



การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด
ELECTRICAL STIMULATOR FOR ELECTROTHERAPY

นายพงษ์พันธ์ สุทธสม รหัส 49361195
นายภัทรชัย บุญช่วย รหัส 49361409

ห้องสมุดคณะวิศวกรรมศาสตร์
19, ส.ค. 2555
รับเข้า.....
เลขทะเบียน..... 15747818
เลขเรียกหนังสือ..... ผ.ร.
มหาวิทยาลัยนเรศวร ๑๗/6/๕๕

2552

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร
ปีการศึกษา 2552



ใบรับรองปริญญาโท

ชื่อหัวข้อโครงการ การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด
ผู้ดำเนินโครงการ นายพงษ์พันธ์ สุทธสม รหัส 49361195
นายภัทรชัย บุญช่วย รหัส 49361409
ที่ปรึกษาโครงการ ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรนต์น์
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์
ปีการศึกษา 2552

.....
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหาดไทย อนุมัติให้ปริญญาโทฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

..... ที่ปรึกษาโครงการ
(ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรนต์น์)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ขงยุทธ ชนบดีเฉลิมรุ่ง)

..... กรรมการ
(ดร.มุกิตา สงฆ์จันทร์)

ชื่อหัวข้อโครงการงาน	การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด		
ผู้ดำเนินโครงการงาน	นายพงษ์พันธ์ สุทธรรม	รหัส	49361195
	นายภัทรชัย บุญช่วย	รหัส	49361409
ที่ปรึกษาโครงการงาน	ดร.พรพิศุทธิ์ วรจิรันตน์		
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า		
ภาควิชา	วิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์		
ปีการศึกษา	2552		

บทคัดย่อ

ปฏิญานิทรรศน์ฉบับนี้เป็นการศึกษาและออกแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด โดยใช้มอสเฟตกำลัง ตัวอุปกรณ์จะแบ่งเป็นสองส่วนคือ ส่วนแรกคือวงจรทระดับแรงดัน เพื่อเพิ่มระดับแรงดันจาก 26 โวลต์ เป็น 110 โวลต์ ส่วนที่สองคือวงจรกำหนดความถี่และคิวตี้ไซเคิลของสัญญาณกระตุ้นควบคุมโดยไมโครคอนโทรลเลอร์และคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลผ่านทางโปรแกรม Visual Basic 6 เพื่อเปิดปิดมอสเฟตกำลังและเปลี่ยนแรงดันไฟกระแสตรงเป็นคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความถี่และคิวตี้ไซเคิลตามต้องการ โดยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้ากายภาพบำบัดที่พัฒนานี้สามารถทำงานที่ความถี่ 50-100 เฮิร์ต ปรับค่าคิวตี้ไซเคิลได้ 10-90% และสามารถปรับกระแสได้ 3-15 มิลลิแอมแปร์ สามารถตั้งเวลาได้ 1-546 นาที โดยสามารถเลือกตั้งเวลาให้เครื่องเริ่มและหยุดทำงานล่วงหน้าได้

Project title Electrical Stimulator for Electrotherapy
Name Mr.Pongpun Suttasom ID. 49361195
Mr.Phattarachai Boonchouy ID. 49361409
Project advisor Ms.Ponpisut Worrajiran, Ph.D.
Major Electrical Engineering
Department Electrical and Computer Engineering
Academic year 2009

Abstract

This thesis is a study and design of an electrical stimulator for physiotherapy. The device is divided into two parts. The first part is boosting circuit that boosts DC supply voltage from 26 volts to 110 volts. The second part is the stimulator signal's frequency and duty cycle control circuit, working with and a personal computer via a Visual Basic 6 program. The circuit opens and closes a power MOSFET in order to change the DC voltage into a square wave with a desired frequency and duty cycle. This electrical stimulator generates signal, which has a frequency range of 50-100 Hz, an adjustable duty cycle range between 10-90% and 3-15 mA current. The period of stimulation can be set for 1-546 minutes and the start, stop time can be set in advance.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญาานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจากดร.พรพิศุทธิ์ วรรณรัตน์ อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ ที่กรุณาชี้แนะให้คำแนะนำในการดำเนิน โครงการงาน และการเขียนปริญญา นิพนธ์ รวมทั้ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ขงยุทธ ชนบดีเฉลิมรุ่ง และดร.มุกิตา สงฆ์จันทร์ ที่กรุณาให้ คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของปริญญาานิพนธ์ด้วยการเอาใจใส่จนทำให้ปริญญาานิพนธ์ สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์ ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาจึงขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบคุณคณาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้กับคณะผู้ดำเนิน โครงการงาน ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ม.นเรศวร ที่ เอื้อเฟื้อสถานที่ในการทดลอง และขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการทางไฟฟ้าที่ให้คำแนะนำใน การใช้เครื่องมือ

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบิดามารดาที่คอยเป็นกำลังใจให้ความรักความอบอุ่นอันหา ที่สุดไม่ได้และให้การสนับสนุนอย่างไม่มีเงื่อนไขตลอดมา

ผู้จัดทำโครงการ

นายพงษ์พันธ์ สุทธสม

นายภัทรชัย บุญช่วย

สารบัญ

	หน้า
ใบรับรองปริญญาโท.....	ก
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ค
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ช
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของ โครงการ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของ โครงการ.....	1
1.3 ขอบเขตของโครงการ.....	1
1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานและแผนการดำเนินงานตลอด โครงการวิจัย.....	2
1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการ.....	2
1.6 งบประมาณ.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ผลของไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้น.....	4
2.1.1 ผลทางชีววิทยาของการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า.....	4
2.1.2 ระดับการตอบสนองทางสรีรวิทยา.....	6
2.1.3 การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่สัมพันธ์กับการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า.....	6

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.2 ไฟฟ้าบำบัด.....	7
2.2.1 การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า.....	8
2.2.2 การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า.....	9
2.2.3 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อ.....	9
2.2.4 การกระตุ้นประสาทกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าเพื่อให้ทำหน้าที่ได้.....	10
2.2.5 การรักษาความเจ็บปวดด้วยไฟฟ้า.....	12
2.3 รูปคลื่น (Wave Forms).....	13
2.3.1 ลักษณะเชิงปริมาณที่ขึ้นอยู่กับความสูง.....	14
2.3.2 ลักษณะที่ขึ้นอยู่กับเวลา.....	14
2.3.3 Amplitude.....	15
2.3.4 Frequency.....	15
2.3.5 Duty Cycle.....	16
2.3.6 ตัวอย่างกระแสและรูปคลื่นที่นิยมใช้ในการรักษา.....	17
2.3.7 ลักษณะการวางขั้วกระตุ้น.....	18
2.4 โครงสร้างภายในของบอร์ด ET-BASE51 AC3.....	18
2.4.1 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์บอร์ด AT89C51AC3.....	19
2.5 ทฤษฎีพื้นฐานการสื่อสารแบบอนุกรม.....	19
2.5.1 รูปแบบการส่งสัญญาณ.....	19
2.5.2 มาตรฐาน RS -232C.....	20
2.6 วงจรทระดับแรงดัน.....	21
2.6.1 เงื่อนไขการทำงานของวงจรทระดับแรงดันไฟฟ้า.....	21

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.6.2 หลักการทำงานของวงจรทระดับแรงดันไฟฟ้า.....	22
2.6.3 ค่าระลอกคลื่นของแรงดัน ไฟฟ้าด้านออก.....	26
2.7 วงจรกำเนิดสัญญาณ ไอซีหมายเลข NE555.....	27
2.7.1 ไอซีหมายเลข NE555.....	27
2.7.2 วงจรอะอสซิลเลเตอร์แบบไอซีหมายเลข NE555.....	28
2.8 วงจรชอปเปอร์ (Chopper Circuit).....	30
2.8.1 อิเล็กทรอนิกส์สวิตช์ที่ใช้ในวงจร.....	31
2.9 วงจรจำกัดกระแส (Current limiting Circuit).....	31
2.10 การแปลงค่าแรงดันสูงสุดเป็นแรงดัน Root - Mean - Square.....	32
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงาน.....	33
3.1 การออกแบบและเขียน โปรแกรมรับข้อมูลและควบคุมสัญญาณพัลส์ในบอร์ด ไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่นET-BASE51 AC3.....	33
3.1.1 อธิบายการทำงานของ โปรแกรม.....	33
3.2 การออกแบบและเขียน โปรแกรมส่งข้อมูลด้วย Visual Basic 6.....	36
3.2.1 คำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูล.....	37
3.3 การออกแบบและทดสอบวงจร.....	37
3.3.1 การออกแบบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์.....	38
3.3.2 การออกแบบวงจรขับมอเตอร์กำลัง.....	39
3.3.3 วงจรทระดับแรงดัน.....	40
3.3.4 วงจรเรียงกระแส.....	42

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.3.5 วงจรจำกัดกระแส.....	43
3.3.6 เครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัด.....	44
บทที่ 4 ผลการทดลองและการวิเคราะห์.....	45
4.1 การทดสอบ โปรแกรมควบคุมเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัด.....	45
4.2 การทดสอบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์และวงจรขับมอเตอร์กำลัง.....	47
4.3 การทดสอบวงจรทระดับแรงดัน.....	48
4.4 การทดสอบเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109).....	48
4.5 การทดสอบเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น.....	52
4.6 วิเคราะห์ผลการทดลอง.....	55
4.6.1 วิเคราะห์ผลการทดสอบของเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109).....	55
4.6.2 วิเคราะห์ผลการทดสอบของเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น.....	56
4.6.3 วิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ กับที่สร้างขึ้น.....	56
บทที่ 5 บทสรุป.....	58
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	58
5.2 ปัญหา.....	58
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	59

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง.....	60
ภาคผนวก ก.....	61
ประวัติผู้เขียนโครงการ.....	79



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	2
2.1 อัตราขยายแรงดันของวงจรทระดับแรงดันไฟฟ้าเมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า D (Duty Ratio)	25
3.1 ผลการทดสอบวงจรจำกัดกระแส.....	43
4.1 การเปรียบเทียบค่าของแรงดันขาออกจากทฤษฎีกับการทดลองจริง.....	48
4.2 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดดินแบบที่ค่าความต้าน 5 กิโลโห์ม.....	49
4.3 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดดินแบบที่ค่าความต้าน 10 กิโลโห์ม.....	49
4.4 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดดินแบบกับมนุษย์ที่มีค่าความต้านทาน 1.52 เมกกะ โห์ม.....	50
4.5 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโห์ม.....	53
4.6 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโห์ม.....	54

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงรูปคลื่นแบบต่างๆของกระแสพัลส์และกระแสไฟสลับ.....	13
2.2 แสดงลักษณะเชิงปริมาณแบบต่างๆของไฟฟ้า.....	14
2.3 ลักษณะที่ขึ้นอยู่กับเวลา.....	14
2.4 แสดงความเข้มของกระแสที่กระตุ้น.....	15
2.5 แสดงลักษณะของไฟฟ้าที่ค่า Duty cycle ต่างๆ.....	16
2.6 แสดงตัวอย่างของการปรับแต่งกระแสไฟฟ้า.....	16
2.7 กระแสกัลวานิก.....	17
2.8 รูปคลื่นเล็กรัจ.....	17
2.9 รูปคลื่นสี่เหลี่ยม.....	17
2.10 รูปคลื่นสามเหลี่ยม.....	17
2.11 แสดงการทำงานแบบ (ก) Half-Duplex กับ (ข) Full-Duplex.....	20
2.12 วงจรทระดับแรงดัน.....	21
2.13 วงจรทระดับ ขณะสวิตช์นำกระแส.....	22
2.14 (ก) แรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำ (ข) กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำ.....	23
2.15 วงจรทระดับ ขณะสวิตช์ไม่นำกระแส.....	23
2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายแรงดันกับค่า D (Duty Ratio).....	26
2.17 กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเก็บประจุ.....	26
2.18 โครงสร้างภายในของ ไอซี หมายเลข NE555.....	28
2.19 แสดงวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ ไอซี หมายเลข NE555.....	29
2.20 วงจรปรับค่าควิตี้ไซเคิลและค่าความถี่สัญญาณที่ดับเบิลยูเอ็มคองที่.....	30
2.21 วงจรชอปเปอร์.....	31

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.22 วงจรจำกัดกระแส.....	32
2.23 รูปคลื่นสี่เหลี่ยม.....	32
3.1 แผนผังการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น.....	33
3.2 แผนผังการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์.....	34
3.3 การจัดวางคอนโทรลต่างๆ.....	36
3.4 หน้าต่างโปรแกรมควบคุม.....	37
3.5 (ก) วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ที่ออกแบบ (ข) วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ที่สร้างเสร็จ.....	39
3.6 (ก) วงจรขับมอสเฟตกำลังที่ออกแบบ (ข) วงจรขับมอสเฟตกำลังที่สร้างเสร็จ.....	40
3.7 ตัวเหนี่ยวนำขนาด 9 มิลลิเฮนรี่.....	41
3.8 (ก) วงจรทบระดับแรงดันที่ออกแบบ (ข) วงจรทบระดับแรงดันที่สร้างเสร็จ.....	41
3.9 (ก) วงจรเรียงกระแสแบบบริดจ์ที่ออกแบบ (ข) วงจรเรียงกระแสแบบบริดจ์ที่สร้างเสร็จ...	42
3.10 (ก) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่ออกแบบ (ข) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้า เพื่อการบำบัดที่สร้างเสร็จ.....	44
4.1 รูปแบบการทำงานแบบต่อเนื่อง.....	45
4.2 รูปแบบการทำงานแบบตั้งเวลาเริ่มและหยุดการทำงาน.....	46
4.3 รูปแบบการทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง (Count down).....	46
4.4 ผลของสัญญาณพัลส์ที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณพัลส์โดยใช้ NE555.....	47
4.5 ผลของสัญญาณพัลส์ที่ได้จากบอร์ด ไมโครคอนโทรลเลอร์.....	47
4.6 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109).....	48
4.7 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์ไซเคิล 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 22 V.....	51
4.8 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์ไซเคิล 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 212 V.....	51

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.9 รูปสัญญาณที่ค่าคิวดั้ไซเคลิล 80% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 220 V.....	52
4.10 รูปสัญญาณที่ค่าคิวดั้ไซเคลิล 90% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 156 V.....	52
4.11 รูปสัญญาณที่ค่าคิวดั้ไซเคลิล 30% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 104 V.....	54
4.12 รูปสัญญาณที่ค่าคิวดั้ไซเคลิล 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 110 V.....	55
4.13 รูปสัญญาณที่ค่าคิวดั้ไซเคลิล 80% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 106 V.....	55



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

การรักษาด้วยไฟฟ้าความถี่ต่ำ (1-2000 Hz) เป็นแนวทางในการรักษาทางกายภาพบำบัดที่นำมาใช้เพื่อรักษาสภาพของกล้ามเนื้อ ชะลอและป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้อ, เพื่อให้เกิดการเรียนรู้ใหม่ในกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง, เพื่อลดอาการบวม, เพื่อเพิ่มการไหลเวียนเลือด, เร่งการสมานแผล, การเพิ่มการแข็งแรงของกล้ามเนื้อ และลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ

โครงการนี้จึงได้ทำการศึกษาเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด เพื่อคัดค้นออกแบบและพัฒนาให้มีราคาถูกลง และสามารถสั่งงานได้จากคอมพิวเตอร์

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. ศึกษาค้นคว้าหาข้อมูลของการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า
2. เพื่อศึกษาค้นคว้าวงจรของออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ในการสร้างเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด และการสร้างเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด
3. ศึกษาหลักการทํางานและ โครงสร้างของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น ET-BASE51 AC3 (AT89C51AC3)
4. ศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C ในไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51
5. ศึกษาการสื่อสารแบบอนุกรมของไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51
6. ศึกษาการเขียนโปรแกรมด้วย Microsoft Visual Studio 6
7. ออกแบบและสร้างเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด

1.3 ขอบเขตโครงการวิศวกรรม

1. สร้างเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด ที่สามารถสร้างไฟฟ้ากระแสสลับที่กระแส 0-100 mA แรงดัน 0-100 V ความถี่ 0-150 Hz สามารถปรับ Duty Cycle ได้ รูปคลื่นเป็น Square Wave
2. สามารถตั้งเวลาได้ 0-60 นาทีหรือต่อเนื่อง
3. ผ่านการทดสอบจากผู้เชี่ยวชาญ
4. สามารถตั้งโปรแกรมล่วงหน้าก่อนใช้งาน

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานและแผนการดำเนินการตลอดโครงการวิจัย

รายละเอียด	ปี 2552		ปี 2553	
	มิ.ย.-ธ.ค.	ม.ค.-พ.ค.	มิ.ย.-ค.ค.	มิ.ย.-ค.ค.
1.ศึกษาเกี่ยวกับกายวิภาคศาสตร์ การทำ กายภาพบำบัดและการรักษาด้วยไฟฟ้า				
2. ศึกษาข้อมูลเครื่อง ไฟฟ้าทาง กายภาพบำบัดและการรักษาด้วยไฟฟ้า				
3.ศึกษาวงจรในการสร้างกระแส ความถี่ และแรงดัน ที่เหมาะสมในการใช้ในมนุษย์				
4.ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับการเขียน โปรแกรม เพื่อควบคุมเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด				
5.ทำการออกแบบวงจรในการสร้างกระแส ความถี่และแรงดันที่ใช้กับเครื่องไฟฟ้าทาง กายภาพบำบัด				
6. ทำการทดสอบเครื่อง ไฟฟ้าทาง กายภาพบำบัดที่สร้างขึ้น				
7.สรุปผลที่ได้จากการทดสอบและเขียน รายงานการทดสอบ				

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้เรียนรู้วิธีการสร้างเครื่อง ไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด
2. ได้เรียนรู้อุปกรณ์และวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการสร้างเครื่อง ไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด
3. ได้เรียนรู้วิธีการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์
4. ได้เรียนรู้การเขียน โปรแกรมด้วยภาษาซี
5. ได้เรียนรู้การใช้โปรแกรม Microsoft Visual Studio 6

1.6 งบประมาณ

ค่าอุปกรณ์	1,500	บาท
ค่าถ่ายเอกสารและเข้าเล่ม	500	บาท
รวมเป็นเงิน(สองพันบาทถ้วน)	2,000	บาท
หมายเหตุ: ถัวเฉลี่ยทุกรายการ		



บทที่ 2

ทฤษฎีเบื้องต้นเกี่ยวกับไฟฟ้าบำบัดและโครงสร้างของไมโครคอนโทรลเลอร์

การใช้กระแสไฟฟ้าในเชิงกายภาพบำบัดนั้น สามารถแบ่งออกเป็น 3 ประเภท

1. Electrotherapy คือ การใช้กระแสไฟฟ้าในการบำบัดรักษาโรค
2. Electrodiagnosis คือ การใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นเพื่อการวินิจฉัยโรค โดยการแปลผลจากการตอบสนองของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ
3. Electromyography (EMG) คือ เป็นกรบันทึกการตอบสนองที่ได้จากการทำงานของประสาทยนต์ (Motor unit) ออกมาในรูปของกระแสไฟฟ้า

อย่างไรก็ตามในโครงการวิจัยนี้จะกล่าวถึงหัวข้อไฟฟ้าบำบัด (Electrotherapy) ในทางกายภาพบำบัด เทคนิคที่ใช้กระแสไฟฟ้าในการรักษาจะเป็นแบบ การส่งกระแสไฟฟ้าผ่านทางผิวหนัง หรือเรียกว่า Transcutaneous นั่นคือการกระตุ้นโดยไม่มีกระแสไฟฟ้าผ่านทางผิวหนังแต่อย่างใด การรักษาโดยการกระตุ้นไฟฟ้า (Electrical stimulation) ในทางกายภาพบำบัด มุ่งเน้นกระตุ้นกล้ามเนื้อแต่ละมัด หรือกลุ่มกล้ามเนื้อ เพื่อให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อนั้น ๆ ในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถที่จะควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้เอง (Voluntary contraction) ทั้งนี้ได้หมายถึงกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง (Denervated muscle) เท่านั้น แต่ยังรวมถึงกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติ (Innervated muscle) แต่ไม่สามารถทำงานได้ เช่น กรณีที่ถูกจำกัดการเคลื่อนไหว การที่ไม่ได้ใช้กล้ามเนื้อนั้นๆเป็นเวลานาน เป็นต้น ถ้าเป็นกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง กระแสไฟฟ้าที่มากกระตุ้นนั้นมีผลในการรักษาสภาพของกล้ามเนื้อ โดยการเพิ่มการไหลเวียนเลือด ลดการเปลี่ยนแปลงของใยกล้ามเนื้อเป็นพังพืด (Fibrosis) และชะลอการฝ่อลีบของกล้ามเนื้ออันเกิดจากการขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง [1]

2.1 ผลของไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้น

ไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้นผ่านเข้าไปในร่างกายจะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงการทำงานของเซลล์และเนื้อเยื่อมีทั้งผลที่ต้องการนำไปใช้ในการรักษาและผลที่ไม่ต้องการให้เกิดขึ้น [1] ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงทั้งหมด 3 ประการ คือ

2.1.1 ผลทางชีววิทยาของการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

การไหลของกระแสไฟฟ้าผ่านเนื้อเยื่อของร่างกายที่นำไฟฟ้าได้ ทำให้เกิดผลขึ้นพื้นฐาน 3 ประการ คือ 1) ผลทางความร้อนไฟฟ้า (Electrothermal effect) 2) ผลทางเคมีไฟฟ้า (Electrochemical effect) 3) ผลทางฟิสิกส์ไฟฟ้า (Electrophysical effect)

2.1.1.1 ผลทางความร้อนไฟฟ้า

การเคลื่อนไหวของประจุในตัวกลางที่นำไฟฟ้าได้เป็นเหตุให้มีการสั่นสะเทือนของประจุไฟฟ้าเหล่านี้ การสั่นสะเทือนที่ร่วมกับแรงเสียดทานจะทำให้เกิดความร้อนขึ้น ปริมาณความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นสามารถอธิบายได้ด้วย กฎของจูล (Joule's law) ที่กล่าวว่า

$$H = 0.24I^2 RT \text{ กรัม-แคลอรี}$$

ในการรักษาด้วยไฟฟ้านั้นความร้อนที่เกิดขึ้นย่อมขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสไฟฟ้าทั้งหมดที่ใช้ อิมพีแดนซ์ของผิวหนังและระยะเวลาที่ใช้ในการรักษา ถ้าใช้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้ากระแสตรง อิมพีแดนซ์ของผิวหนังจะมีค่ามาก ดังนั้นจึงต้องลดกระแสไฟฟ้าลงมา และเวลาที่ใช้ในการรักษาให้น้อยที่สุด แต่ถ้าเป็นไฟฟ้ากระแสสลับอิมพีแดนซ์ของผิวหนังจะลดลงเมื่อความถี่เพิ่มขึ้น

2.1.1.2 ผลทางเคมีไฟฟ้า

ผลทางเคมีที่เกิดจากไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อกระแสไฟฟ้าทำให้เกิดสารเคมีใหม่ เพราะสารเคมีที่มีอยู่นั้นถูกเปลี่ยนแปลงไปเมื่อมีกระแสไฟฟ้า จากการเกิดปรากฏการณ์การแลกเปลี่ยนประจุไฟฟ้า (Electrolytic phenomenon) โดยเฉพาะเมื่อมีการใช้เครื่องกระตุ้นที่ปล่อยไฟฟ้ากระแสตรง การไหลของไฟฟ้ากระแสตรงที่ไหลไปในทิศทางเดียวกัน จะทำให้มีการแตกตัวของโซเดียมและคลอไรด์เพื่อไปสร้างสารเคมีขึ้นใหม่ในเนื้อเยื่อที่อยู่ใต้อิเล็กโทรด การเปลี่ยนแปลงเหล่านี้เกิดขึ้นที่ระดับของเนื้อเยื่อและเขียนเป็นสมการได้ดังนี้



ถ้าปฏิกิริยาทางเคมีซึ่งเกิดจากกระแสไฟตรงนั้นไม่มากนัก ร่างกายก็จะตอบสนองโดยการเพิ่มการไหลของเลือดเข้าไปที่บริเวณนั้นเพื่อปรับค่า pH ของเนื้อเยื่อให้กลับเป็นปกติ แต่ถ้าปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นมากเกินไปจะทำให้ผิวหนังบริเวณนั้นเกิดไหม้พองขึ้น

2.1.1.3 ผลทางฟิสิกส์ไฟฟ้า

ผลทางฟิสิกส์ไฟฟ้าทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของไอออน โดยประจุไฟฟ้า ซึ่งอาจเป็นอิเล็กโทรไลต์หรือเป็นโมเลกุลที่ไม่แตกตัว เช่น โพรตีนหรือไลโปโปรตีน (Lipoprotein) ผลทางฟิสิกส์ไฟฟ้านั้นอาจเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า ผลของไฟฟ้าพลังงานจลน์ (Electrokinetic effect) เหตุการณ์ทางสรีรวิทยาที่เกิดเนื่องจากการเคลื่อนที่ของไอออนต่างๆ ได้แก่ การกระตุ้นเส้นใยประสาทเมื่อมีประจุไฟฟ้า โซเดียมและโปแตสเซียมไอออนที่มากเพียงพอซึ่งเคลื่อนที่ข้ามเยื่อเซลล์ ผลโดยตรงต่อเซลล์ดังกล่าวอาจทำให้เกิดการตอบสนองทางอ้อมหลายอย่าง เช่น การหดตัวของกล้ามเนื้อ การเร่งกลไกการลดความเจ็บปวดภายในร่างกาย และการตอบสนองของหลอดเลือดต่างๆ

