 เมษายน 2564,



ภาคผนวก ก

(รายละเอียดวงจรของอุปกรณ์ที่ใช้ในการพัฒนา)

2 Pin Definitions

2.1 Pin Layout

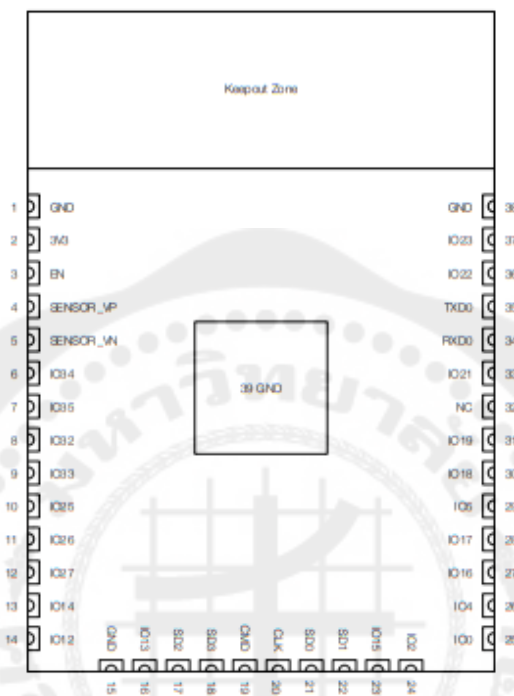


Figure 1: ESP32-WROOM-32 Pin Layout (Top View)

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, MTCCK, 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, SPWP, 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
SD0/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, HSPWP, 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, VSPID, 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, SD0/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.

HT Handson Technology

Laser Guide

L298N Dual H-Bridge Motor Driver

This dual bidirectional motor driver, is based on the very popular L298N Dual H-Bridge Motor Driver Integrated Circuit. The circuit will allow you to easily and independently control two motors of up to 2A each in both directions. It is ideal for robotic applications and well suited for connection to a microcontroller requiring just a couple of control lines per motor. It can also be interfaced with simple manual switches, TTL logic gates, relays, etc. This board equipped with power LED indicators, on-board +5V regulator and protection diodes.



SKU: MDL-1049

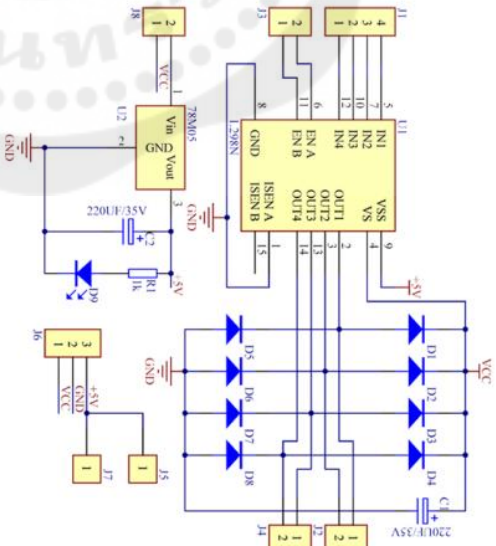
Brief Data:

- Input Voltage: 3.2V-40Vdc.
- Driver: L298N Dual H Bridge DC Motor Driver
- Power Supply: DC 5 V - 35 V
- Peak current: 2 Amp
- Operating current range: 0 ~ 36mA
- Control signal input voltage range :
 • Low: -0.3V ≤ Vin ≤ 1.5V,
 • High: 2.3V ≤ Vin ≤ Vss
- Enable signal input voltage range :
 • Low: -0.3 ≤ Vin ≤ 1.5V (control signal is invalid)
 • High: 2.3V ≤ Vin ≤ Vss (control signal active)
- Maximum power consumption: 20W (when the temperature T = 75 °C).
- Storage temperature: -25 °C ~ +130 °C.
- On-board +5V regulated Output supply (supply to controller board i.e. Arduino).
- Size: 3.4cm x 4.3cm x 2.7cm