2.1.2 ระดับการตอบสนองทางสรีรวิทยา

เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลผ่านเนื้อเยื่อของร่างกายที่นำไฟฟ้าได้ จะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาเกิดขึ้นในหลายระดับด้วยกัน ซึ่งผลที่เกิดขึ้นมีทั้งทางตรงและทางอ้อม แบ่งได้ดังนี้

2.1.2.1 ระดับเซลล์ เช่น

- ก. การกระตุ้นเส้นประสาทรอบนอก
- ข. การเปลี่ยนแปลงความเข้มข้นของโปรตีนและเซลล์เม็ดเลือด
- ค. การเปลี่ยนแปลงฤทธิ์ของเอนไซม์

2.1.2.2 ระดับเนื้อเยื่อ เช่น

ก. การหดตัวของกล้ามเนื้อซึ่งมีผลต่อความแข็งแรง

ข. การหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อเรียบ

ค. การสร้างเนื้อเยื่อขึ้นใหม่ของกระดูก เอ็น และผิวหนัง

2.1.2.3 ระดับร่างกายแต่ละส่วน เช่น

ก. การหดตัวของกล้ามเนื้อกลุ่มต่างๆที่ทำงานประสานกัน

ข. การเปลี่ยนแปลงการไหลของน้ำเหลืองและเลือดที่ไม่เกี่ยวกับการหดตัวของกล้ามเนื้อลาย

2.1.2.4 ระดับระบบของร่างกายหรือทั่วร่างกาย เช่น

ก. ผลทางด้านลดความเจ็บปวดที่ร่วมกับสารสื่อประสาทต่างๆ

ข. ผลต่อระบบไหลเวียนเลือดที่ร่วมกับ โพลีเปปไทด์ (Polypeptides)

ค. ผลต่อการทำงานของอวัยวะภายในอื่นๆ เช่น ไตและหัวใจ

2.1.3 การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่สัมพันธ์กับการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

โดยทั่วไปการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าผ่านผิวหนังนั้น ทำให้เกิดการตอบสนองโดยตรงทางสรีรวิทยาทั้งของระบบที่ไวต่อการถูกกระตุ้น และระบบที่ไม่ไวต่อการถูกกระตุ้น

2.1.3.1 การตอบสนองของเซลล์ที่ไม่ไวต่อการถูกกระตุ้น

การทำงานของเซลล์ในร่างกายนั้นส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับการสร้างศักย์ไฟฟ้าขึ้นภายใน ดันตของศักย์ไฟฟ้าที่เกี่ยวข้องกับชั้นต่างๆ ในความเข้มข้นของไอออนทั้งสองข้างของเยื่อหุ้มเซลล์ การเปลี่ยนแปลงในชั้นต่าง ของความเข้มข้น(Concentration gradient) อาจเชื่อมโยงกับการเปิด Ion channel และนำไปสู่การเพิ่มการสังเคราะห์โปรตีนดังกล่าวและเพิ่มการสร้างเส้นใยคอลลาเจน (Collagen fiber)

2.1.3.2 การตอบสนองของเซลล์ที่ไวต่อการถูกกระตุ้น

การกระตุ้นไฟฟ้ามีผลโดยตรงต่อเซลล์ประสาท ไยประสาทที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางโตกว่า จะถูกกระตุ้นก่อนใยประสาทที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กกว่า การศึกษาทางด้านเส้นโค้งเอส-ดี (Strength-Duration curve) ได้แสดงความแตกต่างชัดเจนถึงความไวของเส้นประสาท 3 กลุ่ม คือ กลุ่ม

เส้นประสาทที่นำความรู้สึกสัมผัสและความดัน (Tactile and pressure) กลุ่มเส้นประสาทยนต์ (Motor point) และกลุ่มเส้นประสาทที่นำความรู้สึกเจ็บปวด (Painful or noxious)

ความรู้เกี่ยวกับการตอบสนองของใยประสาทซึ่งเป็นเซลล์ที่ไวต่อการกระตุ้นนั้นอาจสรุปได้โดยย่อดังนี้

ก. การตอบสนองต่อการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าผ่านผิวหนังมี 3 กลุ่ม คือ การกระตุ้นผ่านทางเส้นประสาทที่นำความรู้สึกสัมผัสและความดัน (Tactile and pressure) เส้นประสาทยนต์ (Motor point) และเส้นประสาทที่นำความรู้สึกเจ็บปวด (Painful or noxious)

ข. ถ้าเส้นประสาททั้ง 3 กลุ่มนี้มีระยะห่างจากอิเล็กโทรดที่ใช้กระตุ้นเท่ากัน การตอบสนองของเส้นประสาททั้ง 3 กลุ่มต่อการกระตุ้นไฟฟ้าจะเรียงลำดับก่อนหลังดังนี้คือ เริ่มจากการกระตุ้นเส้นประสาทรับความรู้สึกสัมผัสและความดันก่อน แล้วตามด้วยการกระตุ้นเส้นประสาทยนต์ และการกระตุ้นเส้นประสาทรับความเจ็บปวดตามลำดับ

2.2 ไฟฟ้าบำบัด (Electrotherapy)

ไฟฟ้าบำบัด คือ การใช้กระแสไฟฟ้าเพื่อวัตถุประสงค์ในการบำบัดรักษาอาการป่วย รวมทั้งเพื่อช่วยบรรเทาอาการปวด ลดอาการปวด ช่วยให้กล้ามเนื้ออ่อนคลาย ร่วงกระบวนการหายจากอาการป่วยให้เร็วขึ้นและเพื่อกระตุ้นจุดฝังเข็ม [1]

ในช่วงทศวรรษที่ 1970 และ 1980 นายแพทย์โรเบิร์ต โอ. เบ็คเกอร์ (Robert O. Becker) ทำงานค้นคว้าเกี่ยวกับผลกระทบอันเกิดจากการกระตุ้นไฟฟ้าที่ร่างกาย ซึ่งเรื่องนี้ได้มีการบันทึกไว้ในหนังสือเรื่อง The Body Electric (ไฟฟ้าในร่างกาย) [1] ว่าเขาสามารถกระตุ้นให้ขาที่ขาดของตัวซาลาแมนเดอร์งอกขึ้นมาได้อีกและเร่งการเชื่อมกระดูกที่แตกให้สมานได้เร็วขึ้นโดยใช้กระแสไฟฟ้า ในปัจจุบันนี้ การกระตุ้นกระดูกที่แตกให้เชื่อมประสานได้เร็วขึ้นด้วยไฟฟ้าทำกันอย่างแพร่หลายในโรงพยาบาลในประเทศรัสเซีย

เมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าซ้ำๆกันหลายหน กล้ามเนื้อที่หดตัวและเจ็บปวดอยู่จะอ่อนแรงและคลายการหดตัวลงในที่สุด การวิจัยล่าสุดแสดงให้เห็นว่า การกระตุ้นจะสามารถทำให้กล้ามเนื้ออ่อนคลายได้ด้วยวิธีการกระตุ้น “เส้นใยซี” (C-fiber) ที่อยู่ลึกลงไปภายใน เส้นใยซีจะกระตุ้นร่างกายให้หลั่งสารเอ็นโดรฟินออกมา ซึ่งจะช่วยบรรเทาอาการปวดและทำให้กล้ามเนื้ออ่อนคลาย เมื่อความปวดทุเลาลงและกล้ามเนื้อที่ตึงผ่อนคลาย จะมีเลือดไหลเวียนไปยังบริเวณนั้นเพิ่มขึ้น การใช้ไฟฟ้ากระตุ้นให้กล้ามเนื้อหดตัวครั้งแล้วครั้งเล่า จะช่วยเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อที่ป่วยหรืออ่อนแอ

ความถี่และขนาดของคลื่นไฟฟ้าที่ใช้เพื่อการกระตุ้น มีส่วนต่ออัตราการหายจากบาดแผล การใช้คลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่สูงและขนาดของคลื่นไฟฟ้าที่กว้าง เหมาะสำหรับการใช้ช่วยเร่งการรักษาอาการบาดเจ็บประเภทรุนแรงเฉียบพลัน ในขณะที่คลื่นไฟฟ้าความถี่ต่ำและขนาดคลื่นแคบ

เหมาะสำหรับช่วยรักษาอาการบาดเจ็บประเภทเรื้อรัง สำหรับการรักษาด้วยไฟฟ้าบำบัดเป็นการรักษาที่ต้องทำซ้ำเป็นระยะๆ

ไฟฟ้าบำบัดแบ่งออกเป็น 5 ประเภทคือ

1. การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า
2. การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า
3. การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อ
4. การกระตุ้นประสาทกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าเพื่อให้ทำหน้าที่ได้
5. การรักษาความเจ็บปวดด้วยไฟฟ้า

2.2.1 การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า

กล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติจะมีความไวต่อการถูกกระตุ้นมาก และร่างกายมีกลไกการทำงานของกล้ามเนื้อลายโดยการควบคุมของระบบประสาทที่อยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ ดังนั้นการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าจึงทำให้เกิดแอกชั่น โปเทนเชียล (action potential) ในเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ ซึ่งแยกไม่ไ้จากการทำงานตามปกติของร่างกาย เราจึงนำไฟฟ้าไปใช้ประโยชน์ในทางคลินิกได้หลายกรณี เช่น ภาวะกล้ามเนื้อฝ่อลีบจากการไม่ได้ใช้งาน, การเพิ่มหรือคงสภาพช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ, การเรียนรู้ใหม่และการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อ การลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อในภาวะกล้ามเนื้อแข็งเกร็ง หลักการคือใช้ไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยง โดยทั่วไปเป็นการกระตุ้นที่บริเวณประสาทยนต์ของกล้ามเนื้อ เป็นการกระตุ้นที่ปลายประสาทเป็นสำคัญ เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าที่นิยมใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงคือ เครื่อง NMES (Neuromuscular electrical stimulators) แบบที่นิยมมี 2 แบบ คือ Asymmetrical biphasic square (Rectangular) waveform และ Symmetrical biphasic square (Rectangular) waveform เครื่อง NMES ส่วนมากจะมีค่าช่วงเวลาของเฟสคงที่ระหว่าง 0.2-0.4 มิลลิวินาที ความถี่ที่ใช้ที่ความถี่ 1-5 พัลส์ต่อวินาที จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัวแบบ การหดตัวแต่ละครั้งแยกกัน (Twitch contractions) ทำให้กล้ามเนื้อมีความตึงเล็กน้อย ความถี่ต่ำถูกใช้เพื่อบอกตำแหน่งประสาทยนต์ที่ความถี่ 10-20 พัลส์ต่อวินาที ทำให้เกิดการกระตุกของกล้ามเนื้อเรียกว่า incomplete tetany ที่ความถี่ 30 พัลส์ต่อวินาที จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัวเกร็ง เรียกว่า tetanized ซึ่งทำให้กล้ามเนื้อหดตัวได้เรียบขึ้น สำหรับค่าความถี่ไซเคิลจะพิจารณาพร้อมกับความถี่ ในการศึกษาของ Cole และคณะในผู้หญิงสุขภาพดี 10 คน กล้ามเนื้อ Quadriceps ถูกกระตุ้นด้วยค่าความถี่ไซเคิลต่างๆกัน พบว่าที่ความถี่ 30 พัลส์ต่อวินาที และความถี่ไซเคิล 1:3 ไม่มีผลแตกต่างกับที่ความถี่ 50 พัลส์ต่อวินาที ที่ความถี่ไซเคิล 1:7 หรือ 1:10 การเลือกขั้วอิเล็กโทรดขึ้นอยู่กับขนาดของกล้ามเนื้อที่ต้องการกระตุ้น ควรเลือกขั้วอิเล็กโทรดที่มีขนาดใหญ่กว่ากล้ามเนื้อจึงจะมีประสิทธิภาพมากกว่าที่ทำให้เกิดแรง แต่ถ้าต้องการกระตุ้นกล้ามเนื้อมัดเล็กๆ ควรเลือกใช้ขั้วอิเล็กโทรดขนาดเล็กกระตุ้นที่ประสาทยนต์ของกล้ามเนื้อ สำหรับตำแหน่งในการวางขั้วอิเล็กโทรดขึ้นอยู่กับขั้วที่ต้องการกระตุ้น และเวลาที่ใช้นั้นอยู่

กับอาการ แต่จะเป็นการรักษาที่ต้องได้รับการกระตุ้นแบบค่อยๆปรับเพิ่มแรงดันจนถึงระดับที่ร่างกายของผู้ที่รับการรักษาทนได้ และอาจใช้เวลาในการรักษาซ้ำประมาณ 1-2 สัปดาห์หรือขึ้นอยู่กับอาการของผู้รับการรักษา จากผลการรักษาที่มีการบันทึกไว้ว่าการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า นิยมใช้รูปคลื่นทั้งแบบสมมาตรและไม่สมมาตร ที่เป็น Rectangular wave (Square wave) ที่ความถี่ 10-100 Hz กระแส 9-25 mA ช่วงเวลาของพัลส์อยู่ระหว่าง 0.1-0.3 ms

2.2.2 การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยงด้วยไฟฟ้า

การใช้ไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยงยังมีความขัดแย้งอยู่เพราะมีทั้งผู้ที่เห็นด้วยและไม่เห็นด้วยเนื่องจาก ผลของการวิจัยยังมีข้อขัดแย้งกันอยู่ในหลายปัจจัย เช่น ชนิดของกระแสไฟฟ้า ระยะเวลาการกระตุ้น ความถี่ของการกระตุ้น ดังนั้นจึงเป็นเรื่องที่ยังไม่นิยามศึกษาในโครงการวิจัยนี้

2.2.3 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อ

การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อเป็นการใช้ไฟฟ้ากระตุ้นทั้งทางตรงและทางอ้อม เพื่อเพิ่มการหายของแผลในเนื้อเยื่อต่างๆ เช่น การกระตุ้นด้วยไฟฟ้ากับการไหลเวียนเลือดรอบนอก, การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อลดการบวม, การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อเร่งให้กระดูกติด, การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อเร่งให้แผลหายเร็วขึ้น

2.2.3.1 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้ากับการไหลเวียนเลือดรอบนอก

การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าสามารถนำมาใช้เพื่อเพิ่มการไหลเวียนเลือดรอบนอกได้ โดยกลไกทางรีเฟล็กซ์ที่เป็นไปได้ 2 อย่าง คือ 1.การกระตุ้นการทำงานของประสาทอัตโนมัติ (Autonomic nervous system) 2.ทางการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่คล้ายเครื่องปั้มน้ำหรือเป็นตัวกระตุ้นต่อใยประสาทรับความรู้สึกกลุ่มที่ III และ IV โดยผ่านทาง การตอบสนองแบบอัตโนมัติของร่างกาย (somatosympathetic reflex) ผลของการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าที่มีต่อการทำงานของประสาทซิมพาเทติกและการไหลเวียนเลือดในระบบหลอดเลือดฝอย พบว่ามีการเพิ่มการไหลของเลือดในหลอดเลือดฝอยเกิดขึ้น จากการใช้ไฟฟ้ากระตุ้นทั้งที่การกระตุ้นระดับประสาทยนต์ (Motor – level stimulation, MLS) และการกระตุ้นระดับประสาทรับความรู้สึก (Sensory – level stimulation, SLS) โดยการกระตุ้นสามารถทำได้บริเวณที่ต้องการกระตุ้นหรือกระตุ้นบริเวณที่ห่างออกไป การกระตุ้นด้วยไฟฟ้ามีผลให้มีการเพิ่มการตอบสนองของประสาทซิมพาเทติกหรือบางรายก็ไม่มีเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น แต่ส่วนมากพบว่าผลด้านการทำงานของประสาทซิมพาเทติก (Sympathetic nervous system) ผลของการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าต่อการไหลเวียนเลือดเฉพาะที่ จากการศึกษพบว่า การหดตัวของกล้ามเนื้อเป็นจังหวะทำให้เพิ่มการไหลของเลือดไปยังบริเวณที่ถูกกระตุ้น

2.2.3.2 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้ากับการลดการบวม

การใช้ไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อให้มีการหดตัวเหมือนการหดตัวที่เกิดภายใต้อำนาจจิตใจอาจทำให้มีการเพิ่มการไหลเวียนของเลือดดำและน้ำเหลืองได้ ดังนั้นจึงมีการนำการกระตุ้นไฟฟ้าที่ระดับ MLS ไปใช้กันอย่างกว้างขวางในการลดการบวมของผู้ป่วยที่ได้รับบาดเจ็บหรือมีการบวมเรื้อรังเมื่อผู้ป่วยไม่สามารถเกร็งกล้ามเนื้อให้หดตัวเองได้

2.2.3.3 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อเร่งให้กระดูกติด

ภาวะที่กระดูกไม่ติดหรือภาวะกระดูกติดยากนั้นเกิดจากการตอบสนองของการเจริญเติบโตของกระดูกต่อภาวะเครียด ไฟฟ้าที่ใช้ในการช่วยให้กระดูกติดเร็วขึ้น คือ ไฟฟ้าจั่วลบโดยใช้กระแสไฟตรงปริมาณ 5-20 μA กระตุ้นผ่านอิเล็กโทรดที่ฝังเข้าไปในกระดูก ในปี ค.ศ. 1979 คณะกรรมการอาหารและยาของสหรัฐอเมริกา (FDA) ได้รับรองระบบ 3 ระบบที่ใช้ไฟฟ้ากระตุ้นการเจริญเติบโตของกระดูกในการรักษาผู้ป่วยที่กระดูกไม่ติด คือ 1) Semi-invasive system วิธีนี้อิเล็กโทรดทั้งสองจะถูกฝังไว้ที่เหนือและต่ำกว่าตำแหน่งที่กระดูกไม่ติด หรือฝังเฉพาะอิเล็กโทรดจั่วลบไว้ที่ตำแหน่งที่ต้องการรักษา ขณะที่ขั้วบวกและเครื่องกระตุ้นอยู่ข้างนอกตัวผู้ป่วย 2) Totally implantable (Invasive) วิธีนี้อิเล็กโทรดและเครื่องกระตุ้นถูกฝังไว้ในตัวผู้ป่วย 3) Noninvasive วิธีนี้ใช้ขดลวดที่เหนี่ยวนำไฟฟ้า คล้ายกับที่ใช้ใน ไดอะเทอร์มีอียเพื่อส่งคลื่นไฟฟ้าหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปกระตุ้นกระดูก

2.2.3.4 การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อให้แผลหายเร็วขึ้น

การรักษาด้วยไฟฟ้าสามารถช่วยเร่งการให้ของแผลเรื้อรังได้และพบว่าเรื่องขั้วไฟฟ้ามีความสำคัญในการใช้รักษาแผล โดยที่ขั้วลบจะช่วยยับยั้งการเจริญเติบโตของแบคทีเรียและทำให้แผลอ่อนนุ่ม ส่วนขั้วบวกจะเร่งการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อโดยการเพิ่มการไหลเวียนเลือดและลดการบวม ดังนั้นเวลารักษาจึงใช้ขั้วลบก่อนเพื่อฆ่าเชื้อโรคและเมื่อแผลสะอาดไม่ติดเชื้อจึงเปลี่ยนมาใช้ขั้วบวกเพื่อกระตุ้น Macrophages และ Fibroblasts ให้เริ่ม Proliferative phase ให้เร็วขึ้น จากผลการรักษาที่มีการบันทึกไว้ว่าการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อ นิยมใช้รูปคลื่นทั้งแบบสมมาตรและไม่สมมาตร ที่เป็น รูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square wave) ที่ความถี่ 20-120 Hz กระแส 0.3-25 mA ช่วงเวลาของพัลส์อยู่ระหว่าง 0.01-0.3 ms

2.2.4 การกระตุ้นประสาทกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าเพื่อให้ทำหน้าที่ได้

Functional Electrical Stimulation หรือ FES คือ การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เป็นอัมพาตด้วยไฟฟ้าเพื่อทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อที่มีประโยชน์ในการใช้งานได้จริง FES จะเน้นการกระตุ้นกล้ามเนื้อเพื่อให้ร่างกายส่วนนั้นทำหน้าที่ได้ด้วย เช่น ขณะให้การกระตุ้นกล้ามเนื้อขาด้วยไฟฟ้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกด้วยวิธี FES ผู้ป่วยรายนั้นต้องสามารถเดินได้ดีขึ้น เป็นต้น หรือกล่าวได้ว่า FES เป็นการกระตุ้นเส้นประสาทของกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าเพื่อให้อวัยวะส่วนที่ถูกกระตุ้นสามารถทำหน้าที่ได้ ทุกวันนี้ FES ถูกนำไปใช้เพื่อลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ เร่งการกลับมาของการ

เคลื่อนไหวภายใต้อำนาจจิตใจ และใช้เป็น Orthotic เพื่อส่งเสริมการทำหน้าที่ของกล้ามเนื้อที่เป็น อัมพฤษ

2.2.4.1 FES กับผู้ป่วยทางระบบประสาท

ผู้ป่วยทางระบบประสาทเป็นกลุ่มที่ได้มีการนำ FES มาใช้กันมากที่สุด ในปี ค.ศ. 1981 Vodovnik [1] ได้สรุปวัตถุประสงค์ทางคลินิกของ FES ไว้ดังนี้ คือ 1) สนับสนุนและส่งเสริมการฟื้นตัวอย่าง ต่อเนื่องในหน้าที่ของส่วนประสาทยนต์ที่เสียไป 2) การพัฒนาหน้าที่ด้านประสาทยนต์ในเด็กที่เป็น อัมพาตเนื่องจากความบกพร่องของสมอง 3) ทำให้กลไกของประสาทยนต์ของรีเฟล็กซ์พื้นฐานที่ เกี่ยวข้องกับการทำให้มีการเคลื่อนไหวที่เป็นจังหวะ 4) ทำหน้าที่แทนประสาทยนต์ที่ขาดหายไป จากผลของรอยโรคที่ระบบประสาทส่วนกลาง 5) การป้องกันหรือการแก้ไขความผิดปกติทางการ เคลื่อนไหวที่เป็นผลจากการควบคุมท่าทางที่ไม่มีประสิทธิภาพ

2.2.4.2 การทำหน้าที่เป็นเครื่องช่วยพยุง (Orthotic device) ของ FES

คำว่า Orthotic หมายถึง เครื่องใช้ภายนอกเพื่อพยุงหรือส่งเสริมหน้าที่ของส่วนร่างกายให้ทำงานได้ ดีขึ้นใช้ในการรักษาอาการของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ผู้ป่วยหลังคด และผู้ป่วยหัวไหล่หลุด เป็นต้น ส่วนประกอบหลักของระบบ FES มีดังนี้

1. แหล่งกำลังไฟพร้อมสายเคเบิล
2. กลไกการควบคุม
3. แผงแสดงและระบบกราวด์
4. เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าพร้อมสายเคเบิล
5. อิเล็กโทรด

ปัจจุบันนี้ผู้ป่วยที่ไขสันหลังได้รับอันตราย ที่มีรอยโรคระดับทรงอก มีโอกาสที่จะเลือก เครื่องช่วย พยุง (Orthotic device) ที่จะช่วยในการยืนและเดินได้ 3 แบบ คือ

ก. Mechanical orthosis เช่น Reciprocal gait orthosis หรือ Long-leg brace, เครื่อง Orthosis แบบนี้พบว่าไม่ค่อยเหมาะสมในทางปฏิบัติก็เพราะต้องใช้พลังงานมากกว่ากลุ่ม ควบคุมที่ออกแรงโดยคนปกติ 3-9 เท่า

ข. FES gait system ระบบนี้พบว่าใช้พลังงานมากเช่นกัน โดยผู้ป่วยต้องใช้ พลังงาน 59%-75% ของ Maximum aerobic power ของตัวผู้ป่วยเองนอกจากนี้ยังมีข้อจำกัดในการ ทำกิจกรรม ความเร็วการเคลื่อนย้ายต่ำ อยู่ที่ 0.1-0.4 เมตรต่อวินาที ระยะทางของการเดินด้วยระบบ นี้ประมาณ 20 เมตร

ค. Hybrid system เป็นระบบที่รวมวิธีแบบที่ 1 และ 2 เข้าด้วยกัน ข้อดีของ ระบบนี้ คือ ใช้พลังงานน้อยกว่า 2 แบบที่กล่าวข้างต้น มีอัตราการเคลื่อนไหวที่ 2.4 กิโลเมตรต่อ ชั่วโมง

จากผลการรักษาที่มีการบันทึกไว้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าเพื่อให้แผลหายเร็วขึ้น นิยมใช้รูปคลื่นทั้งแบบสมมาตรและไม่สมมาตร ที่เป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square wave) ที่ความถี่ 25-35 Hz กระแส 60-80 mA ช่วงเวลาของพัลส์อยู่ระหว่าง 0.2-0.45 ms ที่ความถี่ไซเคิล 10-50%