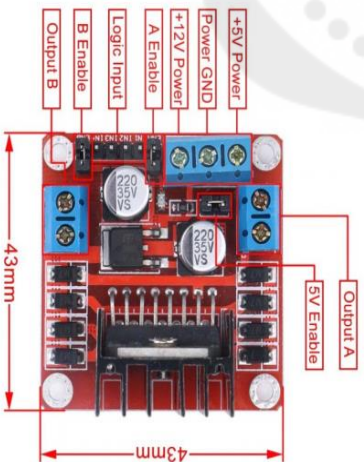
1 |

www.handsontec.com

the matic Diagram:



Board Dimension & Pins Functions:



Pin Configurations

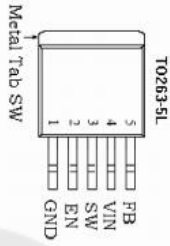


Figure2. Pin Configuration of XL6009 (Top View)

Table 1 Pin Description

Pin Number	Pin Name	Description
1	GND	Ground Pin.
2	EN	Enable Pin. Drive EN pin low to turn off the device, drive it high to turn it on. Floating is default high.
3	SW	Power Switch Output Pin (SW).
4	VIN	Supply Voltage Input Pin. XL6009 operates from a 5V to 32V DC voltage. Bypass Vin to GND with a suitably large capacitor to eliminate noise on the input.
5	FB	Feedback Pin (FB). Through an external resistor divider network, FB senses the output voltage and regulates it. The feedback threshold voltage is 1.25V.

Function Block

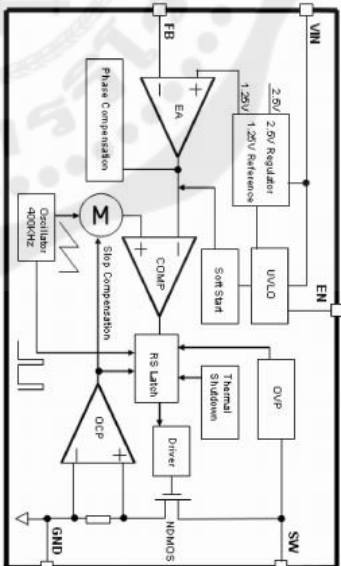


Figure3. Function Block Diagram of XL6009

Typical Application Circuit

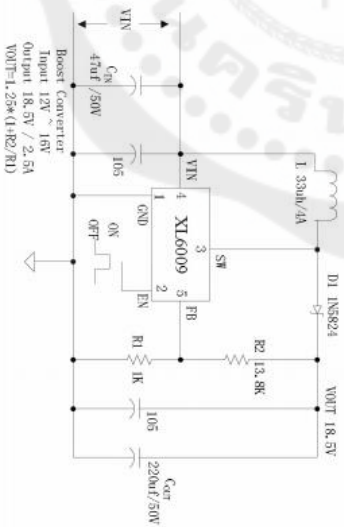


Figure4. XL6009 Typical Application Circuit (Boost Converter)



INA226

SBOS547A – JUNE 2011 – REVISED AUGUST 2015

INA226 High-Side or Low-Side Measurement, Bi-Directional Current and Power Monitor with I²C Compatible Interface

1 Features

- Senses Bus Voltages From 0 V to 36 V
- High-Side or Low-Side Sensing
- Reports Current, Voltage, and Power
- High Accuracy:
 - 0.1% Gain Error (Max)
 - 10 μ V Offset (Max)
- Configurable Averaging Options
- 16 Programmable Addresses
- Operates from 2.7-V to 5.5-V Power Supply
- 10-Pin, DGS (VSSOP) Package

2 Applications

- Servers
- Telecom Equipment
- Computing
- Power Management
- Battery Chargers
- Power Supplies
- Test Equipment

3 Description

The INA226 is a current shunt and power monitor with an I²C™- or SMBUS-compatible interface. The device monitors both a shunt voltage drop and bus supply voltage. Programmable calibration value, conversion times, and averaging, combined with an internal multiplier, enable direct readouts of current in amperes and power in watts.