2.2.5 การรักษาความเจ็บปวดด้วยไฟฟ้า

ความเจ็บปวดเป็นอาการที่สำคัญอย่างหนึ่งของโรคต่างๆ เป็นความรู้สึกที่ไม่พึงพอใจของที่ทุกคนต้องการหลีกเลี่ยงและไม่อยากให้เกิดขึ้น แต่ได้มีความพยายามเพื่อที่จะบรรเทาหรือรักษาความเจ็บปวด การรักษาความเจ็บปวดโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าความถี่สูงโดยใช้เทคนิคการใช้ไฟฟ้ากระตุ้นเส้นประสาทผ่านผิวหนัง (Transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS) ใช้กันอย่างกว้างขวาง

2.2.5.1 การใช้ TENS ในทางคลินิก

ปัจจุบันได้มีการใช้ TENS เพื่อลดความเจ็บปวดกันมากขึ้น โดยนำไปใช้กระตุ้นเพื่อลดความเจ็บปวดชนิดเฉียบพลันและต่อมาได้มีการ ไปใช้เพื่อลดความเจ็บปวดชนิดเรื้อรังมากขึ้น แต่การรักษาด้วยเครื่อง TENS ไม่ได้เป็นการรักษาที่ต้นเหตุ ดังนั้นเมื่อหยุดใช้สักระยะอาการปวดมักกลับมา จึงมีความจำเป็นที่ผู้รักษาจะต้องหาสาเหตุของความเจ็บปวดนั้น และรักษาที่ต้นเหตุควบคู่กันไปด้วยเสมอ

ก. ภาวะเจ็บปวดเฉียบพลัน

- ความเจ็บปวดที่เกิดจากแผลผ่าตัด

การใช้เครื่อง TENS เพื่อลดความเจ็บปวดหลังผ่าตัดนั้นเป็นการนำมาใช้ที่ประสบความสำเร็จมากที่สุดอย่างหนึ่ง ความเจ็บปวดที่เกิดจากแผลผ่าตัดนี้จัดเป็นชนิดเฉียบพลัน มักเป็นอยู่ในวงแคบและมีความจำกัดทางด้านเวลาและความรุนแรง โดยใช้เครื่อง TENS เพื่อกระตุ้นให้รู้สึกสบาย โดยการวางอิเล็กโทรดที่ผ่านการฆ่าเชื้อโรคนานกับแผลผ่าตัด เริ่มกระตุ้นตั้งแต่หลังผ่าตัด ทำการกระตุ้นในช่วงเวลา 48-72 ชั่วโมง โดยผู้ป่วยสามารถปรับความแรงของตัวกระตุ้นเพื่อให้เหมาะสมกับความต้องการของตนเองได้

- อาการปวดบริเวณช่องปากและใบหน้า

อาการปวดบริเวณช่องปากและใบหน้า (Orofacial pain) เช่นอาการปวดฟัน ปวดขากรรไกร นับเป็นอาการอีกอย่างที่มีการนำเครื่อง TENS มารักษา

ข. ภาวะความเจ็บปวดเรื้อรัง

- ภาวะปวดหลังเรื้อรัง

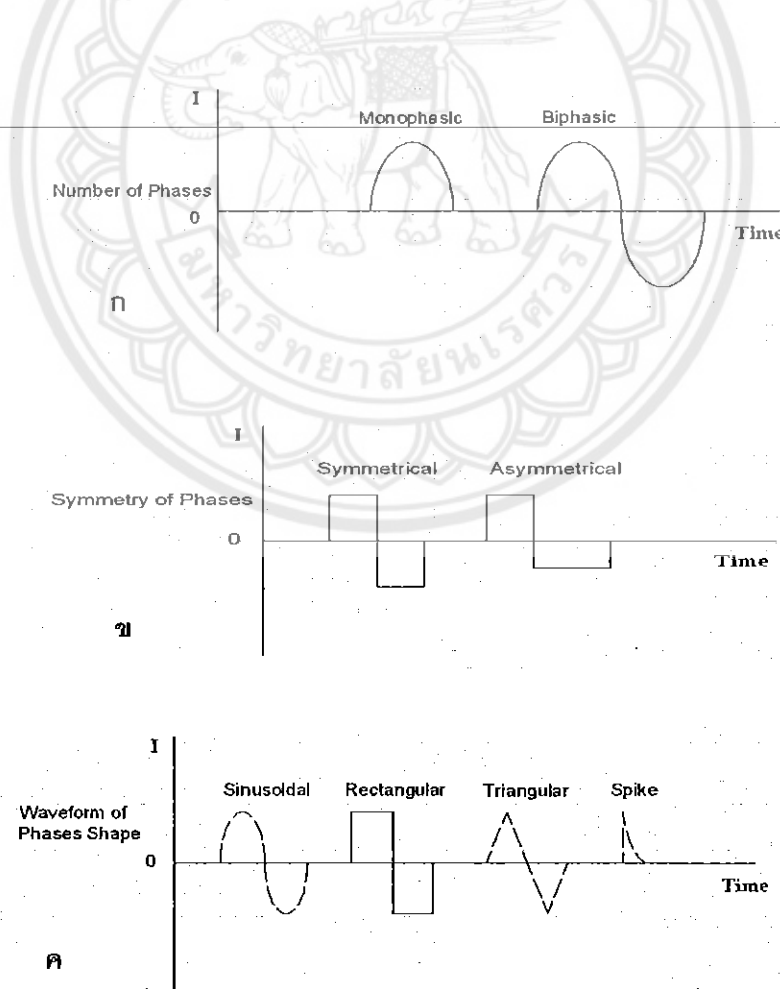
มีการศึกษาในการนำ TENS ไปใช้เพื่อลดความเจ็บปวดของอาการปวดหลังเรื้อรัง พบว่าการใช้ TENS ในระยะยาวของผู้ป่วยส่วนหนึ่งจะสามารถลดความเจ็บปวดและลดการใช้ยาได้ อีกทั้งผู้ป่วยสามารถกลับไปทำงานหรือมีกิจกรรมตามปกติได้ดีขึ้น

- ภาวะปวดจากข้ออักเสบ

ได้มีการใช้เครื่อง TENS ในการรักษาผู้ป่วยที่เป็นข้อเข่าอักเสบ พบว่าการใช้เครื่อง TENS ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกดีเพราะลดความเจ็บปวดได้มาก ซึ่งเหมาะกับผู้ป่วยที่ไม่สามารถรับการผ่าตัดได้จากผลการรักษาที่มีการบันทึกไว้การรักษาการเจ็บปวดด้วยไฟฟ้า นิยมใช้รูปคลื่นที่เป็นแบบสมมาตร ที่เป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (Square wave) ที่ความถี่ 1-150 Hz กระแส 0-60 mA ช่วงเวลาของพัลส์อยู่ระหว่าง 0.04-0.30 ms

2.3 รูปคลื่น (Wave Forms)

ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อในคนปกติ พบว่าลักษณะของรูปคลื่นที่มีทำให้เกิดความรู้สึกสบายขณะกระตุ้นควรเป็นแบบ Biphasic waveform โดยเฉพาะถ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ควรใช้ Symmetrical biphasic waveform จะให้ความรู้สึกที่สบายกว่า แต่ทั้งนี้ต้องปรับขึ้นอยู่กับการรับรู้ของผู้ป่วยแต่ละรายมากกว่า ดังนั้นในการให้การรักษาจึงไม่ควรจำรูปแบบของรูปคลื่น แต่ควรคำนึงถึงและตามความรู้สึกของผู้ป่วยขณะที่กำลังกระตุ้นว่าเป็นอย่างไร [1]



รูปที่ 2.1 แสดงรูปคลื่นแบบต่างๆของกระแสพัลส์และกระแสไฟสถับ [1]

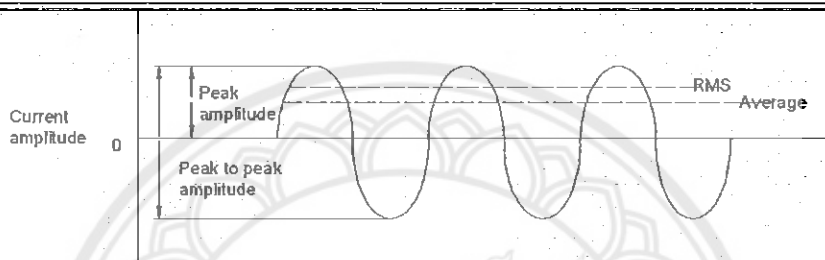
2.3.1 ลักษณะเชิงปริมาณที่ขึ้นอยู่กับความสูง

2.3.1.1 Peak amplitude เป็นกระแสไฟฟ้าสูงสุดในแต่ละเฟส

2.3.1.2 Peak to peak amplitude เป็นกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่วัดจากจุดสูงสุดไปยังจุดต่ำสุด

2.3.1.3 Root mean square (RMS) เป็นค่าชนิดหนึ่งของไฟฟ้าเกี่ยวกับขนาดของไฟฟ้าในหน่วยเวลาซึ่งขึ้นอยู่กับรูปคลื่นที่ทำการวัด เช่น ไฟฟ้ารูปคลื่นไซน์ (Sinusoidal waveform) มีค่า RMS ประมาณ 70% ของค่า Peak amplitude

2.3.1.4 Average current เป็นค่ากระแสไฟฟ้าเฉลี่ย



รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะเชิงปริมาณแบบต่างๆของไฟฟ้า

แสดงค่า Peak amplitude ค่า Peak to peak amplitude ค่า Root mean square (RMS) และค่า Average amplitude ของรูปคลื่น ไซน์ (sine wave) [1]

2.3.2 ลักษณะที่ขึ้นอยู่กับเวลา

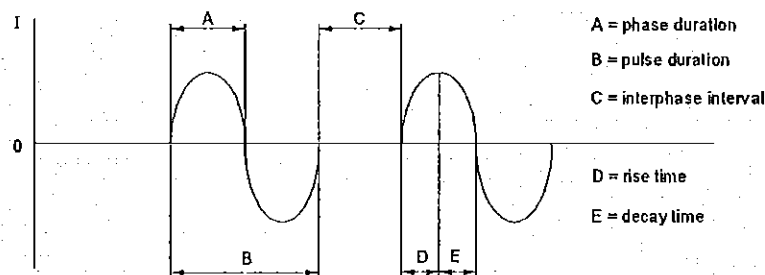
2.3.2.1 Phase duration เป็นช่วงเวลาระหว่างการเริ่มต้นและสิ้นสุดของเฟสๆหนึ่ง

2.3.2.2 Pulse duration เป็นช่วงเวลาระหว่างการเริ่มต้นและสิ้นสุดของทุกเฟสใน 1 พัลส์

2.3.2.3 Interphase interval เป็นช่วงเวลาระหว่างเฟสที่อยู่ติดกัน

2.3.2.4 Rise time เป็นช่วงเวลาในการเพิ่มความสูงจากศูนย์จนถึงจุดยอดของเฟส

2.3.2.5 Decay time เป็นช่วงเวลาในการลดลงจากจุดยอดจนถึงจุดศูนย์ของเฟส

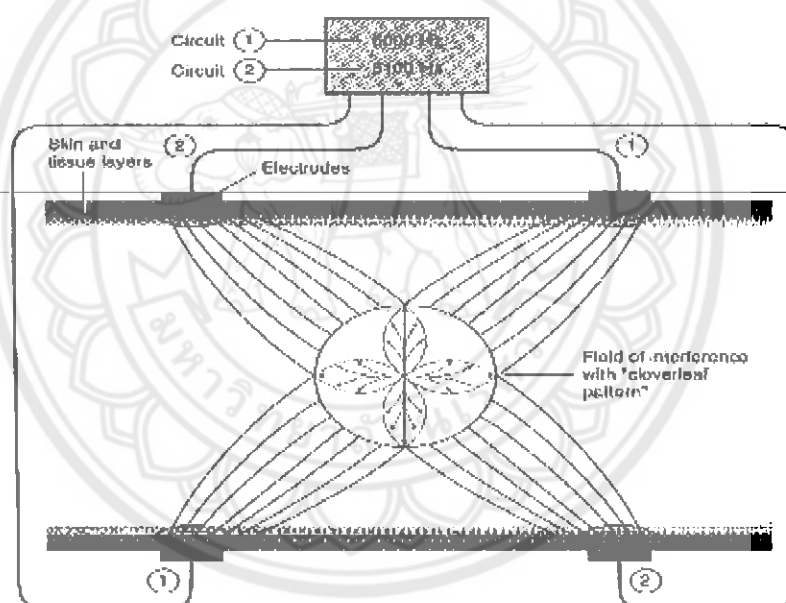


รูปที่ 2.3 ลักษณะที่ขึ้นอยู่กับเวลา [1]

2.3.3 Amplitude

ความเข้มของกระแสที่กระตุ้น (Current amplitude หรือ Intensity) มีความสำคัญมากในการกระตุ้นแต่ละครั้ง โดยเทคนิคในการปล่อยความเข้มของกระแสเข้าสู่ตัวผู้ป่วยนั้น ควรปล่อยอย่างช้าๆ โดยเฉพาะวันแรกของการรักษาด้วยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า การที่ค่อยๆ ปล่อยกระแสไฟเข้าสู่ตัวผู้ป่วยอย่างช้าๆ จะเป็นการให้ระยะเวลาแก่ผู้ป่วยในการปรับความรู้สึกที่ได้รับ เมื่อผู้ป่วยเริ่มรู้สึกชินกับกระแสไฟ และสามารถที่จะเพิ่มความเข้มของกระแสขึ้นจนถึงระดับที่เราตั้งไว้ได้

ความเข้มเป้าหมาย คือ ระดับความเข้มที่เหมาะสม ที่ทำให้เกิดการตอบสนองของกล้ามเนื้อ โดยให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อในระดับที่ต้องการตามวัตถุประสงค์ของการรักษานั้นๆ ดังนั้น การเปิดความเข้มของกระแส (Current) ไม่ควรเปิดตามความเข้มของกระแสไฟตามค่าที่เคยใช้ในการรักษาครั้งก่อน แต่ควรเปิดความเข้มของกระแสไฟตามการตอบสนองของกล้ามเนื้อ และต้องขึ้นอยู่กับความรู้สึกทนได้ของผู้ป่วยร่วมด้วย



รูปที่ 2.4 แสดงความเข้มของกระแสที่กระตุ้น [1]

2.3.4 Frequency

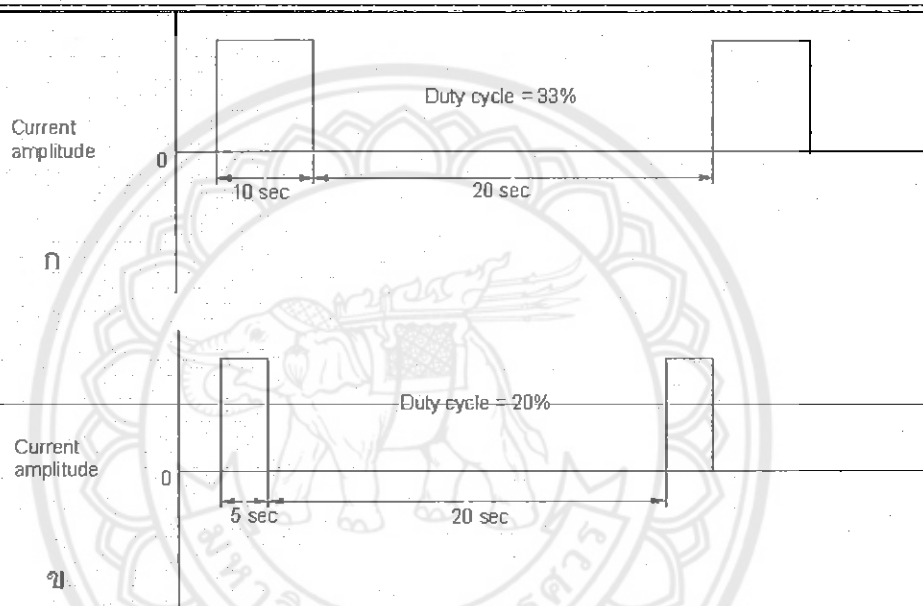
ความถี่ของกระแสไฟที่ให้ มีหน่วยเป็น Pulse per second (Pps) จะเป็นตัวกำหนดชนิดของการหดตัวของกล้ามเนื้อ เช่น ถ้าให้กระแสไฟที่มีความถี่ 1 Pps (Hz) จะได้การหดตัวเป็นแบบ Single twitch แต่ถ้าเพิ่มความถี่อยู่ในช่วง 20-30 Hz จะได้การหดตัวเป็นแบบ Tetanic contraction เมื่อความถี่สูงขึ้นกว่านี้ ก็จะได้ Tetanic contraction ที่ได้แรงในการหดตัวมากขึ้นอย่างไรก็ตาม พบว่าถ้าความถี่มีค่าเกิน 80 Hz ความแรงที่ได้จากการหดตัวของกล้ามเนื้อจะเพิ่มไม่มากไปกว่าเดิม และเมื่อเพิ่มความถี่ก็จะมีผลเพิ่มภาวะการล้า (Fatigue) ของกล้ามเนื้อได้มากขึ้น

2.3.5 Duty cycle

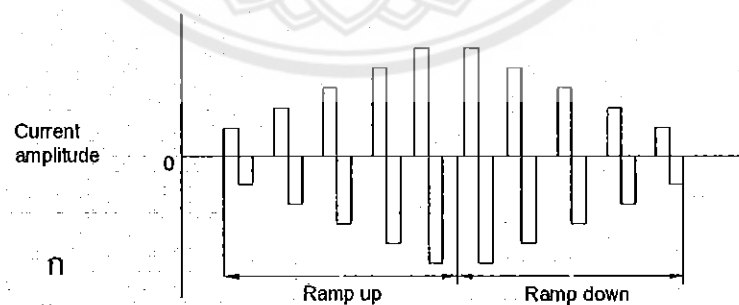
ค่า Duty cycle เป็นอีกค่าหนึ่งที่มีผลต่อการล้าของกล้ามเนื้อ ค่า Duty cycle มีค่าเป็น % มีวิธีการหา ดังนี้

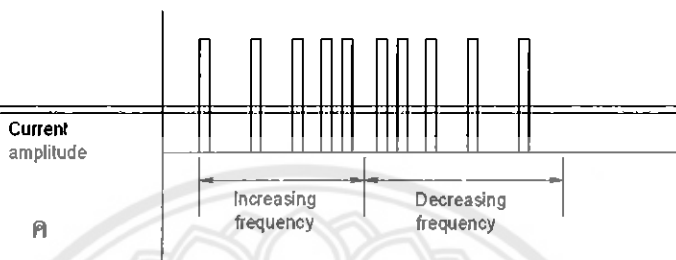
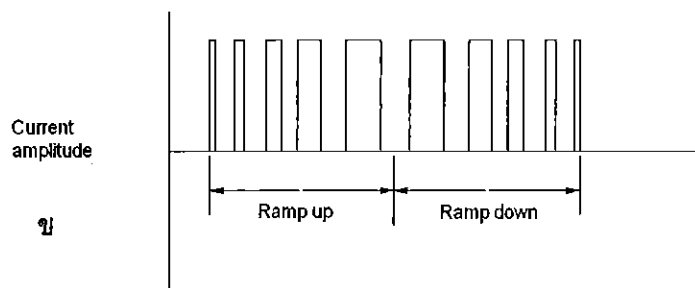
$$\text{Duty Cycle} = \frac{\text{on time}}{\text{on time} + \text{off time}} \times 100 \quad (2.1)$$

Duty cycle มีหน่วยเป็นวินาที ค่า on time คือช่วงกระตุ้น ส่วนค่า off time คือช่วงพัก ดังนั้นถ้า กล้ามเนื้อมีระยะเวลาในการพักน้อย จะเกิดการล้าเร็ว



รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะของไฟฟ้าที่ค่า Duty cycle ต่างๆ [1]





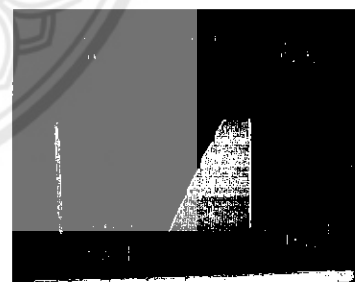
รูปที่ 2.6 แสดงตัวอย่างของการปรับแต่งกระแสไฟฟ้า [1]

- ก. เป็นการปรับแต่งค่ากระแสไฟฟ้า
- ข. เป็นการปรับแต่งค่า Duty cycle
- ค. เป็นการปรับแต่งค่าความถี่

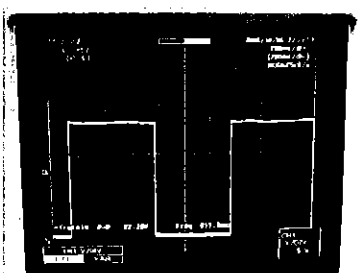
2.3.6 ตัวอย่างกระแสและรูปคลื่นที่นิยมใช้ในการรักษา



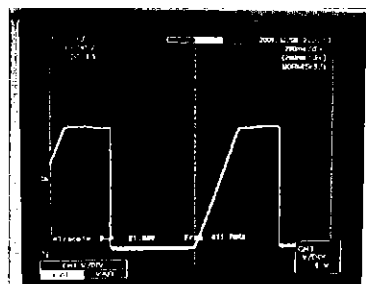
รูปที่ 2.7 กระแสกัลวานิก



รูปที่ 2.8 รูปคลื่นสี่เหลี่ยม



รูปที่ 2.9 รูปคลื่นสี่เหลี่ยม



รูปที่ 2.10 รูปคลื่นสามเหลี่ยม

2.3.7 ลักษณะการวางขั้วกระตุ้น (electrode configuration)

การวางอิเล็กโทรดมีความสำคัญในการที่ทำให้เกิดประโยชน์จากการรักษา การรักษาด้วยไฟฟ้าจึงควรมีการบันทึกตำแหน่งการวางอิเล็กโทรดที่แน่นอน โดยจะกล่าวถึงศูนย์กลางของอิเล็กโทรดกับโครงสร้างหรือตำแหน่งทางกายวิภาคของร่างกาย โดยทั่วไปวิธีการจัดวางอิเล็กโทรดที่ใช้ในทางคลินิกมี 3 วิธี ดังนี้

2.3.7.1 Monopolar electrode orientation จะวางอิเล็กโทรดขั้วหนึ่งไว้ที่ตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น (target area) หรือบนเนื้อเยื่อที่ต้องการให้เกิดผลการกระตุ้นตามที่ต้องการมากที่สุด อีกขั้ววางไว้ไกลออกไปจากอิเล็กโทรดอันแรก โดยมากอิเล็กโทรดที่วางที่ target area จะเล็กกว่าอิเล็กโทรดที่วางไกลออกไปจากตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น โดยอิเล็กโทรดอันเล็กจะมีความเข้มของกระแสไฟฟ้าได้ขั้วมากกว่าจึงเป็นตัวกระตุ้นเนื้อเยื่อก่อน

2.3.7.2 Bipolar electrode orientation จะใช้อิเล็กโทรดจากขั้วกระตุ้นทั้ง 2 ขั้วของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า วิธีนี้กระแสไฟฟ้าจึงถูกจำกัดอยู่บริเวณเนื้อเยื่อที่ต้องการกระตุ้นเท่านั้น อิเล็กโทรดที่ใช้มักมีขนาดเท่ากัน

2.3.7.3 Quadripolar electrode orientation จะใช้อิเล็กโทรด 2 ชุดจากวงจรกระตุ้นที่แยกจากกัน 2 วงจร จะถูกวางอยู่บนตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น วงจรการกระตุ้นทั้ง 2 วงจรวางอยู่บริเวณที่ต้องการกระตุ้น โดยไม่ทำให้มีผลการปลั๊กกันของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละช่องของวงจร

ในเครื่องนี้เครื่องกระตุ้นที่สร้างขึ้นมีจุดประสงค์เพื่อการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยง ซึ่งสามารถควบคุมความกว้างพัลส์ ดิวตี้ไซเคิล และระยะเวลาในการกระตุ้นได้โดยผ่านทางคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล มีค่ากระแสในช่วง 1-30 mA เพราะการกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยง ใช้รูปคลื่นทั้งแบบสมมาตรและไม่สมมาตร ที่เป็น rectangular wave (square wave) ที่ความถี่ 10-100 Hz กระแส 9-25 mA ช่วงเวลาของพัลส์อยู่ระหว่าง 0.1-0.3 ms จึงเพียงพอต่อความต้องการในการนำไปรักษาทั่วไปได้ [1]

2.4 โครงสร้างภายในของบอร์ด ET-BASE51 AC3

ET-BASE51 AC3 [9] เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ในตระกูล MCS51 ขนาด 52 Pin ซึ่งเลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ เมอร์ AT89C51AC3 ของ ATMEL เป็น MCU ประจำบอร์ด โดย MCU รุ่นนี้จะบรรจุอยู่ในตัวถังแบบ 52 Pin PLCC โดย MCU ตัวนี้จะมีจุดเด่น คือ เรื่องของความเร็วในการประมวลผล ซึ่งสามารถทำงานได้ด้วยความถี่สูงสุด 60MHz ที่ 12 Clock / 1 Machine Cycle นอกจากนี้แล้วยังมีอุปกรณ์พื้นฐานต่างๆที่จำเป็นต่อการใช้งาน ได้แก่

หน่วยความจำสำหรับเก็บข้อมูลแบบ EEPROM ขนาด 2 Kbyte, หน่วยความจำใช้งานแบบ RAM 2304 Byte (2048+256), SPI, UART, Watchdog, Timer/Counter, PWM และ ADC

2.4.1 คุณสมบัติของไมโครคอนโทรลเลอร์บอร์ด AT89C51AC3

2.4.1.1 MCU ตระกูล MCS51 เบอร์ AT89C51AC3 ของ ATMEL โดยเลือกใช้แหล่งกำเนิดสัญญาณนาฬิกาแบบ Oscillator Module ค่า 29.4912 MHz ซึ่งสามารถกำหนดการทำงานของ MCU ให้ทำงานในโหมดความเร็ว 2 เท่า (X2 Mode) ได้ ทำให้ MCU สามารถประมวลผลด้วยความเร็วสูงสุดที่ 58.9824 MHz โดยคุณสมบัติของ MCU ได้แก่

- มีหน่วยความจำ Flash สำหรับเขียนโปรแกรมขนาด 64KByte
- มี EEPROM ขนาด 2KByte สำหรับเก็บข้อมูล และสามารถเขียนซ้ำได้กว่า 1 ล้านครั้ง
- มีพอร์ต I/O ขนาด 8 บิต จำนวน 5 พอร์ต (P0,P1,P2,P3 และ P4 (5 Bit))
- มี RAM ใช้งาน 2304 Byte (ERAM 2048 Byte + IRAM 256 Byte)
- มีวงจรถ่ายโอนข้อมูล UART จำนวน 1 พอร์ต และมีวงจรถ่ายโอน SPI จำนวน 1 พอร์ต
- มีวงจร Timer/Counter ขนาด 16 บิต จำนวน 3 ชุด
- มีวงจร ADC ขนาด 10บิต จำนวน 8 ช่อง (ใช้ Port-P1 โดยกำหนดจากโปรแกรม)

2.4.1.2 มีขั้วต่อสัญญาณ I/O แบบ TTL แบบ Header 2x5 จำนวน 5 ชุด (P0, P1, P2, P3

และ P4)

2.4.1.3 มีขั้วต่อ LCD แบบ Header 2x7 รองรับการเชื่อมต่อกับ LCD Character (เชื่อมต่อแบบ 4 บิต)

2.4.1.4 มีขั้วต่อใช้งาน RS232

2.4.1.5 มี LED แสดงสถานะแหล่งจ่าย Power และ Self-Test สำหรับใช้ทดสอบการทำงานของบอร์ด

2.4.1.6 ใช้แหล่งจ่ายไฟขนาด +5VDC

2.5 ทฤษฎีพื้นฐานการสื่อสารแบบอนุกรม

Recommended Standard-232 (RS-232) เป็นมาตรฐานการเชื่อมต่อข้อมูลแบบอนุกรม (Serial Port) มาตรฐาน RS-232 จำกัดความยาวสายไว้ที่ 50 ฟุต (หรือประมาณ 15 เมตร) สำหรับการส่งสัญญาณที่ความเร็ว 19,200 บิตต่อวินาที โดยที่ความยาวสายจะต้องสั้นลงถ้าต้องการสื่อสารที่ความเร็วสูงขึ้น

2.5.1 รูปแบบการส่งสัญญาณ

การส่งสัญญาณโดยใช้พอร์ตสื่อสารอนุกรมจะแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ Half-Duplex กับ Full-Duplex โดยจะมีลักษณะการรับส่งดังรูปที่ 2.11

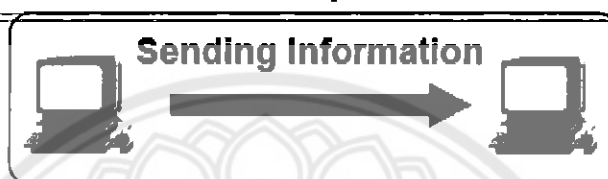
2.5.1.1 Half-Duplex (การส่งสัญญาณกึ่งทางคู่)

การส่งสัญญาณแบบนี้เมื่อ ผู้ส่งได้ทำการส่งสัญญาณไปแล้ว ผู้รับก็จะรับสัญญาณนั้นหลังจากนั้น ผู้รับก็สามารถปรับมาเป็นผู้ส่งสัญญาณแทน ส่วนผู้ส่งเดิมก็ปรับมาเป็นผู้รับแทนสลับกันได้ แต่ไม่สามารถส่งสัญญาณพร้อมกันในเวลาเดียวกันได้ จึงเรียกการส่งสัญญาณแบบนี้ว่า ฮาร์ฟดูเพล็กซ์ (Half Duplex หรือ HD) ดังรูปที่ 2.11 (ก)

2.5.1.2 Full-Duplex (การส่งสัญญาณทางคู่)

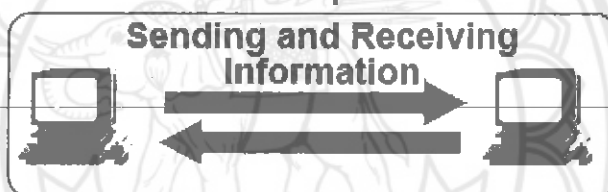
การส่งสัญญาณแบบนี้ สามารถส่งข้อมูลได้พร้อมกันทั้งสองทางในเวลาเดียวกัน ดังรูปที่ 2.11 (ข)

Half-Duplex



(ก)

Full-Duplex



(ข)

รูปที่ 2.11 แสดงการทำงานแบบ (ก) Half-Duplex กับ (ข) Full-Duplex

2.5.2 มาตรฐาน RS -232C

มาตรฐาน RS -232C เป็นมาตรฐานที่ได้รับการออกแบบมาเพื่อที่จะทำให้อุปกรณ์ต่อพ่วงจากผู้ผลิตต่างกันสามารถทำงานร่วมกันได้ในยุคแรกๆการอินเตอร์เฟสแบบ RS-232C ถูกออกแบบ สำหรับการเชื่อมต่อเทอร์มินอล (DTE: Data Terminal Equipment) กับ โมเด็ม (DCE: Data Communication Equipment) ทั้งนี้เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการส่งข้อมูลบนสายเดียวกัน

มาตรฐาน RS-232C ได้แบ่งอุปกรณ์ออกเป็น 2 ประเภท

- 1) อุปกรณ์ DTE (Data Terminal Equipment) เป็นอุปกรณ์สำหรับส่งข้อมูล (output)
- 2) อุปกรณ์ DCE (Data Communication Equipment) เป็นอุปกรณ์สำหรับรับข้อมูล (Input)

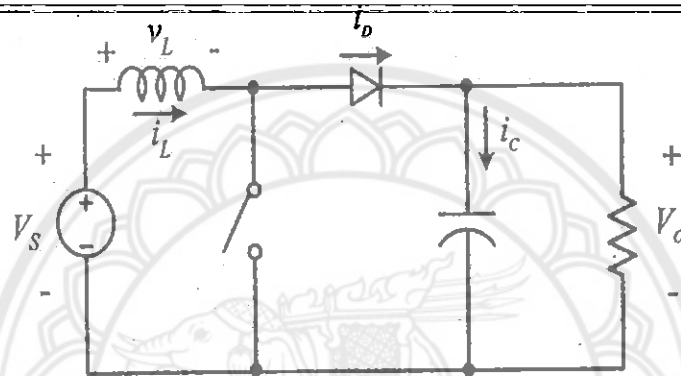
ตาม

มาตรฐาน RS -232C แล้วคอนเนกเตอร์ของ DTE จะเป็นตัวผู้ ส่วนคอนเนกเตอร์ของ DCE จะเป็นตัวเมีย ซึ่งปัจจุบันนี้ คอนเนกเตอร์ที่นิยมใช้กันมากจะเป็น ชนิด D-type แบบ 9 ขา และ D-type แบบ 25 ขา โดยคอนเนกเตอร์จะติดตั้งอยู่หลังเครื่องคอมพิวเตอร์ ระดับแรงดันจะมีค่าระหว่าง -3v

ถึง -15 สำหรับลอจิก High และลอจิก Low จะมีระดับแรงดันระหว่าง +3V ถึง +15V สามารถรับส่งข้อมูลได้ด้วยความยาวของสายสัญญาณสูงสุด 50 เมตรหรือ 150 ฟุต แต่ถ้าเราต้องการสื่อสารกับอุปกรณ์อื่นที่อยู่ห่างกันมากๆ เราจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์อื่นๆ เข้าช่วย เช่น การใช้ โมเด็ม เป็นต้น

2.6 วงจรทบทระดับแรงดัน (Boost Converter)

วงจรทบทระดับ ทำหน้าที่เพิ่มแรงดันให้เหมาะสมกับการใช้งาน โดยมีโครงสร้างของวงจรดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 วงจรทบทระดับแรงดัน [2]

2.6.1 เงื่อนไขการทำงานของวงจรทบทระดับแรงดันไฟฟ้า

การวิเคราะห์การทำงานของวงจรทบทระดับแรงดันในช่วงสภาวะอยู่ตัว จะมีการกำหนดเงื่อนไขการทำงานของวงจรทบทระดับแรงดัน เพื่อให้ง่ายต่อการวิเคราะห์ ดังนี้

2.6.1.1 กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำ (i_L) ณ ตำแหน่งเดียวกันในแต่ละคาบ จะมีค่าเท่ากันและมีค่าเป็นบวกเสมอ

2.6.1.2 แรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำในแต่ละคาบจะเท่ากับศูนย์ หมายถึงผลรวมของผลคูณระหว่างแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำกับเวลาในแต่ละคาบจะเท่ากับศูนย์

2.6.1.3 ตัวเก็บประจุต้องมีขนาดใหญ่พอ เพื่อให้แรงดันไฟฟ้าด้านออก (V_O) มีค่าคงที่

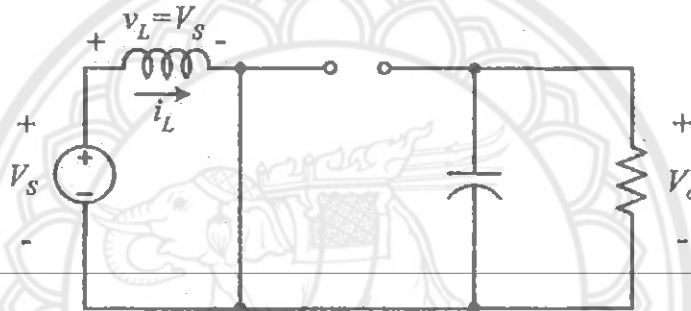
2.6.1.4 กำลังไฟฟ้าด้านเข้าเท่ากับแรงดันไฟฟ้าด้านออก กรณีนี้ไม่คำนึงถึงการสูญเสียเนื่องจากการทำงานของวงจร โดยกำหนดให้อุปกรณ์ทุกตัวเป็นอุดมคติ ทำให้สามารถสรุปได้ว่าประสิทธิภาพของวงจรเป็นหนึ่งร้อยเปอร์เซ็นต์

2.6.2 หลักการทำงานของวงจรถบระดับแรงดันไฟฟ้า

จากวงจรดังรูปที่ 2.12 กำหนดให้ V_s คือ แรงดันจากแหล่งจ่าย, v_L คือ แรงดันที่ตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำ, i_L คือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำ, i_D คือ กระแสที่ไฟฟ้าที่ไหลผ่านไดโอด, i_C คือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเก็บประจุ และ V_o คือ แรงดันไฟฟ้าด้านออก

หลักการทำงานของวงจรถบระดับแรงดันไฟฟ้า เพื่อให้ได้แรงดันไฟฟ้าด้านออกมีค่าตามต้องการ จะเริ่มต้นจากข้อกำหนดที่ว่า แรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำในแต่ละคาบเวลาจะเท่ากับ ศูนย์ และสามารถหาค่ากระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำได้ โดยวิเคราะห์การทำงานของสวิตช์ในแต่ละโหมด ทั้งนี้การทำงานต้องอยู่ในสภาวะอยู่ตัวดังนี้

2.6.2.1 ขณะสวิตช์นำกระแส



รูปที่ 2.13 วงจรถบระดับ ขณะสวิตช์นำกระแส [2]

เมื่อสวิตช์นำกระแส กระแสไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงจะไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำ โดยผ่านสวิตช์ ขณะเดียวกันไดโอดจะถูกไบอัสย้อนกลับทำให้ไม่สามารถนำกระแสได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.13 จากกฎของเคอร์ชอฟฟ์จะได้สมการของแรงดันไฟฟ้า ดังนี้

$$-V_s + V_L = 0 \tag{2.2}$$

จาก
$$V_L = V_s = L \frac{di_L}{dt} \tag{2.3}$$

จะได้
$$-V_s + L \frac{di_L}{dt} = 0$$

$$\frac{di_L}{dt} = \frac{V_s}{L} \tag{2.4}$$

ขณะที่สวิตช์นำกระแส $dt = DT$ เมื่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสที่ อาจจะถือว่าการเพิ่มของกระแสไฟฟ้าเป็นเชิงเส้น ทำให้สามารถคำนวณได้จาก

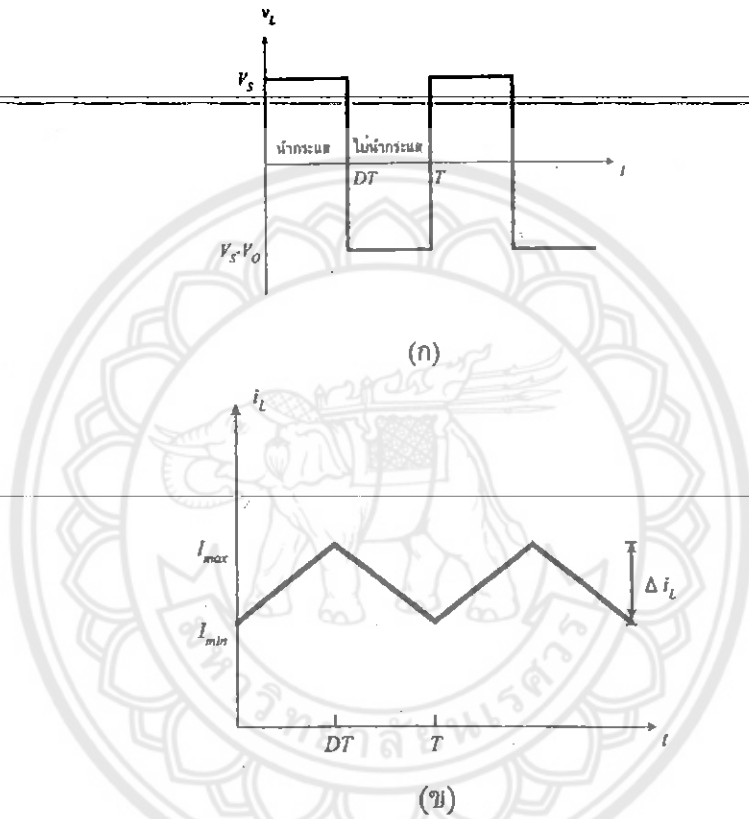
จากสมการที่ (2.3)
$$\frac{di_{L,on}}{dt} = \frac{V_s}{L}$$

$$\frac{\Delta i_{L,on}}{\Delta t} = \frac{V_s}{L}$$

$$\frac{\Delta i_{L,on}}{DT} = \frac{V_s}{L}$$

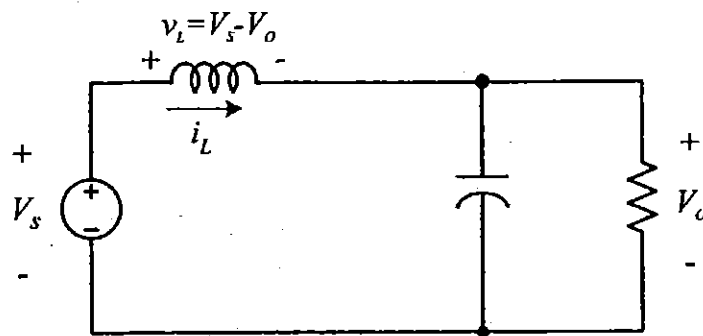
$$\Delta i_{L,on} = \frac{V_s DT}{L} \tag{2.5}$$

$\Delta i_{L,on}$ หมายถึง อัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าในตัวเหนี่ยวนำขณะสวิตช์นำกระแส



รูปที่ 2.14 (ก) แรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำ (ข) กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำ [2]

2.6.2.2 ขณะสวิตช์ไม่นำกระแส



รูปที่ 2.15 วงจรทบทระดับ ขณะสวิตช์ไม่นำกระแส [2]

จากรูปที่ 2.15 เมื่อสวิตช์ไม่นำกระแส กระแสไฟฟ้าในตัวเหนี่ยวนำจะเปลี่ยนแปลงทันทีทันใดไม่ได้ ใดโอดจะถูกไบอัสไปข้างหน้าเพื่อนำกระแส ทำให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำอย่างต่อเนื่อง สมมุติแรงดันไฟฟ้าที่ด้านออกมีค่าคงที่ จากกฎของเคอร์ชอฟฟ์จะได้สมการของแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำ ดังนี้

$$-V_s + v_L + V_o = 0$$

$$v_L = V_s - V_o$$

$$v_L = L \frac{di_L}{dt}$$

$$\frac{di_L}{dt} = \frac{V_s - V_o}{L}$$

(2.6)

ขณะสวิตช์ไม่นำกระแส $dt = (1-D)T$ ดังแสดงในรูปที่ 2.14 (ก) อัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำมีค่าคงที่ และจะถือว่าการลดลงของกระแสเป็นเชิงเส้นดังแสดงในรูปที่ 2.14 (ข) สามารถคำนวณได้จาก

$$\Delta i_{L,off} = \left(\frac{V_s - V_o}{L} \right) (1-D)T$$

(2.7)

ที่สภาวะอยู่ตัว การเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเหนี่ยวนำสุทธิมีค่าเท่ากับศูนย์จากสมการที่ 2.4 และสมการที่ 2.6 จะได้ว่า

$$\Delta i_{L,on} + \Delta i_{L,off} = 0$$

$$\left(\frac{V_s}{L} \right) DT + \frac{(V_s - V_o)(1-D)T}{L} = 0$$

$$V_s D + (V_s - V_o)(1-D) = 0$$

$$V_s D + V_s - V_s D - V_o + V_o D = 0$$

$$V_s - V_o(1-D) = 0$$

$$\frac{V_o}{V_s} = \frac{1}{1-D}$$

(2.8)

จากการหาความสัมพันธ์ของอัตราส่วนของแรงดันไฟฟ้าด้านออกต่อแรงดันไฟฟ้าด้านเข้าที่เรียกว่าอัตราขยายแรงดัน สามารถหาได้โดยวิธีต่างๆ โดยใช้สมการแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำในแต่ละคาบซึ่งจะมีค่าเท่ากับศูนย์ และได้ผลเช่นเดียวกับสมการที่ 2.7 ดังนี้

จาก $V_{L,av} = v_{L,on}(t_{on}) + v_{L,off}(t_{off}) = 0$

$$t_{on} \rightarrow DT$$

$$t_{off} \rightarrow (1-D)T$$

โดยที่

$$V_{L,on} = V_s$$

จะได้

$$\begin{aligned}
 V_{L,off} &= V_s - V_o \\
 V_{L,av} &= (V_s)(t_{on}) + (V_s - V_o)(t_{off}) = 0 \\
 (V_s)(DT) + (V_s - V_o)(1 - D)T &= 0 \\
 V_s D + (V_s - V_o)(1 - D) &= 0 \\
 V_s D + V_s - V_s D - V_o + V_o D &= 0 \\
 V_s - V_o(1 - D) &= 0 \\
 \frac{V_o}{V_s} &= \frac{1}{1 - D} \tag{2.9}
 \end{aligned}$$

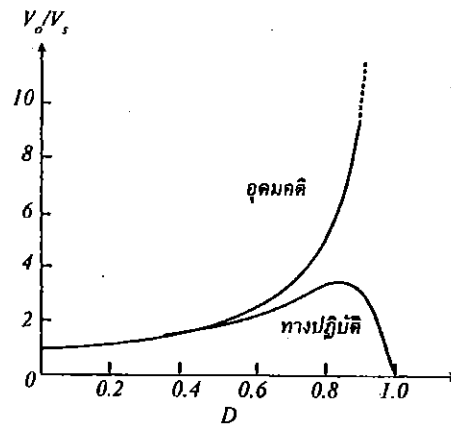
การได้มาซึ่งสมการอัตราส่วนของแรงดันไฟฟ้าด้านออกต่อแรงดันไฟฟ้าด้านเข้า จากสมการที่ 2.8 แท้จริงแล้วมีหลักการทำงานเดียวกัน ทำให้สามารถคำนวณค่าอัตราส่วนของแรงดันไฟฟ้าด้านออกต่อแรงดันไฟฟ้าด้านเข้าได้จากการปรับค่า D (Duty Ratio) ดังแสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 0.1 อัตราขยายแรงดันของวงจรทระดับแรงดันไฟฟ้าเมื่อมีการปรับเปลี่ยนค่า D [2]
(Duty Ratio)

Duty Ratio (D)	อัตราขยายแรงดัน (V_o/V_s)
0.0	1.00
0.1	1.10
0.2	1.25
0.3	1.43
0.4	1.67
0.5	2.00
0.6	2.50
0.7	3.33
0.8	5
0.9	10
1.0	Infinity

15747818

ร/ว.
ท/ว/16/๒๕
2552



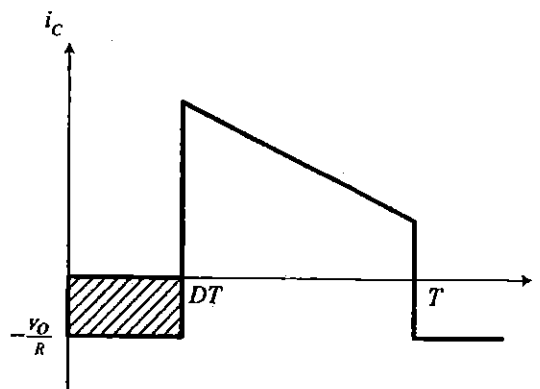
รูปที่ 2.16 ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายแรงดันกับค่า D (Duty-Ratio)

จากกราฟความสัมพันธ์ในรูปที่ 2.16 เมื่อค่า D (Duty Ratio) เพิ่มขึ้นถ้าอัตราขยายแรงดันไฟฟ้าจะเพิ่มขึ้นแบบไม่เชิงเส้นในทางปฏิบัตินิยมปรับอัตราขยายแรงดันไฟฟ้าไม่เกิน 4 เท่า ทั้งนี้เพื่อให้วงจรมีเสถียรภาพ โดยอัตราขยายแรงดันไฟฟ้าขั้นต่ำสุดคือหนึ่งหรือแรงดันไฟฟ้าด้านออกเท่ากับแรงดันไฟฟ้าด้านเข้าในทางทฤษฎี แต่ในทางปฏิบัติแรงดันไฟฟ้าด้านออกจะน้อยกว่าแรงดันไฟฟ้าด้านเข้าเล็กน้อยเนื่องจากค่าความสูญเสียจากแรงดันที่ตกคร่อมไดโอด และตัวอุปกรณ์สวิตช์

2.6.3 ค่าระลอกคลื่นของแรงดันไฟฟ้าด้านออก

การที่มีตัวเก็บประจุที่มีขนาดใหญ่จะสามารถทำให้แรงดันไฟฟ้าด้านออกมีค่าคงที่ หรือสัญญาณมีความเรียบมากขึ้น แต่ในทางด้านปฏิบัติไม่สามารถเลือกใช้เก็บประจุที่มีขนาดใหญ่หลายๆ ได้ เนื่องจากมีราคาแพงต้องใช้พื้นที่มาก จึงต้องเลือกใช้ตัวเก็บประจุที่มีขนาดเหมาะสม และมีค่าความระลอกคลื่นของแรงดันไฟฟ้าด้านออกอยู่ในระดับที่ยอมรับได้