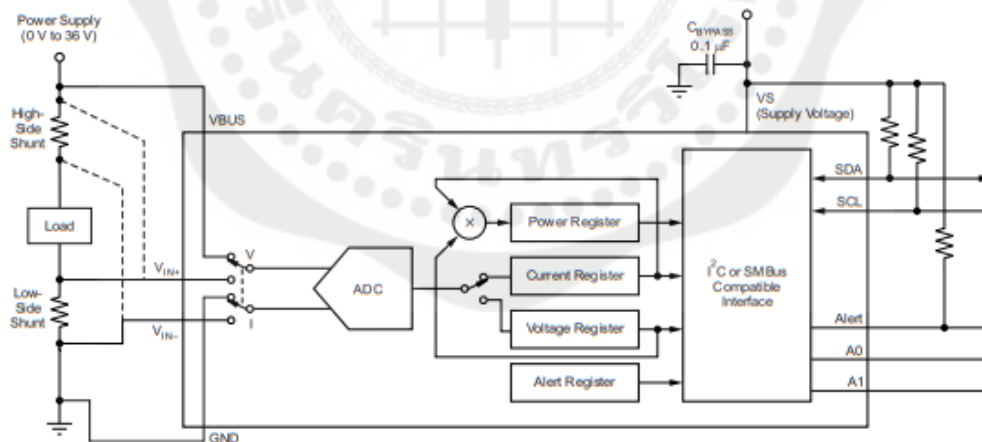
The INA226 senses current on common-mode bus voltages that can vary from 0 V to 36 V, independent of the supply voltage. The device operates from a single 2.7-V to 5.5-V supply, drawing a typical of 330 μ A of supply current. The device is specified over the operating temperature range between -40°C and 125°C and features up to 16 programmable addresses on the I²C-compatible interface.

Device Information⁽¹⁾

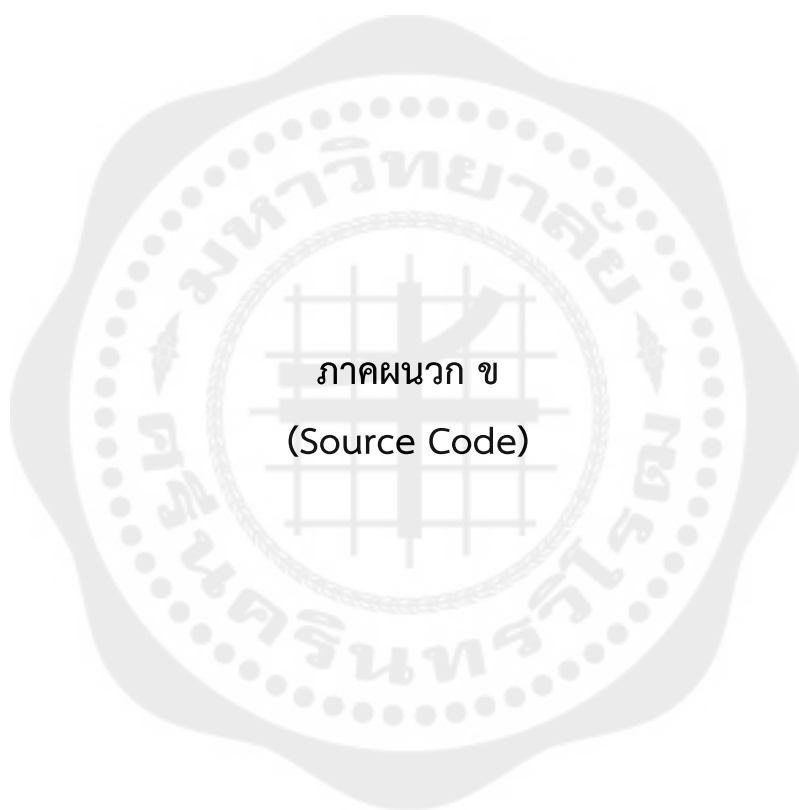
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA226	VSSOP (10)	3.00 mm x 3.00 mm

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

High-Side or Low-Side Sensing Application



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.