การคำนวณหาค่าระลอกคลื่นของแรงดันไฟฟ้าด้านออกจากยอดถึงยอด สามารถหาได้จากกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเก็บประจุดังแสดงในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านตัวเก็บประจุ [2]

$$|\Delta Q| = C\Delta V_o = I_o\Delta t_{on} \quad (2.10)$$

$$I_o = \frac{V_o}{R}$$

$$\Delta t_{on} = DT$$

$$\Delta V_o = \frac{I_o\Delta t_{on}}{C} = \frac{V_oDT}{RC}$$

$$\frac{\Delta V_o}{V_o} = \frac{DT}{RC} \quad (2.11)$$

$$\frac{\Delta V_o}{V_o} = \frac{D}{RCf} \quad (2.12)$$

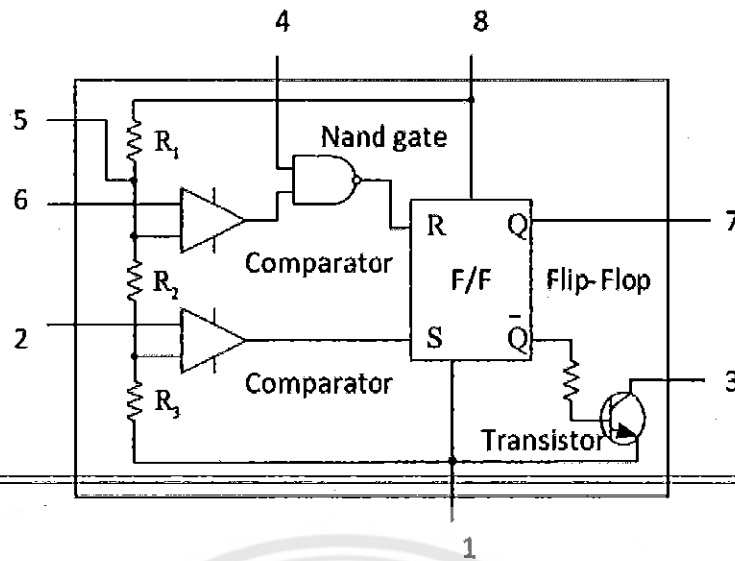
เมื่อต้องการจะลดอัตราระลอกคลื่นของแรงดันไฟฟ้าด้านออก จะทำได้โดยการลดค่า D (Duty Ratio) ให้เข้าใกล้ศูนย์ หรือการเพิ่มค่าโหลด หรือการเพิ่มค่าของตัวเก็บประจุ หรือการเพิ่มค่าความถี่ในการสวิตช์ให้สูงขึ้น

2.7 วงจรกำเนิดสัญญาณไอซี หมายเลข NE555

NE555 เป็นไอซี ที่นิยมใช้กันมากในการนำไปสร้างสัญญาณรูปคลื่นแบบต่างๆ และวงจรตั้งเวลา ไอซีหมายเลข NE555 เป็นอุปกรณ์วงจรรวมที่มีอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ อยู่ภายใน และมีส่วนที่ต้องต่อภายนอกเพื่อควบคุมการทำงาน และใช้งานเป็นลักษณะต่างๆ

2.7.1 ไอซีหมายเลข NE555 (NE555 timer IC)

ไอซี หมายเลข NE555 [3] เป็นวงจรรวมที่สามารถสร้างเป็นวงจรตั้งเวลา (Timer) วงจรกำเนิดสัญญาณพีคดับเบิลยูเอ็มและสร้างเป็นวงจรมัลติไวเบรเตอร์ แบบต่างๆ ได้ เช่น วงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ โครงสร้างภายในของไอซี หมายเลข NE555 แสดงในรูปที่ 2.11 ประกอบไปด้วยออป-แอมป์ที่ทำหน้าที่เป็นวงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator) 2 ตัว ฟลิปฟลอป (Flip-flop) อินเวอร์เตอร์ 1 ตัว การออกแบบวงจรต่างๆ ทำได้โดยการคำนวณค่าตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ เพื่อต่อประกอบกับวงจรภายนอก [3]



รูปที่ 2.18 โครงสร้างภายในของไอซี หมายเลข NE555 [3]

วงจรภายในของไอซี หมายเลข NE555 ขา 8 เป็น V_{CC} และขา 1 เป็น GND มีวงจรแบ่งแรงดัน โดย $R_1, R_2,$ และ R_3 ต่ออยู่ เพื่อป้องกันให้กับวงจรเปรียบเทียบแรงดันตัวที่ 1 และตัวที่ 2 ด้านออกป้องกันให้ RS ฟลิปฟลอป ซึ่งต่อด้านออกผ่านทรานซิสเตอร์ 2 ตัว และวงจรกลับสัญญาณจากคู่มือรายละเอียดการใช้งานของไอซีหมายเลข NE555 สามารถป้อนแรงดัน V_{CC} ได้ระหว่าง 4.5 V ถึง 18 V และที่ขาด้านออก (ขา 3) จ่ายกระแสได้สูงสุด 200 mA

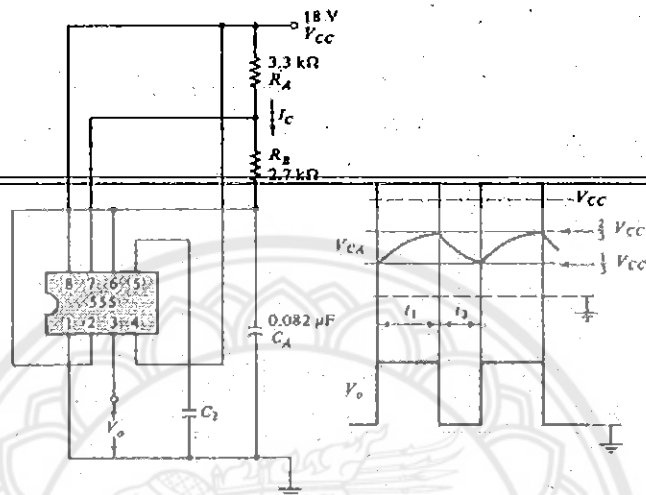
2.7.2 วงจรออสซิลเลเตอร์แบบมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ไอซี หมายเลข NE555

วงจรออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ในไอซี หมายเลข NE555 (NE555 Astable Multivibrator) ทำได้โดยการต่อขา 2 (Trigger input) เข้ากับขา 6 (Threshold) ซึ่งต่อ C_A อยู่เพื่อให้แรงดันที่เปลี่ยนแปลงของ C_A ป้อนเข้าจุดขนวนการทำงานของวงจรแทนสัญญาณจุดขนวนภายนอก พิจารณาจากรูปที่ 2.11 และเพิ่ม R_B อนุกรมกับ R_A เป็นตัวต้านทานที่ใช้ในการเก็บและคายประจุของ C_A โดยต่อเข้ากับขา 7 (Discharge)

ก) การทำงานของวงจร

เมื่อ V_{C_A} ต่ำกว่า $(1/3)V_{CC}$ แรงดันที่ขาของออปแอมป์เปรียบเทียบแรงดันตัวที่ 2 จะต่ำกว่าแรงดันที่ขาบวก เพราะ $V_{C_3} = (1/3)V_{CC}$ ด้านออกของออปแอมป์ตัวที่ 2 จะเป็น HIGH และฟลิปฟลอป จะอยู่ในสถานะเซตทำให้ Q เป็น LOW ขณะนี้ Q_1 จะ OFF และ C_A จะทำการเก็บประจุผ่าน R_A และ R_B เมื่อ C_A เก็บประจุจนแรงดันเท่ากับ $(2/3)V_{CC}$ ที่ขาบวกของออปแอมป์เปรียบเทียบแรงดันตัวที่ 1 (ต่อกับ C_A ที่ขา 6) จะมีแรงดันต่ำกว่าที่ขาลบ (เท่ากับ $V_{(R_2+R_3)} = (2/3)V_{CC}$) ด้านออกของออปแอมป์ตัวที่ 1 จะเป็น HIGH ทำให้สถานะของ ฟลิป-ฟลอปเป็นรีเซต ผลคือ $Q = \text{HIGH}$ และทรานซิสเตอร์ $Q_1 = \text{ON}$ ทำให้ C_A คายประจุผ่าน Q_1 ที่ R_B

และ C_A จะคายประจุจนกระทั่งแรงดัน $V_{C3} = (1/3)V_{CC}$ ที่จุดนี้ด้านออกของออปแอมป์ตัวที่ 2 เป็น HIGH ทำให้ด้านออกของฟลิปฟล็อปเป็น LOW ทราานซิสเตอร์ Q_1 จะ OFF อีกครั้ง กระบวนการนี้จะเกิดต่อเนื่องตลอดไป ผลที่ได้รับคือ V_o ที่ขา 3 ของ NE555 เป็นสัญญาณพีคดับเบิ้ลยูเอ็มที่มีความกว้างของพัลส์เท่ากับ t_1 ดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 แสดงวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ไอซี หมายเลข NE555 [4]

โดยปกติช่วงเวลาที่ตัวเก็บประจุรับประจุหรือเอาท์พุทอยู่ในสถานะ $+V_{cc}$ สามารถคำนวณได้จาก

$$t_1 = 0.693(R_A + R_B)C_A \tag{2.13}$$

ในทำนองเดียวกันช่วงเวลาที่การรับประจุหรือเอาท์พุทอยู่ในสถานะกราวด์ สามารถคำนวณได้จาก

$$t_2 = 0.693(R_B)C_A \tag{2.14}$$

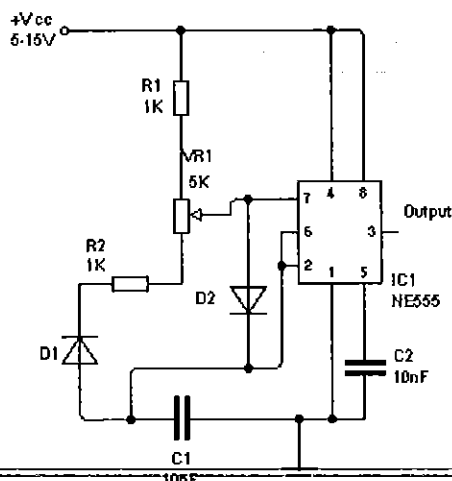
คาบเวลาในหนึ่งไซเคิลหาได้จาก

$$T = t_1 + t_2 = 0.693(R_A + 2R_B)C_A \tag{2.15}$$

นั่นคือความถี่ของการออสซิลเลต คือ

$$f = 1/T = 1.44 / (R_A + 2R_B)C_A \tag{2.16}$$

การใช้ NE555 ในการสร้างวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่สามารถปรับค่าดีวี่ไซเคิล (Duty cycle) สามารถทำได้ดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 วงจรปรับค่าความถี่ไซเคิลและค่าความถี่สัญญาณพัลส์คงที่

วงจรที่สามารถปรับค่าความถี่ไซเคิลของ V_o ของวงจรออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ NE555 โดยการเพิ่มไดโอดปิดกั้นทางเดินของกระแสและการเพิ่มตัวต้านทานปรับค่าได้ต่อระหว่าง R_A และ R_B เดิม ดังนั้น

$$R_A = (R_1 + R_2) \text{ และ } R_B = (R_3 + R_4) \quad [4]$$

ดังนั้น

$$t_1 = 0.693 R_A C_A$$

$$t_1 = 0.693(R_1 + R_2)C_A \quad (2.17)$$

และ

$$t_2 = 0.693 R_B C_A$$

$$t_2 = 0.693(R_3 + R_4)C_A \quad (2.18)$$

$$T = t_1 + t_2 \quad (2.19)$$

$$\text{ความถี่ไซเคิล} = \frac{t_1}{T} \times 100\% \quad (2.20)$$

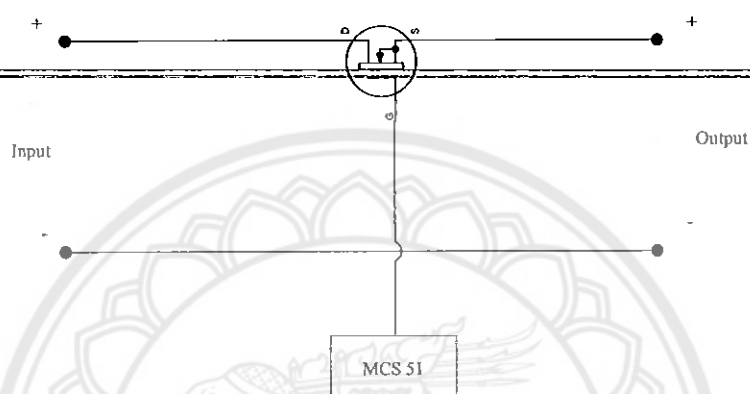
2.8 วงจรชอปเปอร์ (Chopper Circuit) [12]

วงจรชอปเปอร์ เป็นวงจรที่ทำหน้าที่เปลี่ยนแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง จากแหล่งจ่ายไฟฟ้าที่มีค่าคงที่ ให้ได้แรงดันเอาต์พุตกระแสตรง ที่สามารถปรับค่าได้ตามที่ต้องการ โดยใช้หลักการเปิดและปิดอิเล็กทรอนิกส์สวิตช์ หรือ Chopping DC voltage โดยทั่วไปจะนำไปใช้ในงานต่อไปนี้
 รถยนต์ที่ขับเคลื่อนด้วยพลังงานไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ เช่น รถยกของ ในเรือสินค้า ใน DC voltage regulator ประสิทธิภาพสูง เป็นต้น การเปิด และ ปิด อิเล็กทรอนิกส์สวิตช์ มีวิธีการ 2 แบบคือ

2.8.1 อิเล็กทรอนิกส์สวิตซ์ที่ใช้ในวงจร มีอยู่ 2 แบบคือ

2.8.1.1 แบบที่ทำให้กระแสหยุดไหลด้วยการบีบบังคับ (forced commutation) คือ SCR จะนำมาใช้ในงานความถี่ต่ำ

2.8.1.2 แบบที่ทำให้กระแสหยุดไหลได้ด้วยตัวเอง (self commutation) คือ Power Transistor Power MOSFET GTO และ IGBT จะนำมาใช้ในงานความถี่สูง ตัวอย่างวงจรชอปเปอร์ ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 วงจรชอปเปอร์

2.9 วงจรจำกัดกระแส (Current limiting Circuit) [10]

วงจรจำกัดกระแสจะทำงาน โดยนำไอซีเรกูเลเตอร์ LM317 มาต่ออนุกรมกับตัวต้านทานปรับค่าได้ และการจำกัดกระแสก็ขึ้นอยู่กับค่าตัวต้านทานที่เราเลือกใช้ โดยแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทานจะมีค่า 1.25 โวลต์เสมอ ทำให้สามารถหาค่ากระแสได้ดังนี้

$$\text{จาก} \quad I = \frac{V}{R} \quad (2.21)$$

$$\text{จะได้} \quad I = \frac{1.25}{R} \quad (2.22)$$

ตัวอย่าง 1 เมื่อให้ค่าตัวต้านทาน 500 โอห์ม

$$\text{จะได้} \quad I = \frac{1.25}{500} = 2.5mA$$

ตัวอย่าง 2 เมื่อให้ค่าตัวต้านทาน 100 โอห์ม

$$\text{จะได้} \quad I = \frac{1.25}{100} = 12.5mA$$

การคำนวณกำลังสูงสุดของตัวต้านทานหาได้ดังนี้

$$\text{จาก} \quad P = VI \quad (2.23)$$

$$P = 1.25I$$

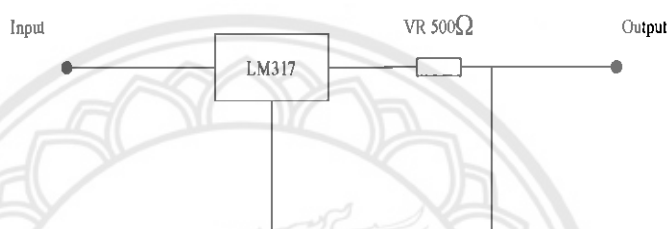
ตัวอย่าง 1 เมื่อให้ค่ากระแส 2.5 มิลลิแอมแปร์

จะได้
$$P = 1.25 \times 2.5 = 0.003 \text{ Watt}$$

ตัวอย่าง 2 เมื่อให้ค่ากระแส 12.5 มิลลิแอมแปร์

จะได้
$$P = 1.25 \times 12.5 = 0.015 \text{ Watt}$$

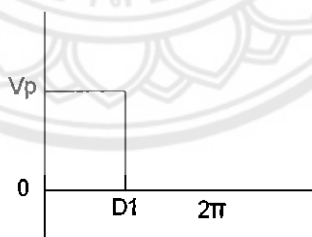
ตัวอย่างวงจรดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 วงจรจำกัดกระแส

2.10 การแปลงค่าแรงดันสูงสุดเป็นแรงดัน Root - Mean - Square

V_{rms} คำนวณ โดยการนำรากที่สองของค่าเฉลี่ย ของค่าเฉลี่ยกำลังสองของแรงดันไฟฟ้า ในช่วงเวลาที่เลือก



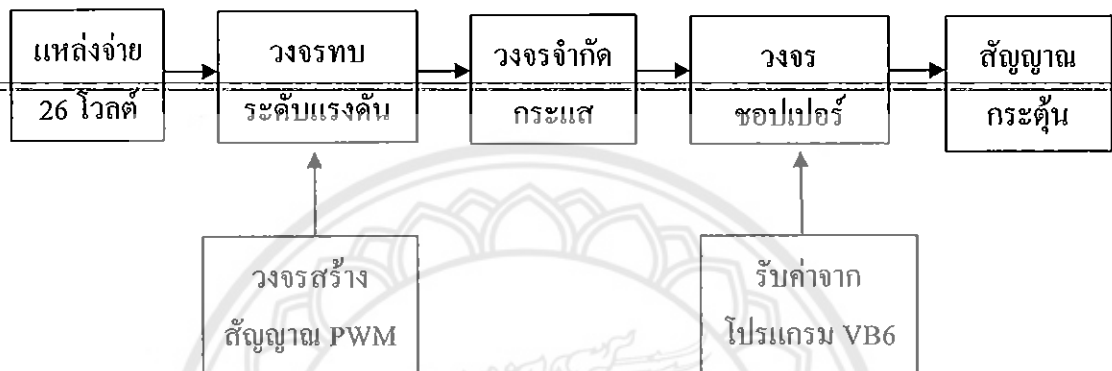
รูปที่ 2.23 รูปคลื่นสี่เหลี่ยม

$$\begin{aligned}
 V_{rms} &= \sqrt{\int_0^{D1} V_p^2 d\theta + \int_{D1}^{2\pi} V_p^2 d\theta} \\
 &= \sqrt{V_p^2 (D-0)} \\
 &= \sqrt{V_p^2 D} \\
 &= V_p \sqrt{D}
 \end{aligned} \tag{2.24}$$

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานการออกแบบและสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสร้างวงจรสร้างสัญญาณพัลส์วงจรทบระดับแรงดัน และการควบคุมสัญญาณพัลส์ ด้วย ไมโครคอนโทรลเลอร์ ผ่านทางโปรแกรม Visual Basic 6



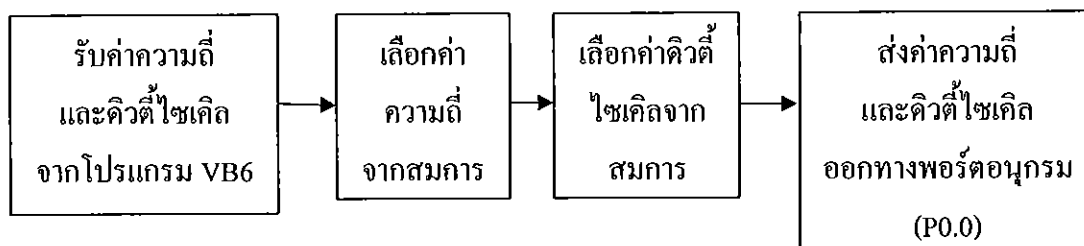
รูปที่ 3.1 แผนผังการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น

3.1 การออกแบบและเขียนโปรแกรมรับข้อมูลและควบคุมสัญญาณพัลส์ในบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น ET-BASE51 AC3

- 1) เขียนคำสั่งโดยใช้โปรแกรม Keil u เวอร์ชัน 3 แล้วจึงทำการแปลงไฟล์ เป็น hex ไฟล์ ก่อนการนำไปใช้
- 2) โหลดโปรแกรมลงไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้โปรแกรม FLIP เวอร์ชัน 2.4.4

3.1.1 อธิบายการทำงานของโปรแกรม

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะทำงานเมื่อมีการส่งข้อมูลมาจากโปรแกรม Visual Basic 6 (VB6) แล้วจึงนำค่าที่ได้รับ คือ ค่าความถี่และค่าความถี่ไซเคิล โดยค่าความถี่ที่ได้รับจะไปเข้าสู่สมการ ซึ่งเมื่อผ่านการคำนวณได้ค่าความถี่ที่ใช้แล้ว จึงนำค่าความถี่ไซเคิลที่ได้รับไปเข้าสู่สมการที่สร้างไว้ความถี่ของค่าความถี่ และส่งค่าความถี่และค่าความถี่ไซเคิลออกทางพอร์ตอนุกรม (P0.0)



รูปที่ 3.2 แผนผังการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

3.1.1.1 การกำหนด Baudrate (อัตรารับส่งข้อมูล)

ในการเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์นี้เลือกใช้ค่าคริสตัลที่ 29.4912 MHz ทำงานในความเร็ว 2 เท่า คือ 58.9824 MHz และเลือกค่า Baudrate ที่ 9600 ซึ่งมีวิธีคำนวณดังนี้

Timer1 Baudrate (29.4912 MHz x 2)

Reload = 256 - [58.9824 MHz / (384 x Baud)]

1200 = 0x80 (256-128=128)

2400 = 0xC0 (256-94=192)

4800 = 0xE0 (256-32=224)

9600 = 0xF0 (256-16=240)

19200 = 0xF8 (256-8=248)

38400 = 0xFC (256-4=252)

3.1.1.2 คำสั่งที่ใช้ในการรับข้อมูล

การรับค่าในไมโครคอนโทรลเลอร์จะรับค่า 2 ค่าจากโปรแกรม Visual Basic 6 คือ ค่าความถี่ และค่าคิวตี้ไซเคิล ซึ่งจะรับเข้ามาทาง Interrupt 4 (อินเตอร์รัพ 4) โดยจะเก็บค่าไว้ใน SBUF ค่า SBUF จะเก็บค่าตั้งแต่ 0-9 และค่า \$, # โดยค่า SBUF จะเก็บไว้ใน rx_buf[count_] สำหรับค่า \$ และ # เป็นค่าที่ใช้ในการยืนยันหลักของค่าความถี่ และค่าคิวตี้ไซเคิลที่รับมา โดยค่าความถี่จะมี 3 หลัก คือ หน่วย สิบบ ร้อย และค่าคิวตี้ไซเคิลจะมี 2 หลัก คือ สิบบ ร้อย โดย rx_buf[count_] จะเริ่มเก็บค่าตั้งแต่ rx_buf[0]

ตัวอย่างการยืนยันหลักของค่าที่ได้รับ

```
if((rx_buf[3] == '$') && (rx_buf[6] == '#'))
```

```
{
```

```
    TIME_Fy_100 = ((rx_buf[0]-0x30)*100);
```

```
    TIME_Fy_10 = ((rx_buf[1]-0x30)*10);
```

```
    TIME_Fy_1 = ((rx_buf[2]-0x30)*1);
```

```
TIME_DUTY_10 = ((rx_buf[4]-0x30)*10);
```

```
TIME_DUTY_1 = ((rx_buf[5]-0x30)*1);
```

rx_buf[3] == '\$' หมายความว่า ถ้าค่าที่รับมาตัวที่ 3 คือ \$ ค่าความถี่จะมีทั้ง 3 หลัก คือ หน่วย สิบ ร้อย และ rx_buf[6] == '#' หมายความว่า ถ้าค่าที่รับมาตัวที่ 6 คือ # ค่าความถี่จะมีทั้ง 2 หลัก คือ หน่วย สิบ

แล้วไปยังคำสั่ง

```
TIME_Fy = (TIME_Fy_100+TIME_Fy_10+TIME_Fy_1);
```

```
TIME_DUTY_ = (TIME_DUTY_10+TIME_DUTY_1);
```

เป็นคำสั่งในการรวมค่าความถี่และค่าตัวตัดไซเคิล

จากนั้นจะนำค่าที่ได้ไปเข้าสู่คำสั่งสมการ

```
if(TIME_Fy >= A) Time_F = (705+(B*(150-TIME_Fy))); A,B เป็นตัวแปรสมมติ
```

```
if(TIME_Fy >=120) Time_F = (705+(6*(150-TIME_Fy)));
```

```
else if(TIME_Fy >=119) Time_F = (705+(6.06*(150-TIME_Fy)));
```

ในสมการนี้จะนำค่า TIME_Fy ที่ได้จากคำสั่งด้านบนมาคำนวณ ค่า A จะลดลงทีละ 1 ค่า โดยค่าที่ได้ใหม่จะถูกเก็บใน Time_F ซึ่งค่า 705 เป็นค่าฐานที่ใช้ ส่วนค่า B คือค่าที่ได้จากการทำการทดสอบ

ใน Hyper Terminal และค่า B จะเพิ่มขึ้นเมื่อค่า A ลดลง

แล้วไปยังคำสั่ง

```
Time_duty = (Time_F*TIME_DUTY_)/100;
```

ค่า Time_duty คือ ค่าที่ใช้ในสั่งการในไมโครคอนโทรลเลอร์

ค่า Time_F คือ ค่าที่ได้จากสมการก่อนหน้านี้

ค่า TIME_DUTY คือ ค่าที่รับมาจากโปรแกรม Visual Basic 6

3.1.1.2 คำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูล

```
if( start_stop == 1)
```

```
{
```

```
    PWM1 = 1;
```

```
    delay(Time_duty);
```

```
    PWM1 = 0;
```

```
    delay(Time_F - Time_duty);
```

```
}else if( start_stop == 0)
```

```
{
```

```
    PWM1 = 0;
```

ถ้าเป็นเงื่อนไข $\text{if}(\text{start_stop} == 1)$ ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่ง $\text{PWM1} = 1$ โดยส่งเป็นเวลา $\text{delay}(\text{Time_duty})$; โดยค่า Time_duty เป็นค่าที่ได้จากสมการในไมโครคอนโทรลเลอร์ เมื่อผ่านการหน่วงเวลาแล้ว จึงส่งค่า $\text{PWM1} = 0$ โดยส่งเป็นเวลา $\text{delay}(\text{Time_F} - \text{Time_duty})$; โดยค่า Time_F เป็นค่าที่ได้จากสมการ และถ้าเป็นเงื่อนไข $\text{else if}(\text{start_stop} == 0)$ ไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่ง $\text{PWM1} = 0$

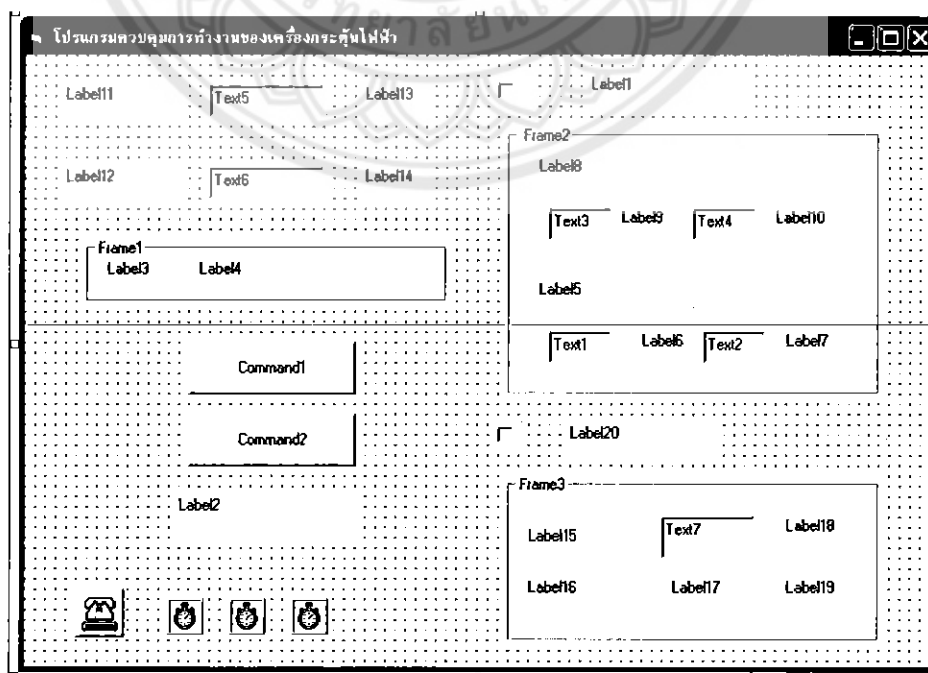
3.2 การออกแบบและเขียนโปรแกรมส่งข้อมูลด้วย Visual Basic 6

ก) ทำการเข้าโปรแกรม Visual basic 6 เลือก Standard EXE คลิกปุ่ม open เพื่อเปิดฟอร์มใหม่ขึ้นมา

ข) นำคอนโทรลต่างๆมาจัดวางลงบนฟอร์ม ดังนี้

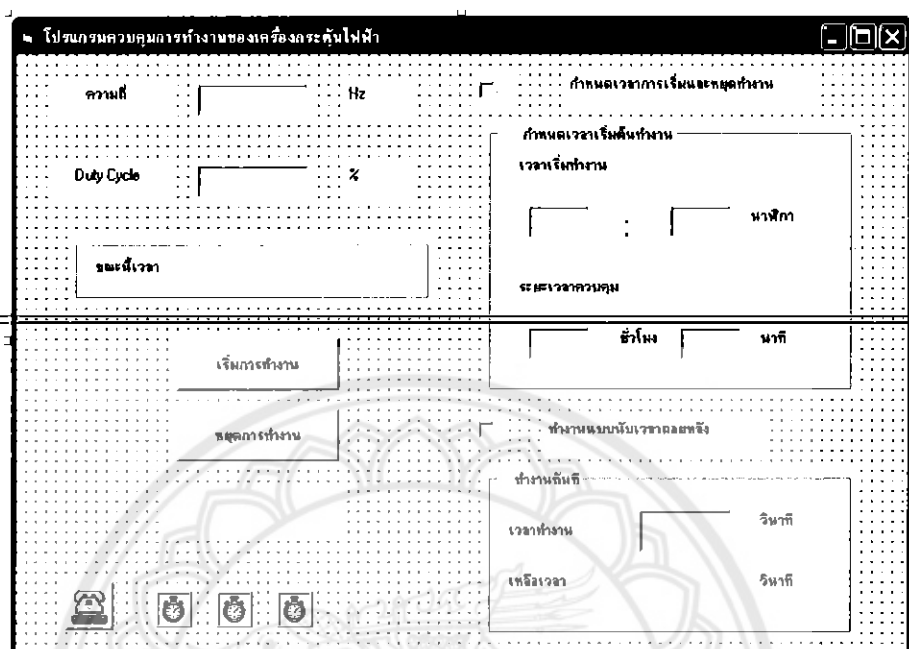
คอนโทรล Label	20	คอนโทรล
คอนโทรล TextBox	7	คอนโทรล
คอนโทรล Frame	3	คอนโทรล
คอนโทรล CommandButton	2	คอนโทรล
คอนโทรล CheckBox	2	คอนโทรล
คอนโทรล MSComm	1	คอนโทรล
คอนโทรล Timer	3	คอนโทรล

และจัดให้เป็นระเบียบ ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 การจัดวางคอนโทรลต่างๆ

- ค) เขียนคำสั่งเพื่อควบคุมการทำงานของโปรแกรม
 ง) ทำการทดสอบโปรแกรม จะได้หน้าต่างโปรแกรมดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 หน้าต่างโปรแกรมควบคุม

3.2.1 คำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูล

คำสั่งที่ใช้ในการส่งข้อมูลจากโปรแกรม Visual Basic 6 ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์มี 2 คำสั่ง คือ

- ก) $MSComm1.Output = Text5.Text + "$" + Text6.Text + "#" + "&" + "!"$ เป็นคำสั่งให้เริ่มการทำงาน โดยที่ $Text5.Text$ เป็นค่าของความถี่ และ $Text6.Text$ เป็นค่าของดิวิตีไซเคิล ส่วนเครื่องหมาย \$, # เป็นเหมือนตัวกำกับหลัก (หน่วย, สิบ, ร้อย) ในการเลือกวางตำแหน่งค่าในไมโครคอนโทรลเลอร์ และเครื่องหมาย! เป็นเหมือนตัวกำกับกับการเลือกคำสั่งในไมโครคอนโทรลเลอร์ คำ & ซึ่งในไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นคำสั่งให้ส่งค่าเป็น 1 ออกมาที่พอร์ต 0.0 (P0.0)
- ข) $MSComm1.Output = "@"$ แทนคำสั่งให้หยุดทำงาน โดยส่งค่า @ ซึ่งในไมโครคอนโทรลเลอร์จะเป็นคำสั่งให้ส่งค่าเป็น 0 ออกมาที่พอร์ต 0.0 (P0.0)

3.3 การออกแบบและทดสอบวงจร

สำหรับโครงการนี้ ได้มีการออกแบบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์ วงจรขับมอเตอร์กำลัง วงจรทบระดับแรงดัน และวงจรชอปเปอร์ ซึ่งแสดงรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.3.1 การออกแบบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์

การออกแบบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์นี้จะใช้หลักการของการออกแบบวงจรอะอสซิลเลตอร์แบบมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ NE555 ดังรูปที่ 3.5 โดยจะให้เลือกความถี่ของสัญญาณพัลส์ใช้งานที่ 20 kHz และเลือกใช้ค่าความถี่พัลส์ที่ 50-80 %

โดยมีการออกแบบดังนี้

$$\text{จาก } T = T_1 + T_2 = \frac{1}{f} = \frac{1}{20\text{kHz}} \quad (3.1)$$

$$T = 50 \mu\text{s}$$

จากรายละเอียดของไอซีหมายเลข NE555

$$I_{c(\min)} \gg I_{th} = 0.25 \mu\text{A}$$

$$I_{c(\min)} \gg I_{trig} = 0.5 \mu\text{A}$$

$$\text{เลือกค่า } I_{c(\min)} = 1 \text{ mA}$$

$$\text{เมื่อ } V_{cc} = 12 \text{ V}$$

$$\text{จะได้ } R_A + R_B = \frac{V_{cc}}{3I_{c(\min)}} \quad (3.2)$$

$$= \frac{12}{3 \times 1\text{mA}}$$

$$= 4 \text{ k}\Omega$$

กำหนดให้ค่าความถี่พัลส์สูงสุดมีค่าเป็น 80%

$$\text{จะได้ } T_1 = \frac{80}{100} \times 50 \mu\text{s}$$

$$= 40 \mu\text{s}$$

$$T_2 = 5 \mu\text{s}$$

$$\text{ดังนั้นจะได้ } C = \frac{T_1}{0.693 \times (R_A + R_B)} \quad (3.3)$$

$$= \frac{40 \mu\text{s}}{0.693 \times (4\text{k}\Omega)}$$

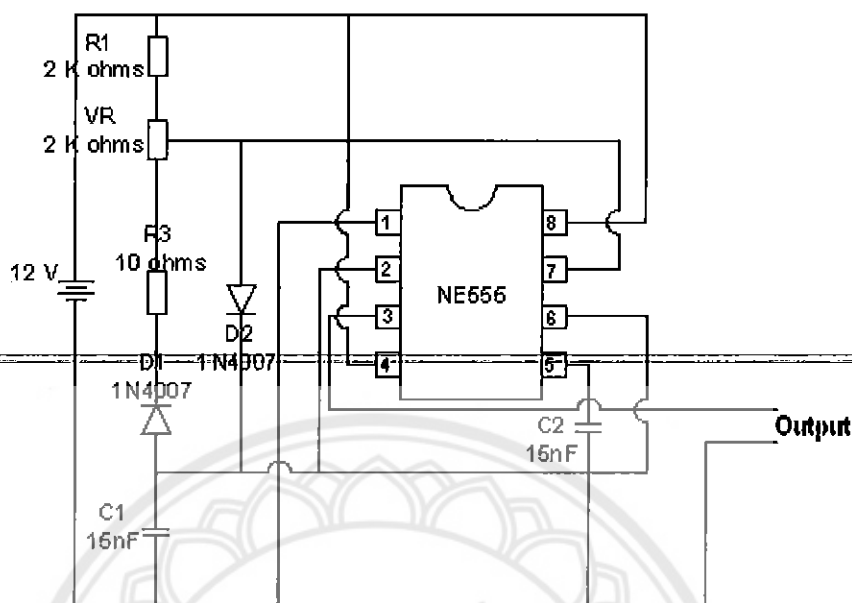
$$= 14.43 \text{ nF}$$

เลือกตัวเก็บประจุค่ามาตรฐาน คือ 15 nF

การปรับค่าความถี่พัลส์สามารถทำได้โดยการเพิ่มตัวต้านทานปรับค่าได้ต่อระหว่าง R_A กับ R_B เดิม ดังนั้น $R_A = (R_1 + R_2)$ และ $R_B = (R_3 + R_4)$

เพราะฉะนั้นเลือกค่า $R_1 = 2 \text{ k}\Omega$ เนื่องจากต้องการปรับค่าความถี่พัลส์ได้ตั้งแต่ 51% ขึ้นไป และเลือก $R_2 = (R_2 + R_3) = 2 \text{ k}\Omega$ และ $R_3 = 10 \Omega$

วงจรที่ได้ทำการออกแบบแล้ว มีลักษณะดังรูปที่ 3.5



(ก)

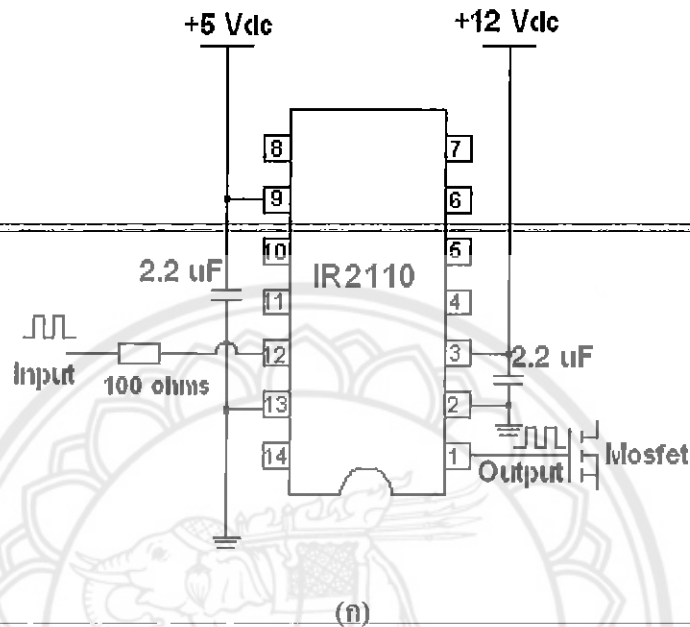
(ข)

รูปที่ 3.5 (ก) วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ที่ออกแบบ (ข) วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ที่สร้างเสร็จ

3.3.2 การออกแบบวงจรขับมอเตอร์กำลัง

การออกแบบวงจรขับมอเตอร์กำลังโดยใช้ ไอซีสำเร็จรูปเบอร์ IR2110 เพื่อนำสัญญาณพัลส์ที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณพัลส์และบอร์ด ET-BASE51AC3 มาขยายสัญญาณพัลส์เนื่องจากสัญญาณพัลส์ที่ได้ไม่สามารถขับมอเตอร์กำลังได้ ดังนั้นจึงต้องมีวงจรสำหรับขยายสัญญาณพัลส์โดยใช้

ไอซี IR2110 เป็นตัวขยายสัญญาณ โดยสัญญาณที่ถูกขยายแล้วจะมีแรงดันประมาณ 8-15 โวลต์ ซึ่งสามารถนำไปขับมอสเฟตกำลังในวงจรทระดับแรงดันและวงจรชอปเปอร์ได้ดังที่แสดงในรูปที่ 3.6



(ก)

รูปที่ 3.6 (ก) วงจรขับมอสเฟตกำลังที่ออกแบบ (ข) วงจรขับมอสเฟตกำลังที่สร้างเสร็จ

3.3.3 วงจรทระดับแรงดัน

การออกแบบวงจรทระดับแรงดันจะ ต้องหาค่าตัวเหนี่ยวนำน้อยสุดที่วงจรทระดับแรงดันสามารถทำงานในโหมดกระแสต่อเนื่องได้ ซึ่งหาได้จากสมการที่ 3.4

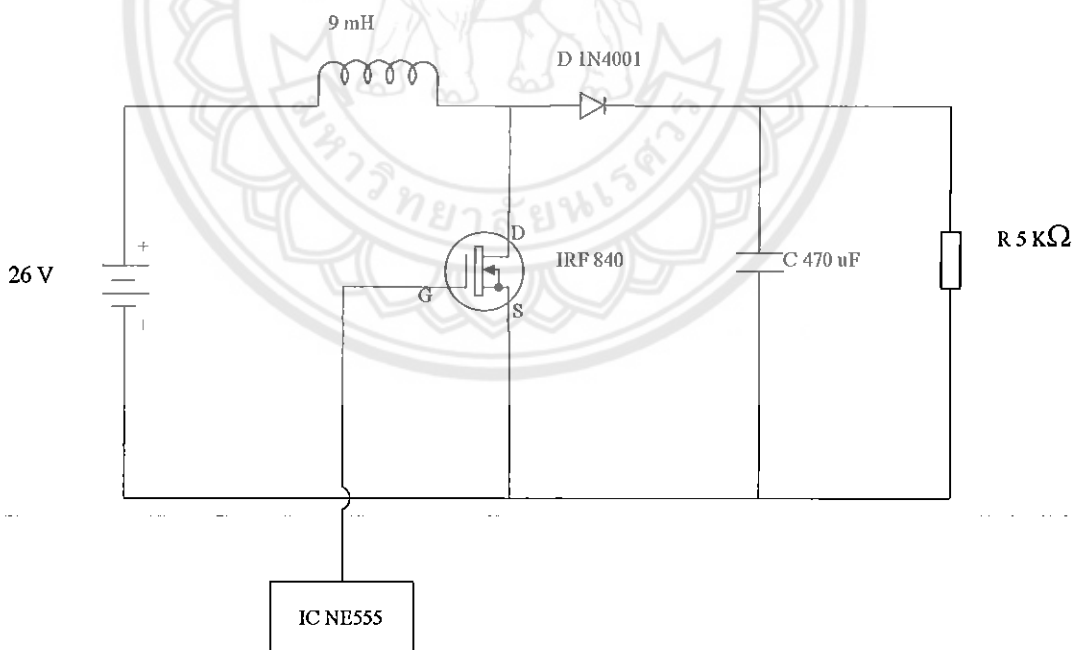
$$L_{\min} = \frac{D(1-D)^2}{2f} R \quad (3.4)$$

การหาค่า L_{min} ต้องหาที่ค่าตัวชี้ชี้เซลล์ทั้งหมดตั้งแต่ 0.1-0.9 เพื่อหาค่า L_{min} ที่มีค่ามากที่สุดแทนค่าพารามิเตอร์ทั้งหมดคือ ค่า $R = 5$ กิโลโอห์ม, $f = 20$ kHz และที่ตัวชี้ชี้เซลล์ $D = 0.8\%$ ค่า L_{min} คือ 6.5 มิลลิเฮนรี่ แต่ในวงจรนี้เลือกใช้ตัวเหนี่ยวนำขนาด 9 มิลลิเฮนรี่ และได้ทำการสร้างตัวเหนี่ยวนำดังรูปที่ 3.7

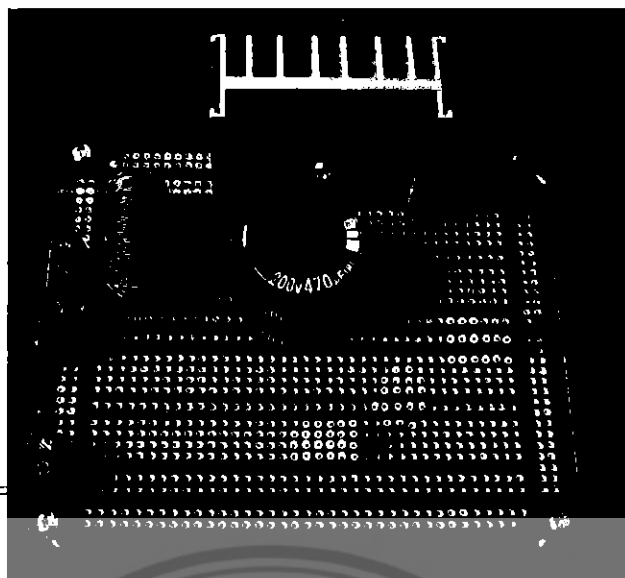


รูปที่ 3.7 ตัวเหนี่ยวนำขนาด 9 มิลลิเฮนรี่

หลังจากทำการออกแบบและเลือกใช้อุปกรณ์ ก็ทำวงจรทระดับแรงดันดังรูปที่ 3.8



(ก)

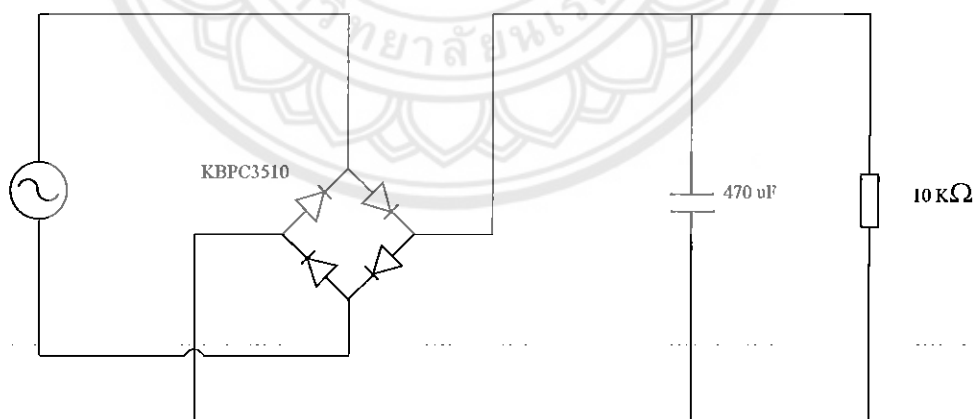


(ข)

รูปที่ 3.8 (ก) วงจรทบทระดับแรงดันที่ออกแบบ (ข) วงจรทบทระดับแรงดันที่สร้างเสร็จ

3.3.4 วงจรเรียงกระแส

เนื่องจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดนี้ต้องการไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นจึงต้องมีวงจรเรียงกระแส เพื่อเป็นวงจรแปลงไฟฟ้ากระแสสลับที่ได้รับจากหม้อแปลงเป็นแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง ออกมาทางด้านขาออกสำหรับ โครงการงานนี้เลือกใช้วงจรเรียงกระแสแบบบริดจ์แสดงในรูปที่ 3.9



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.9 (ก) วงจรเรียงกระแสแบบบริดจ์ที่ออกแบบ (ข) วงจรเรียงกระแสแบบบริดจ์ที่สร้างเสร็จ

3.3.5 วงจรจำกัดกระแส

เป็นการนำวงจรจำกัดกระแสมาทำการทดสอบว่าสามารถจำกัดกระแสได้จริง ผลการทดสอบดังแสดงในตารางที่ 3.1

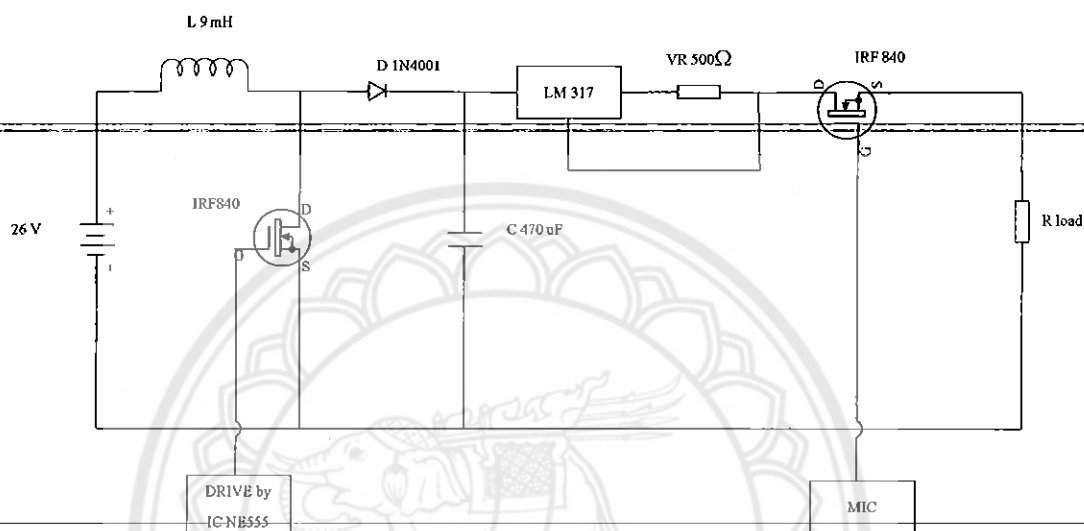
ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบวงจรจำกัดกระแส

ค่าความต้านทาน (โอห์ม)	แรงดันขาเข้า (V)	กระแสขาออก (mA)
11	12	133.9
	20	134.1
60.5	12	21.4
	20	21.4
110	12	11.32
	20	11.33

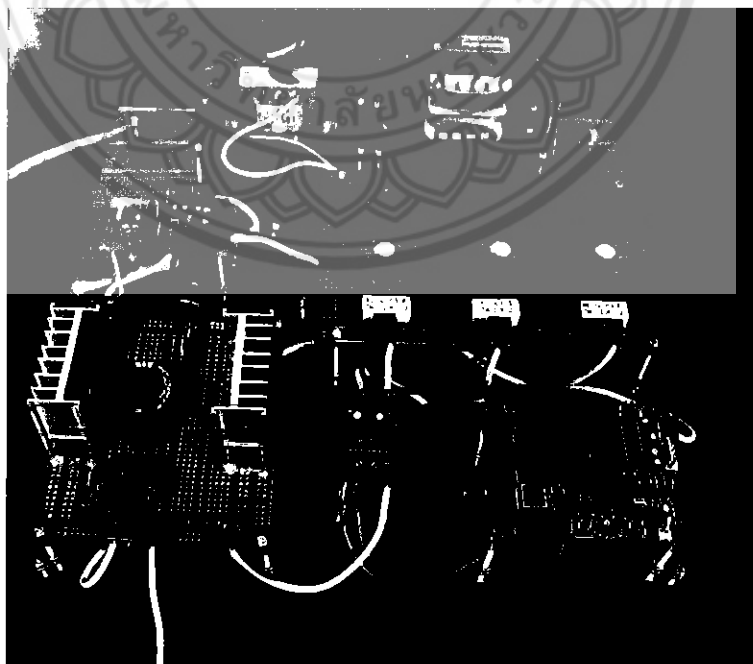
จากการทดสอบวงจรจำกัดกระแสมีแรงดันตกคร่อมตัวต้านทานเท่ากับ 1.17 โวลต์ และที่ค่าความต้านทานเท่ากันกระแสขาออกมีค่าเท่ากันทุกค่าแรงดันขาเข้า ดังนั้นวงจรจำกัดกระแสนี้สามารถใช้งานได้จริง