Source code: Preprocessor directives และ การประกาศตัวแปร

```
#include "Arduino.h"

#include <SPI.h>

#include <Wire.h>

#include <Adafruit_GFX.h>

#include <Adafruit_SSD1306.h>

TaskHandle_t Task1;

TaskHandle_t Task2;

#define SCREEN_WIDTH 128

#define SCREEN_HEIGHT 64

#define OLED_RESET

Adafruit_SSD1306 OLED(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);

#include <INA.h>

const uint32_t SERIAL_SPEED{115200};

const uint32_t SHUNT_MICRO_OHM{100000};

const uint16_t MAXIMUM_AMPS{1};

INA_Class INA;

int dir1PinA = 12; //IN1

int dir2PinA = 14; //IN2

int time_delay
```

```
hw_timer_t * timer = NULL;

portMUX_TYPE timerMux = portMUX_INITIALIZER_UNLOCKED;
```

Source code: การทำ Interrupt

```
void IRAM_ATTR onTimer(){

  portENTER_CRITICAL_ISR(&timerMux);

  digitalWrite(dir1PinA,LOW);

  digitalWrite(dir2PinA,LOW);

  delay(5000);

  portEXIT_CRITICAL_ISR(&timerMux);

}
```

Source code: กำหนดค่าเริ่มต้นให้กับตัวแปร

```
void setup() {

  pinMode(dir1PinA,OUTPUT);

  pinMode(dir2PinA,OUTPUT);

  timer = timerBegin(0, 80, true);

  timerAttachInterrupt(timer, &onTimer, true);

  timerAlarmWrite(timer,10000000,true);

  timerAlarmEnable(timer);

  Serial.begin(SERIAL_SPEED);

  INA.begin(MAXIMUM_AMPS, SHUNT_MICRO_OHM);

  INA.setBusConversion(8500);
```



```

INA.setShuntConversion(8500);

INA.setAveraging(255);

INA.setMode(INA_MODE_CONTINUOUS_BOTH);

INA.alertOnBusOverVoltage(true, 5000);

OLED.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C);

xTaskCreatePinnedToCore(Task1code, "Task1", 10000, NULL, 1, &Task1, 0);

}

```

Source code: ฟังก์ชันแยกทำงานบน core 0

```

void Task1code( void *Parameters ){

for(;;){

float current_mA = 0.0;

float busVoltage_V = 0.0;

float shuntVoltage_mV = 0.0;

float loadVoltage_V = 0.0;

current_mA = INA.getBusMicroAmps() / 1000.0;

busVoltage_V = INA.getBusMilliVolts() / 1000.0;

shuntVoltage_mV = INA.getShuntMicroVolts() / 1000.0;

loadVoltage_V = busVoltage_V + (shuntVoltage_mV/1000);

Serial.print("current: ");

Serial.println(current_mA);

Serial.print("Voltage: ");

Serial.println(loadVoltage_V);
}

```

```
OLED.clearDisplay();

OLED.setTextColor(WHITE, BLACK);

OLED.setCursor(0, 0);

OLED.setTextSize(2);

OLED.print(loadVoltage_V); OLED.println(" V");

OLED.print(current_mA); OLED.println(" mA");

OLED.display();

}

}
```