3.3.6 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด

เป็นการนำวงจรทั้งหมดที่ได้ออกแบบมารวมเป็นเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด โดยชุดสร้างสัญญาณพัลส์ชุดแรกจะส่งสัญญาณมาที่วงจรทบระดับแรงดัน และผ่านเข้าวงจรจำกัดกระแส จากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ส่งสัญญาณควบคุมมาที่มอสเฟตซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรชอปเปอร์ และจึงมีสัญญาณขาออกเป็นสัญญาณพัลส์ ซึ่งมีลักษณะวงจрдังรูปที่ 3.10



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.10 (ก) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่ออกแบบ (ข) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างเสร็จ

บทที่ 4

ผลการดำเนินโครงการ

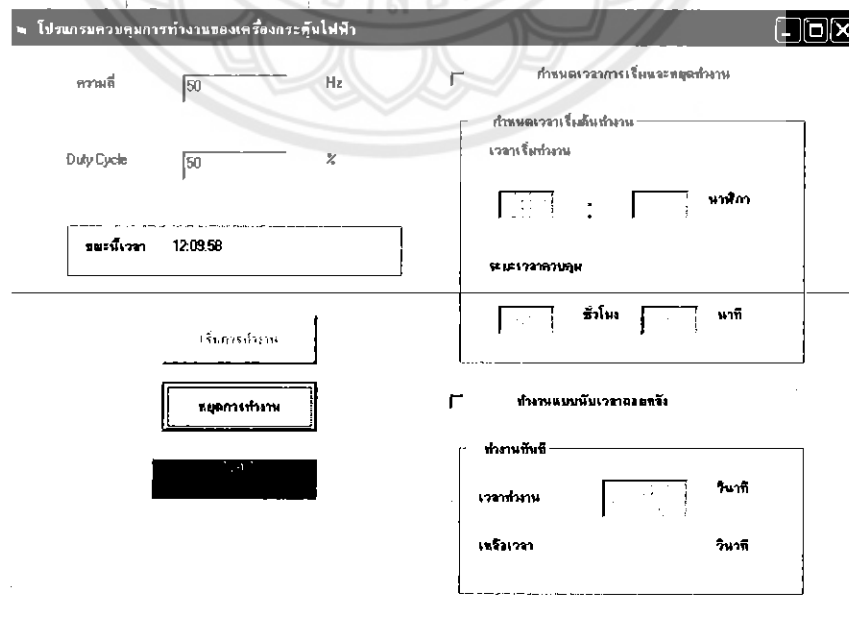
จากการที่ได้ทำการออกแบบจนถึงสร้างโปรแกรมควบคุม วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ วงจรขับมอเตอร์กำลัง และวงจรทระดับแรงดันของเครื่องกระตุ้น ไฟฟ้าเพื่อการบำบัดในบทที่ 3 แล้วนั้น ในบทที่ 4 นี้จะได้นำผลการทดลองของโปรแกรมควบคุม วงจรสร้างสัญญาณพัลส์ วงจรขับมอเตอร์กำลัง วงจรทระดับแรงดันเป็นลำดับต่อไป

4.1 การทดสอบโปรแกรมควบคุมเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัด

ทำการทดสอบโปรแกรมควบคุมโดยการวัดสัญญาณมอดูเลตความกว้างสัญญาณพัลส์ ค่าดีวตี้ไซเคิลและความถี่ของสัญญาณพัลส์ เมื่อมีการปรับค่าจากโปรแกรมให้ทำงานในรูปแบบต่างๆ ซึ่งโปรแกรมสามารถทำงานได้ 3 รูปแบบ ดังนี้

- ก) รูปแบบการทำงานแบบต่อเนื่อง
- ข) รูปแบบการทำงานแบบตั้งเวลาเริ่มและหยุดการทำงาน
- ค) รูปแบบการทำงานแบบนับเวลาลง (Count down)

ทำการทดสอบรูปแบบการทำงานแบบต่อเนื่อง ที่ความถี่ 50 Hz ดีวตี้ไซเคิล 50% ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 การทำงานแบบต่อเนื่อง

ทำการทดสอบรูปแบบการทำงานแบบตั้งเวลาเริ่มและหยุดการทำงาน โดยตั้งเวลาเริ่มการทำงานที่ 12.13 น. และตั้งเวลาการทำงาน 5 นาที ที่ความถี่ 50 Hz ดิวตี้ไซเคิล 50% ดังรูปที่ 4.2

โปรแกรมควบคุมการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

ความถี่ 50 Hz

Duty Cycle 50 %

ขณะนี้เวลา 12:12:25

กำหนดเวลาการเริ่มและหยุดทำงาน

กำหนดเวลาเริ่มต้นทำงาน

เวลาเริ่มทำงาน 12:13:00 น.นาฬิกา

ระยะเวลาควบคุม 5 นาที

ทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง

ทำงานทันที

เวลาทำงาน 5 นาที

เหลือเวลา 5 นาที

รูปที่ 4.2 การทำงานแบบตั้งเวลาเริ่มและหยุดการทำงาน

ทำการทดสอบรูปแบบการทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง โดยตั้งเวลาการทำงาน 10 นาที ที่ความถี่ 50 Hz ดิวตี้ไซเคิล 50% ดังรูปที่ 4.3

โปรแกรมควบคุมการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้า

ความถี่ 50 Hz

Duty Cycle 50 %

ขณะนี้เวลา 12:13:32

กำหนดเวลาการเริ่มและหยุดทำงาน

กำหนดเวลาเริ่มต้นทำงาน

เวลาเริ่มทำงาน 12:13:32 น.นาฬิกา

ระยะเวลาควบคุม 10 นาที

ทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง

ทำงานทันที

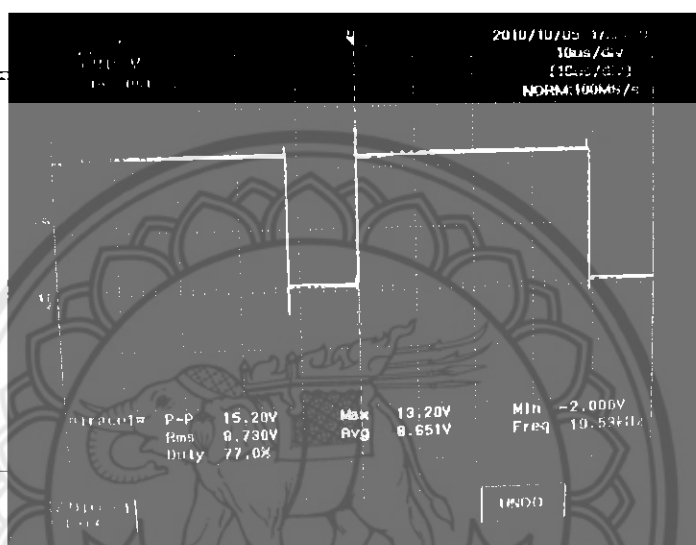
เวลาทำงาน 10 นาที

เหลือเวลา 10 นาที

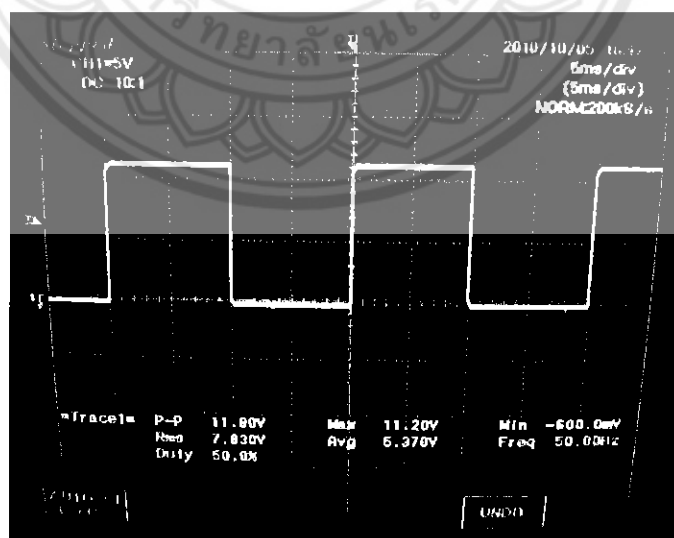
รูปที่ 4.3 การทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง (Count down)

4.2 การทดสอบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์และวงจรขับมอเตอร์กำลัง

ทำการทดสอบวงจรสร้างสัญญาณพัลส์และวงจรขับมอเตอร์กำลัง โดยการวัดความกว้างสัญญาณพัลส์ ค่าควิตีไซเคิลและความถี่ของสัญญาณพัลส์เมื่อมีการปรับค่าควิตีไซเคิล โดยใช้เครื่องออสซิลโลสโคปจับสัญญาณจากวงจรขับมอเตอร์กำลังที่รับสัญญาณพัลส์มาจากวงจรสร้างสัญญาณพัลส์โดยใช้ NE555 และจากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ได้ผลการทดลองดังแสดงในรูปที่ 4.4 และรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 ผลของสัญญาณพัลส์ที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณพัลส์โดยใช้ NE555



รูปที่ 4.5 ผลของสัญญาณพัลส์ที่ได้จากบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์

4.3 การทดสอบวงจรทบทระดับแรงดัน

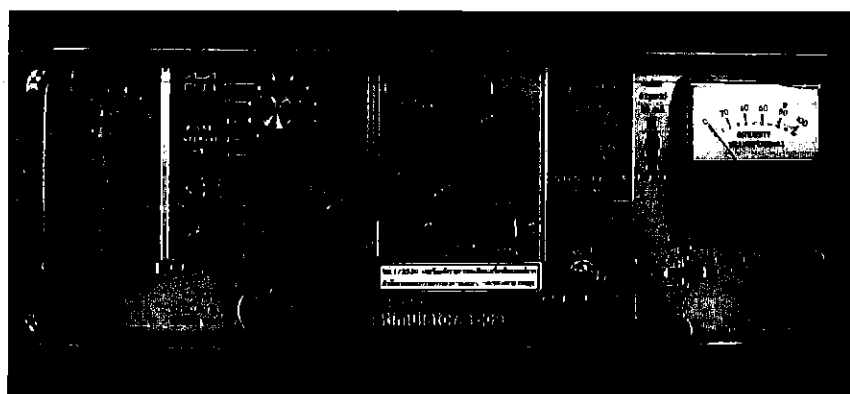
ทำการทดสอบวงจรทบทระดับแรงดันโดยการปรับค่าความถี่ไซเคิลตั้งแต่ 30-80 % จะได้แรงดันที่ขาออกของวงจรทบทระดับแรงดันดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 การเปรียบเทียบค่าของแรงดันขาออกจากทฤษฎีกับการทดลองจริง

ค่าความถี่ไซเคิล (%)	แรงดันขาเข้า (โวลต์)	แรงดันขาออก(โวลต์)		ความคลาดเคลื่อน (%)
		จากทฤษฎี	จากการทดลอง	
50	16.10	32.2	32.93	2.27
60	16.10	40.25	40.38	0.32
70	16.10	53.61	54.4	1.47
75	16.10	64.4	64.3	0.16
80	16.10	80.5	77.9	3.23

4.4 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109)

ทำการทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดโดยการปรับค่าความถี่ไซเคิล 50, 80, 90 % มีการปรับค่ากระแสด้านขาเข้าตั้งแต่ 1-80 mA และทำการเก็บค่ากระแสด้านขาออก แรงดันด้านขาออก โดยทำการทดสอบสมมติค่าของโหลดโดยใช้ค่าความต้านทานต่างๆ ดังนี้ 5, 10, 47,100 กิโลโอห์ม ทดสอบแบบไม่มีโหลด และทดสอบกับมนุษย์ โดยมนุษย์มีค่าความต้านทาน คือ 1.52 เมกะโอห์ม ได้ผลการทดสอบดังตารางที่ 4.2 ตารางที่ 4.3 และตารางที่ 4.4 (สามารถดูผลการทดลองทั้งหมดได้ที่ภาคผนวก ก) ตัวอย่างรูปเครื่องต้นแบบดังรูปที่ 4.6 และรูปสัญญาณจากเครื่องต้นแบบดังรูปที่ 4.7, 4.8, 4.9 และ 4.10



รูปที่ 4.6 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109)

ตารางที่ 4.2 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบที่ค่าความต้าน 5 กิโลโห์ม

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz					
Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
	1	1	1.81	12.80	9.05
	5	3	4.02	28.40	20.08
	10	7	10.78	76.20	53.88
50	25	13	19.80	140	98.99
	50	20	28.85	204	144.25
	80	20	28.85	204	144.25
80	1	2	2.29	12.8	11.45
	5	4	5.08	28.4	25.40
	10	12	13.63	76.2	68.15
	25	22	25.04	140	125.22
	50	32	36.49	204	182.46
	80	32	36.49	204	182.46

ตารางที่ 4.3 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบที่ค่าความต้าน 10 กิโลโห์ม

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz					
Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
50	1	1	1.56	22	15.56
	5	3	4.95	70	49.50
	10	6	11.03	156	110.31
	25	10	14.99	212	149.91
	50	10	14.85	210	148.49
	80	10	14.99	212	149.91

ตารางที่ 4.3 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบที่ค่าความถี่ 10 กิโลโหม้ม (ต่อ)

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz					
Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
	1	2	1.97	22	19.68
	5	5	6.26	70	62.61
80	10	10	13.95	156	139.53
	25	16	18.78	210	187.82
	50	16	18.60	208	186.04
	80	16	18.78	210	187.82

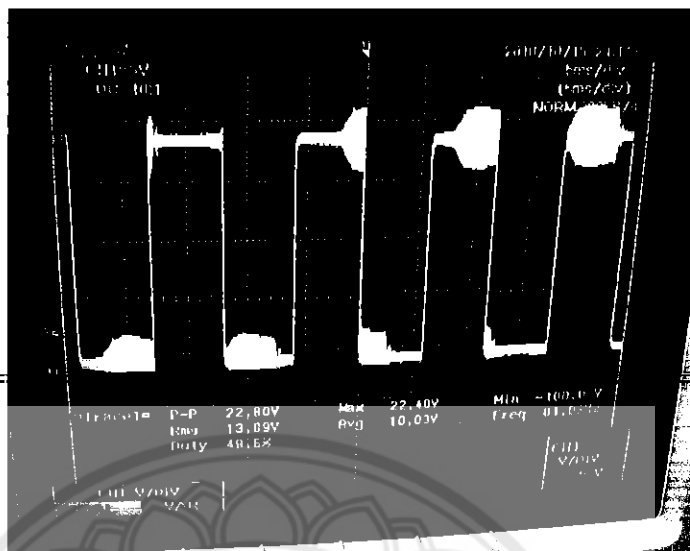
ตารางที่ 4.4 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบกับมนุษย์ที่มีค่าความต้านทาน 1.52 เมกกะโหม้ม

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz			
Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก สูงสุดที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)
50	1	1.1	0.78
	5	1.3	0.92
80	1	1.4	1.25
	5	2.3	2.06

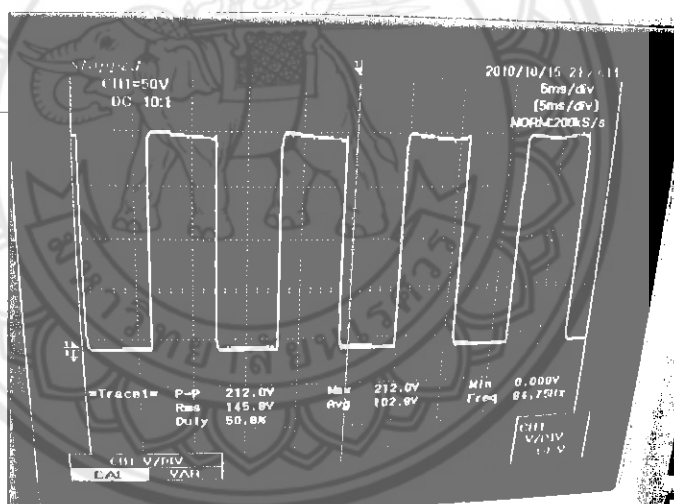
หมายเหตุ 1. วัดค่ากระแสโดยการนำความต้านทานขนาด 10 โอห์ม มาต่ออนุกรมก่อนกระแสจะเข้าสู่ตัวมนุษย์ และวัดค่าแรงดันโดยวัดคร่อมตัวต้านทานขนาด 10 โอห์ม

2. ทำการทดสอบขณะที่ไม่มีโหลดโดยทำการทดสอบที่ค่าความถี่ 100 Hz และ 1 Hz ที่ค่า duty cycle 50% กระแสที่เลือก 1-80 mA จะได้แรงดันเท่ากับคือ 220 V

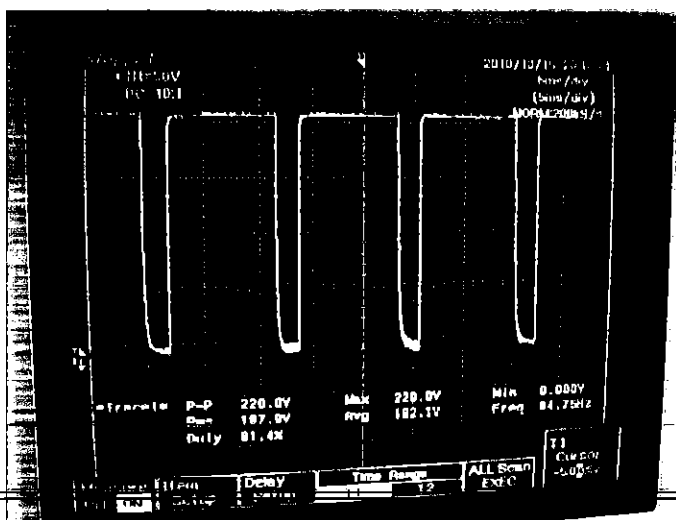
ตัวอย่างรูปสัญญาณจากเครื่องต้นแบบที่โหลด คือ ตัวต้านทานขนาด 10 กิโลโอห์ม



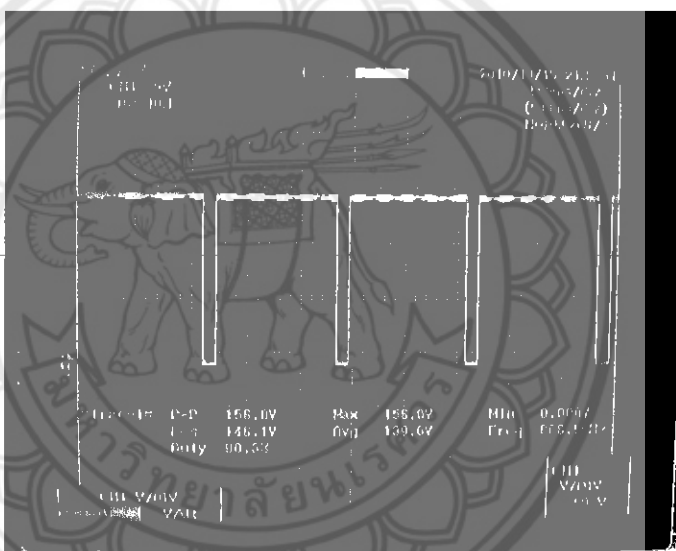
รูปที่ 4.7 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์เกิด 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 22 V



รูปที่ 4.8 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์เกิด 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 212 V



รูปที่ 4.9 รูปสัญญาณที่ค่าความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 220 V



รูปที่ 4.10 รูปสัญญาณที่ค่าความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 156 V

4.5 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น

ทำการทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดโดยการปรับค่าความถี่ 30-80 % ทำการบันทึกค่ากระแสด้านขาออก แรงดันด้านขาออก โดยทำการทดสอบสมมติค่าของโหลดโดยใช้ค่าความต้านทานต่างๆ ดังนี้ 5, 10 กิโลโอห์ม มีผลการทดสอบดังตารางที่ 4.5 และตารางที่ 4.6 (สามารถดูผลการทดลองทั้งหมดได้ที่ภาคผนวก ก) และตัวอย่างรูปสัญญาณดังรูปที่ 4.11, 4.12 และ 4.13

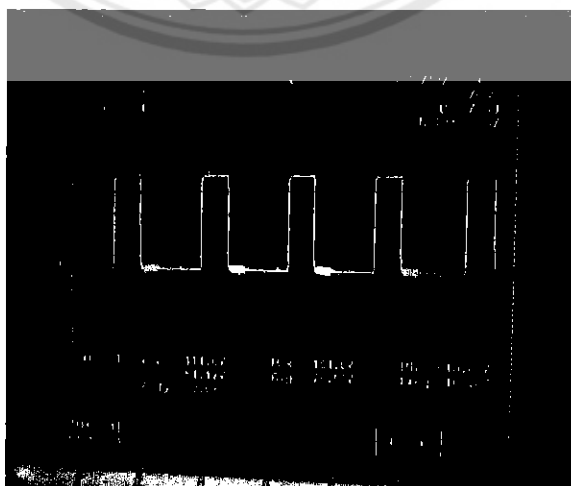
ตารางที่ 4.5 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโอห์ม

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz				
Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออก สูงสุด(V)	แรงดัน Rms(V)
30	2	5.04	46	25.19
	3	5.70	52	28.48
	4	7.67	70	38.34
	5	9.86	90	49.29
50	6	12.05	110	60.25
	3	5.09	36	25.46
	4	5.94	42	29.70
	5	7.35	52	36.77
	6	9.62	68	48.08
	7	11.60	82	57.98
	8	13.29	94	66.47
	9	13.86	98	69.30
80	10	15.56	110	77.78
	5	6.44	36	32.20
	6	8.23	46	41.14
	7	9.30	52	46.51
	8	10.73	60	53.66
	9	13.24	74	66.19
	10	15.38	86	76.92
	11	16.10	90	80.50
	12	16.81	94	84.07
	13	17.53	98	87.65
14	18.25	102	91.23	
15	19.68	110	98.38	

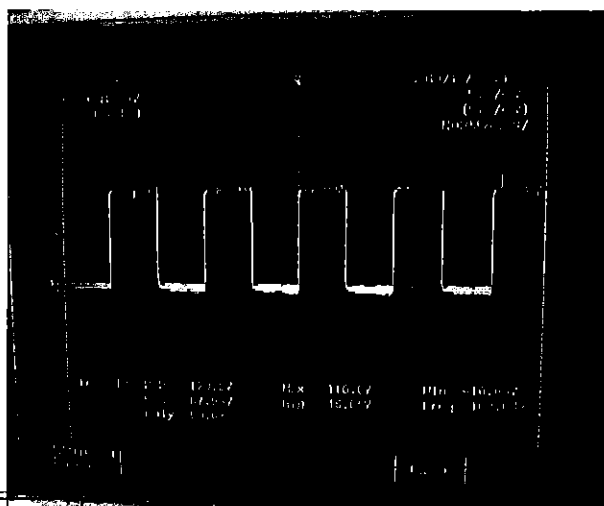
ตารางที่ 4.6 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม

การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz				
Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออก สูงสุด(V)	แรงดัน Rms(V)
30	1	2.85	52	28.48
	2	3.72	68	37.24
	3	6.02	110	60.25
	2	3.11	44	31.11
50	3	4.10	58	41.01
	4	6.22	88	62.22
	5	7.78	110	77.78
80	3	3.94	44	39.35
	4	5.19	58	51.88
	6	8.41	94	84.07
	7	9.12	102	91.23
	8	9.48	106	94.81

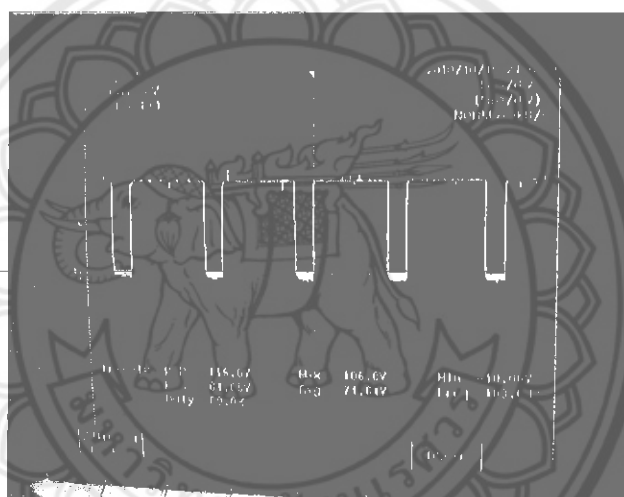
ตัวอย่างรูปสัญญาณจากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นโหลด คือ ตัวต้านทานขนาด 10 กิโลโอห์ม



รูปที่ 4.11 รูปสัญญาณที่ค่าความถี่ 30% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 104 V



รูปที่ 4.12 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์ไซเคิล 50% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 110 V



รูปที่ 4.13 รูปสัญญาณที่ค่าควิตซ์ไซเคิล 80% ความถี่ 100 Hz แรงดันขาออกสูงสุด 106 V

4.6 วิเคราะห์ผลการทดสอบ

4.6.1 วิเคราะห์ผลการทดสอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ (Model S-109)

ก) แรงดันขาออกสูงสุด 220 โวลต์ กระแสที่เลือกได้สูงสุด 80 มิลลิแอมแปร์ กระแสขาออกสูงสุด 39 มิลลิแอมแปร์ และมีสัญญาณรบกวนน้อยขณะกระแสสูงสุด