Source code: ฟังก์ชันหลักทำงานบน core 1

```
void loop() {

//positive

digitalWrite(dir1PinA,HIGH);

digitalWrite(dir2PinA,LOW);

delayMicroseconds(time_delay);

//stop

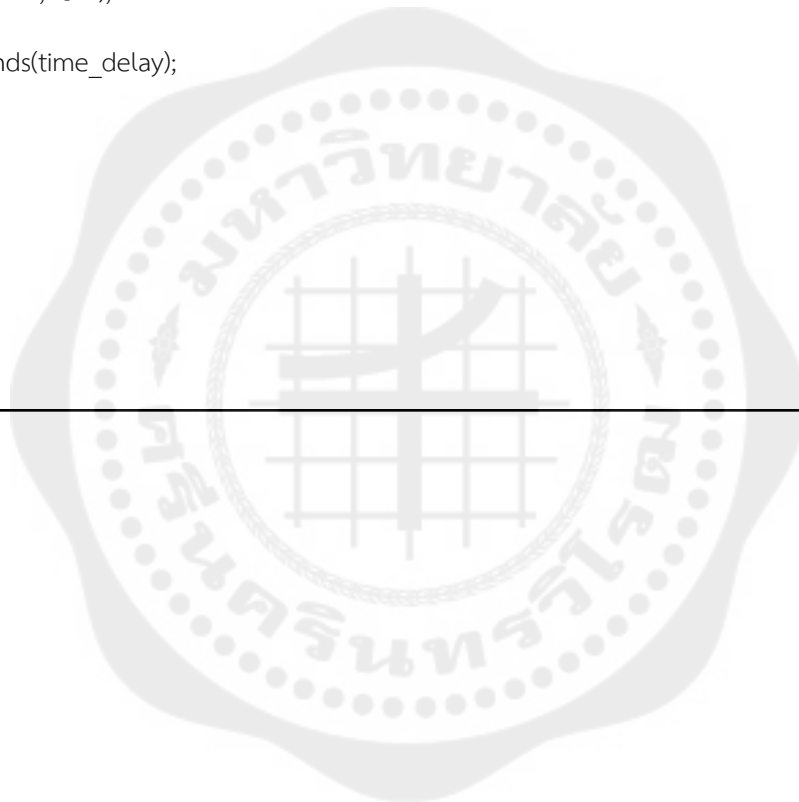
digitalWrite(dir1PinA,LOW);

digitalWrite(dir2PinA,LOW);

delayMicroseconds(time_delay);

//negative
```

```
digitalWrite(dir1PinA,LOW);  
  
digitalWrite(dir2PinA,HIGH);  
  
delayMicroseconds(time_delay);  
  
  
//stop  
  
digitalWrite(dir1PinA,LOW);  
  
digitalWrite(dir2PinA,LOW);  
  
delayMicroseconds(time_delay);  
}
```



ประวัติย่อผู้ทำโครงการ



ชื่อ สกุล	นางสาวฐิติวรดา ขำเพ็ญ
วันเดือนปีเกิด	31 มกราคม 2542
สถานที่เกิด	จังหวัดกรุงเทพฯ
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	19/2 หมู่ 2 ซอย บางปลา24 ตำบล บางปลา อำเภอบางพลี ถนนเทพารักษ์ จังหวัด สมุทรปราการ 10540
หมายเลขโทรศัพท์ติดต่อ	0955814185
ประวัติการศึกษา	
พ.ศ. 2560	มัธยมศึกษาปีที่ 6 จากโรงเรียนเตรียมอุดมศึกษาพัฒนาการสุวรรณภูมิ
พ.ศ. 2564	กำลังศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ประวัติย่อผู้ทำโครงการงาน



ชื่อ สกุล	นางสาวศิริประภา ศรีประเสริฐ
วันเดือนปีเกิด	6 พฤศจิกายน 2541
สถานที่เกิด	จังหวัดอ่างทอง
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	70/6 หมู่ 12 ตำบลศาลเจ้าโรงทอง อำเภอวิเศษชัยชาญ จังหวัดอ่างทอง 14110
หมายเลขโทรศัพท์ติดต่อ	0632028081
ประวัติการศึกษา	พ.ศ. 2560 มัธยมศึกษาปีที่ 6 จากโรงเรียนสตรีอ่างทอง
พ.ศ. 2564	กำลังศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