ข) เมื่อค่ากระแสที่เลือกสูงสุดถึงค่าๆหนึ่ง กระแสขาออกจะเริ่มคงที่ ถึงแม้ว่าจะมีการเพิ่มค่ากระแสเข้ามามากขึ้นก็ตาม

ค) ที่ค่าโหนดน้อย(ตัวต้านทานค่ามาก) จุดที่กระแสขาออกและแรงดันขาออกเริ่มคงที่จะมีค่าของกระแสที่เลือกน้อยลง

ง) สำหรับการทดสอบในมนุษย์ มักจะควบคุมค่าความถี่ไซเคิลให้ต่ำ ก็คือให้ช่วงเวลากระตุ้น(On time) น้อยกว่าช่วงเวลาพัก (Off time) การเลือกค่าความถี่ไซเคิลสูง ก็จะมีผลต่อการล้าของกล้ามเนื้อ

จ) ในการใช้กับมนุษย์นั้นค่าความเข้มของกระแส(Intensity) ที่แต่ละคนจะทนได้จะแตกต่างกัน

ฉ) การเลือกใช้ความถี่ในการกระตุ้นนั้น ที่ความถี่สูงจะทำให้กล้ามเนื้อมีอาการล้าได้ง่าย และจะมีความรู้สึกเหมือนมีมคมมาเดินอยู่ระหว่างกล้ามเนื้อ

ช) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบ ปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆได้ยาก

- ช่วงความถี่ที่ต้องการใช้ต้องคำนวณจาก $1/\text{ช่วงพัก} + \text{ช่วงกระตุ้น}$ ค่าความถี่ที่ปรับใช้ได้ง่าย คือ ค่า 1 เฮิร์ต, 50 เฮิร์ต, 100 เฮิร์ต

- ช่วงของค่าความถี่ไซเคิล เลือกปรับใช้ค่าได้ยาก ค่าความถี่ไซเคิลที่ปรับใช้ได้ง่าย คือ ค่า 50 %, 80 %, 90%

4.6.2 วิเคราะห์ผลการทดสอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้น

ก) แรงดันขาออกสูงสุด 110 โวลต์ กระแสขาออกสูงสุด 17 มิลลิแอมป์ที่ค่าความต้านทาน 5 กิโลโอห์ม และมีสัญญาณรบกวนน้อย

ข) แรงดันขาออกสูงสุดมีค่าใกล้เคียงกันที่ค่าความถี่ไซเคิล ค่าความต้านทาน

ค) มีช่วงของกระแสขาออกต่ำกว่าเครื่องต้นแบบ คือ 1-17 มิลลิแอมป์

ง) สามารถปรับค่าความถี่ได้ละเอียดตั้งแต่ 50-100 เฮิร์ต

จ) สามารถปรับแต่งค่าความถี่ไซเคิลได้ละเอียดตั้งแต่ 10-90%

ฉ) ค่าความถี่และค่าความถี่ไซเคิลมีความแม่นยำตรงกับค่าที่สั่งการจากโปรแกรม Visual

Basic 6

4.6.3 วิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบกับที่สร้างขึ้น

จากการนำผลการทดสอบในกรณีที่มีค่าโหลด ค่าความถี่ไซเคิล กระแสขาออก Rms ที่วัด ที่เท่ากันมาเปรียบเทียบ เช่น ที่โหลด 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ไซเคิล 50% กระแสขาออก Rms ที่วัด 3 มิลลิแอมป์ เครื่องต้นแบบจะได้แรงดันขาออกสูงสุดมากกว่าเครื่องที่สร้างขึ้น สรุปว่าเครื่องต้นแบบมีความสามารถจ่ายค่ากระแสขาออกได้มากกว่าเครื่องที่สร้างขึ้น และสร้างแรงดันขาออกสูงสุดได้สูงกว่า แต่เครื่องที่สร้างขึ้นสามารถควบคุมค่าความถี่และค่าความถี่ไซเคิล ได้แม่นยำมีประสิทธิภาพและมีรูปแบบการทำงานมากกว่า แต่ทั้งสองเครื่องสามารถรักษาระดับแรงดันขาออกสูงสุดได้คงที่ทั้งสองเครื่อง และเมื่อถึงจุดหนึ่งกระแสขาออกและแรงดันขาออกก็จะคงที่แม้ว่ามีการเพิ่มกระแสที่เลือกก็ตาม

สรุป

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้ากายภาพบำบัดที่พัฒนานี้สามารถทำงานที่ความถี่ 50-100 เฮิรตซ์ ปรับค่าตัวดีไซ์เกิลได้ 10-90% และสามารถปรับกระแสได้ 3-15 มิลลิแอมแปร์ สามารถตั้งเวลาได้ 1-546 นาที โดยสามารถเลือกตั้งเวลาให้เครื่องเริ่มและหยุดทำงานล่วงหน้าได้



บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

ในบทที่ 5 จะสรุปผลของโครงการ รวมถึงปัญหาและข้อเสนอแนะเพิ่มเติม เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาโครงการต่อไป

5.1 สรุปผลของโครงการ

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นมีรูปแบบการทำงานได้ 3 รูปแบบ คือ รูปแบบ

การทำงานทันที รูปแบบการทำงานแบบตั้งเวลาเริ่มและหยุดการทำงาน และรูปแบบการทำงานแบบนับเวลาถอยหลัง (Count down) เครื่องสามารถปรับและควบคุมค่าความถี่และคิวตี้ไซเคิลได้อย่างแม่นยำและคงที่มีสัญญาณรบกวนน้อย แต่ยังมีข้อบกพร่อง คือ ยังจ่ายกระแสขาออกได้น้อย และมีค่าแรงดันขาออกเพียง 110 โวลต์ ทำงานต่อเนื่องได้ประมาณ 1 ชั่วโมง

ในโครงการนี้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นมีต้นทุนในการสร้างถูกกว่าเครื่องต้นแบบหลายเท่าตัว จึงช่วยประหยัดงบประมาณและถ้าสามารถนำไปใช้ได้จริง ก็จะทำให้ผู้คนที่มีความรู้ด้านสุขภาพสามารถใช้บริการได้ในราคาที่ถูกลงกว่าการซื้อเครื่องจากต่างประเทศ

5.2 ปัญหาที่เกิดขึ้นและแนวทางแก้ไข

- 1) มีปัญหาในการเชื่อมต่อพอร์ตอนุกรม แก้ไขโดยการนำไดเรกเตอร์ RS232 มาลงในคอมพิวเตอร์
- 2) การพันขดลวดตัวเหนี่ยวนำให้ได้ค่าตามที่ต้องการ ทำได้ยากเนื่องจากเครื่องมือวัดมีความแม่นยำต่ำ แก้ไขโดยหาอุปกรณ์วัดค่าที่มีความแม่นยำสูงมาใช้
- 3) อุปกรณ์ประเภทมอสเฟตและไอซี เสียหายบ่อยเนื่องจากแหล่งจ่ายไฟที่ใช้ในการทดลองไม่ค่อยสมบูรณ์ มีแรงดันไม่คงที่ทำให้อุปกรณ์ชำรุด แก้ไขโดยสร้างแหล่งจ่ายที่มีความแน่นอนขึ้น
- 4) มอสเฟตเกิดความร้อนเมื่อทำการทดสอบเป็นเวลานาน แก้ไขโดยใช้ฮีทซิงค์ช่วยในการระบายความร้อน
- 5) การปรับเลือกใช้กระแสขาออกทำได้ยาก ปรับได้เพียงกระแสต่ำสุดและสูงสุด เนื่องจากเลือกใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ขนาดใหญ่เกินไป แก้ไขโดยเปลี่ยนขนาดของตัวต้านทานปรับค่าได้เป็น ขนาด 100 โอห์ม

5.3 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อยอดโครงการ

- 1) เนื่องจากกระแสที่ได้จากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นสามารถจ่ายกระแสและควบคุมได้ค่อนข้างยาก จึงควรพัฒนาให้สามารถปรับแต่งค่ากระแสได้ในหลายๆช่วง
- 2) เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดที่สร้างขึ้นมีขนาดใหญ่ ควรพัฒนาให้มีขนาดเล็ก



เอกสารอ้างอิง

- [1] กัญญา ปาละวิวัฒน์. การรักษาด้วยเครื่องไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์ เคอะบุคส์, 2543.
- [2] รศ.ดร.ธีระเชษฐ ชันเงิน และ วุฒิพล ชาราธิรเศรษฐ์. อิเล็กทรอนิกส์กำลัง. กรุงเทพฯ: วิ.เจ.พรินติ้ง, 2550.
- [3] นภัทร วัจนเทพินทร์. การประมวลผลสัญญาณด้วยออปแอมป์และลิเนียร์ไอซี. กรุงเทพฯ: บริษัท สกายบุ๊กส์ จำกัด, 2550.
- [4] นภัทร วัจนเทพินทร์. วงจรพีดีบีเบิลยูเอ็มและดิจิตอล (ภาคทฤษฎีและปฏิบัติ). กรุงเทพฯ: บริษัท สกายบุ๊กส์ จำกัด, 2547.
- [5] ฝ่ายตำราบริษัทแอปซอพท์เทค. เริ่มต้นไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 กับภาษา C. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์แอปซอพท์เทค, 2537.
- [6] สันติ นูราช และ อุกฤษฏ์ ตันทสุทรานนท์. เรียนรู้ไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ฉบับภาษา C. ปทุมธานี: ไมโคร รีเซิร์ช เทคโนโลยี, 2549.
- [7] อภิชาติ กุฬลับ. เขียนโปรแกรมควบคุม MICROCONTROLLER ด้วยภาษา C, Assembly และ VB. นนทบุรี: สำนักพิมพ์ไอดีซีฯ, 2552.
- [8] ขจร อนุคติย์. การเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร์ MCS-51 ด้วยภาษา C. นนทบุรี: สำนักพิมพ์ Core Function, 2550.
- [9] บริษัทอีทีที จำกัด “คู่มือการใช้งานบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์รุ่น ET-BASE51 AC3 (AT89C51AC3)” จาก www.ett.co.th, สืบค้นเมื่อ มกราคม 2553.
- [10] <http://users.telenet.be/davshomepage/current-source.htm>, สืบค้นเมื่อ กรกฎาคม 2553
- [11] http://61.19.44.123/E-learning/elec/8-3_files/lesson8-3.htm, สืบค้นเมื่อ สิงหาคม 2553.
- [12] <http://www.irf.com/technical-info/guide/mount.html>, สืบค้นเมื่อ สิงหาคม 2553.

ภาคผนวก ก

ตารางที่ 1 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 5 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms (V)
	1	1	1.81	12.80	9.05
	5	3	4.02	28.40	20.08
50	10	7	10.78	76.20	53.88
	25	13	19.80	140	98.99
	50	20	28.85	204	144.25
	65	20	28.85	204	144.25
	70	21	28.85	204	144.25
	80	20	28.85	204	144.25
80	1	2	2.29	12.8	11.45
	5	4	5.08	28.4	25.40
	10	12	13.63	76.2	68.15
	25	22	25.04	140	125.22
	50	32	36.49	204	182.46
	65	32	36.49	204	182.46
	70	32	36.49	204	182.46
	80	32	36.49	204	182.46
90	1	2	2.43	12.8	12.14
	5	5	5.39	28.4	26.94
	10	13	14.46	76.2	72.29
	25	24	26.56	140	132.82
	50	35	38.71	204	193.53
	65	35	38.71	204	193.53
	70	35	38.71	204	193.53
	80	35	38.71	204	193.53

ตารางที่ 2 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 5 กิโล โอน์มที่ความถี่ 10 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
	1	3	2.18	15.4	10.89
	5	7	5.26	37.2	26.30
	10	6	9.73	68.8	48.65
	25	27	19.80	140	98.99
50	50	39	30.55	216	152.73
	65	38	30.55	216	152.73
	70	38	30.55	216	152.73
	80	38	30.55	216	152.73
	1	2	2.75	15.4	13.77
	5	7	6.65	37.2	33.27
	10	13	12.31	68.8	61.53
	25	27	25.04	140	125.22
80	50	39	38.64	216	193.19
	65	38	38.64	216	193.19
	70	38	38.64	216	193.19
	80	39	38.64	216	193.19
	1	2	2.92	15.4	14.61
	5	7	7.06	37.2	35.29
90	10	13	13.05	68.8	65.27
	25	27	26.56	140	132.82
	50	39	41.36	218	206.82
	65	38	40.98	216	204.92
	70	38	40.98	216	204.92
	80	38	40.98	216	204.92

ตารางที่ 3 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 10 กิโลโหม์ ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
50	1	1	1.56	22	15.56
	5	3	4.95	70	49.50
	10	6	11.03	156	110.31
	25	10	14.99	212	149.91
50	50	10	14.85	210	148.49
	65	11	14.99	212	149.91
	70	10	14.99	212	149.91
	80	10	14.99	212	149.91
50	1	2	1.97	22	19.68
	5	5	6.26	70	62.61
	10	10	13.95	156	139.53
	25	16	18.78	210	187.82
80	50	16	18.60	208	186.04
	65	16	18.78	210	187.82
	70	16	18.78	210	187.82
	80	16	18.78	210	187.82
90	1	2	2.09	22	20.87
	5	6	6.64	70	66.41
	10	11	14.80	156	148.00
	25	18	19.92	210	199.23
	50	18	19.73	208	197.33
	65	18	19.92	210	199.23
	70	18	19.54	206	195.43
	80	18	19.73	208	197.33

ตารางที่ 4 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 1 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
50	1	2	1.58	22.4	15.84
	5	6	4.81	68	48.08
	10	15	11.03	156	110.31
	25	20	15.56	220	155.56
	50	20	15.41	218	154.15
	65	20	15.41	218	154.15
	70	20	15.13	214	151.32
	80	20	15.41	218	154.15
80	1	2	2.02	22.6	20.21
	5	6	6.15	68.8	61.53
	10	15	13.95	156	139.53
	25	20	19.68	220	196.77
	50	20	19.50	218	194.98
	65	20	19.50	218	194.98
	70	20	19.14	214	191.40
	80	20	19.50	218	194.98
90	1	2	2.14	22.6	21.44
	5	6	6.51	68.6	65.08
	10	15	14.80	156	148.00
	25	20	20.87	220	208.71
	50	20	20.87	220	208.71
	65	20	20.68	218	206.82
	70	20	20.68	218	206.82
	80	20	20.68	218	206.82

ตารางที่ 5 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 47 กิโลโหม์ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
50	1	1	1.59	106	74.95
	5	2	2.56	170	120.21
	10	2	3.28	218	154.15
	25	2	3.28	218	154.15
50	50	2	3.19	212	149.91
	65	2	3.28	218	154.15
	80	2	3.28	218	154.15
	1	2	2.02	106	94.81
	5	3	3.27	172	153.84
	10	4	4.15	218	194.98
80	25	4	4.15	218	194.98
	50	4	4.15	218	194.98
	65	4	4.15	218	194.98
	70	4	4.15	218	194.98
	80	4	4.15	218	194.98
	90	1	2	2.14	106
5		3	3.47	172	163.18
10		4	4.40	218	206.82
25		4	4.40	218	206.82
50		4	4.40	218	206.82
65		4	4.36	216	204.92
70		4	4.40	218	206.82
80		4	4.40	218	206.82

ตารางที่ 6 การทดสอบเครื่องดันแบบที่ค่าความดัน 47 กิโลโหม์ที่ความถี่ 1 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
50	1	1	1.08	72	50.91
	5	4	3.31	220	155.56
	10	4	3.25	216	152.73
	25	5	3.31	220	155.56
60	50	5	3.31	220	155.56
	65	4	3.31	220	155.56
	70	5	3.25	216	152.73
	80	4	3.31	220	155.56
	1	1	1.39	72.8	65.11
	5	4	4.19	220	196.77
	10	4	4.15	218	194.98
	25	4	4.15	218	194.98
80	50	5	4.19	220	196.77
	65	4	4.19	220	196.77
	70	5	4.11	216	193.19
	80	4	4.19	220	196.77
	1	1	1.47	72.8	69.07
	5	4	4.48	222	210.61
	10	5	4.40	218	206.82
	25	5	4.44	220	208.71
90	50	5	4.44	220	208.71
	65	4	4.44	220	208.71
	70	5	4.44	220	208.71
	80	5	4.44	220	208.71

ตารางที่ 7 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 100 กิโลโอห์ม การทดสอบที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
	1	1	1.13	160	113.14
	5	1	1.17	166	117.38
	10	1	1.53	216	152.73
	25	1	1.54	218	154.15
50	50	1	1.54	218	154.15
	65	1	1.54	218	154.15
	70	1	1.54	218	154.15
	80	1	1.54	218	154.15
	1	1	1.43	160	143.10
	5	1	1.48	166	148.47
	10	2	1.93	216	193.19
	25	2	1.95	218	194.98
80	50	2	1.95	218	194.98
	65	2	1.95	218	194.98
	70	2	1.91	214	191.40
	80	2	1.95	218	194.98
	1	1	1.52	160	151.79
90	5	2	1.57	166	157.48
	10	2	2.05	216	204.92
	25	2	2.07	218	206.82
	50	2	2.07	218	206.82
	65	2	2.07	218	206.82
	70	2	2.07	218	206.82
	80	2	2.07	218	206.82

ตารางที่ 8 การทดสอบเครื่องต้นแบบที่ค่าความดัน 100 กิโลโหม์ ที่ความถี่ 1 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ (mA)	แรงดันขาออกสูงสุด (V)	แรงดัน Rms(V)
	1	1	0.89	126	89.09
	5	2	1.56	220	155.56
	10	2	1.56	220	155.56
	25	2	1.56	220	155.56
50	50	2	1.54	218	154.15
	65	2	1.56	220	155.56
	70	2	1.54	218	154.15
	80	2	1.56	220	155.56
	1	1	1.13	126	112.69
	5	2	1.99	222	198.56
	10	2	1.97	220	196.77
	25	2	1.97	220	196.77
80	50	2	1.97	220	196.77
	65	2	1.97	220	196.77
	70	2	1.97	220	196.77
	80	2	1.97	220	196.77
90	1	1	1.20	126	119.54
	5	2	2.11	222	210.61
	10	2	2.09	220	208.71
	25	2	2.05	216	204.92
	50	2	2.09	220	208.71
	65	2	2.09	220	208.71
	70	2	2.09	220	208.71
	80	2	2.09	220	208.71

ตารางที่ 9 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบกับมนุษย์ที่มีค่าความต้านทาน
1.52 เมกกะ โอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออกสูงสุดที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)
50	1	1.1	0.78
	5	1.3	0.92
80	1	1.4	1.25
	5	2.3	2.06

ตารางที่ 10 การทดสอบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเพื่อการบำบัดต้นแบบกับมนุษย์ที่มีค่าความต้านทาน
1.52 เมกกะ โอห์ม ที่ความถี่ ที่ความถี่ 1 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสที่เลือก (mA)	กระแสขาออกสูงสุดที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)
50	1	1.4	0.99
	5	3	2.12
80	1	1.2	1.07
	5	2.8	2.50

ตารางที่ 11 การทดสอบที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
30	2	5.04	46	25.19
	3	5.70	52	28.48
	4	7.67	70	38.34
	5	9.86	90	49.29
	6	12.05	110	60.25
40	2	4.05	32	20.24
	3	5.82	46	29.10
	4	7.08	56	35.42
	5	8.60	68	43.01
	6	11.89	94	59.46
	7	12.40	98	61.99
	8	13.92	110	69.58
	50	3	5.09	36
4		5.94	42	29.70
5		7.35	52	36.77
6		9.62	68	48.08
7		11.60	82	57.98
8		13.29	94	66.47
9		13.86	98	69.30
10		15.56	110	77.78
60	4	5.89	38	29.43
	5	7.44	48	37.18
	6	8.99	58	44.93
	7	10.53	68	52.67
	8	13.01	84	65.07

ตารางที่ 11 การทดสอบที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
60	9	14.56	94	72.81
	10	15.49	100	77.46
	11	15.80	102	79.01
	12	16.73	108	83.66
	4	6.02	36	30.12
70	5	7.70	46	38.49
	6	8.70	52	43.51
	7	9.71	58	48.53
	8	13.05	78	65.26
	9	14.39	86	71.96
	10	15.73	94	78.65
	11	16.40	98	82.00
80	12	17.40	104	87.02
	13	18.41	110	92.04
	5	6.44	36	32.20
	6	8.23	46	41.14
	7	9.30	52	46.51
	8	10.73	60	53.66
	9	13.24	74	66.19
	10	15.38	86	76.92
	11	16.10	90	80.50
	12	16.81	94	84.07
	13	17.53	98	87.65
	14	18.25	102	91.23
	15	19.68	110	98.38

ตารางที่ 11 การทดสอบที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
	5	7.21	38	36.05
	6	9.11	48	45.54
	7	9.87	52	49.33
	8	10.63	56	53.13
	9	12.14	64	60.72
90	10	14.42	76	72.10
	11	16.32	86	81.59
	12	17.84	94	89.18
	13	18.22	96	91.08
	14	18.59	98	92.97
	15	18.97	100	94.87
	16	19.35	102	96.77
	17	20.11	106	100.56

ตารางที่ 12 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความดัน 5 กิโลโอม์ ที่ความถี่ 50 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
30	2	6.13	56	30.67
	3	7.01	64	35.05
	4	7.89	72	39.43
	5	10.08	92	50.39
	6	12.05	110	60.25
40	2	4.55	36	22.77
	3	6.07	48	30.36
	4	7.34	58	36.69
	5	10.37	82	51.87
	6	11.64	92	58.19
	7	13.16	104	65.78
50	8	14.17	112	70.84
	3	6.22	44	31.11
	4	7.64	54	38.18
	5	8.49	60	42.43
	6	9.62	68	48.08
	7	12.16	86	60.81
	8	14.14	100	70.71
	9	14.99	106	74.95
60	10	15.84	112	79.20
	4	6.82	44	34.08
	5	8.06	52	40.28
	6	9.30	60	46.48
	7	11.15	72	55.77
	8	13.63	88	68.16
	9	14.87	96	74.36

ตารางที่ 12 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความดัน 5 กิโลโอม์ ที่ความถี่ 50 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
60	10	16.11	104	80.56
	11	16.73	108	83.66
	12	17.04	110	85.21
	4	6.02	36	30.12
	5	7.70	46	38.49
70	6	9.71	58	48.53
	7	11.04	66	55.22
	8	12.72	76	63.59
	9	14.73	88	73.63
	10	15.40	92	76.98
	11	16.40	98	82.00
	12	17.40	104	87.02
	13	18.41	110	92.04
80	5	6.44	36	32.20
	6	7.87	44	39.35
	7	10.02	56	50.09
	8	11.45	64	57.24
	9	14.67	82	73.34
	10	16.10	90	80.50
	11	16.81	94	84.07
	12	17.53	98	87.65
	13	18.25	102	91.23
	14	18.60	104	93.02
	15	19.32	108	96.60

ตารางที่ 12 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 5 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 50 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
90	5	6.45	34	32.26
	6	7.59	40	37.95
	7	8.73	46	43.64
	8	9.87	52	49.33
	9	12.14	64	60.72
	10	15.56	82	77.79
	11	16.70	88	83.49
	12	17.08	90	85.38
	13	17.84	94	89.18
90	14	18.22	96	91.08
	15	18.59	98	92.97
	16	19.73	104	98.66
	17	20.49	108	102.46

ตารางที่ 13 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออกสูงสุด(V)	แรงดัน Rms(V)
30	1	2.85	52	28.48
	2	3.72	68	37.24
	3	6.02	110	60.25
40	2	3.67	58	36.69
	3	4.55	72	45.54
	4	6.70	106	67.05
50	2	3.11	44	31.11
	3	4.10	58	41.01

ตารางที่ 13 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 100 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออก สูงสุด(V)	แรงดัน Rms(V)
50	4	6.22	88	62.22
	5	7.78	110	77.78
60	2	4.03	52	40.28
	3	4.65	60	46.48
	5	7.59	98	75.91
	6	8.21	106	82.11
70	3	4.18	50	41.84
	4	5.02	60	50.20
	5	7.36	88	73.63
	6	8.37	100	83.67
	7	8.87	106	88.69
80	3	3.94	44	39.35
	4	5.19	58	51.88
	6	8.41	94	84.07
	7	9.12	102	91.23
	8	9.48	106	94.81
90	3	3.98	42	39.85
	4	5.12	54	51.23
	5	6.26	66	62.61
	6	7.97	84	79.69
	7	9.11	96	91.08
	8	9.87	104	98.66
	9	10.63	112	106.25

ตารางที่ 14 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 50 Hz

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออก สูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
30	1	2.30	42	23.00
	2	3.83	70	38.34
	3	6.02	110	60.25
40	2	2.66	42	26.57
	3	4.43	70	44.28
50	4	6.96	110	69.58
	2	2.97	42	29.70
	3	4.10	58	41.01
	4	6.08	86	60.81
	5	7.92	112	79.20
60	2	3.56	46	35.63
	3	4.49	58	44.93
	4	6.66	86	66.62
	5	7.75	100	77.46
70	6	8.52	110	85.21
	3	3.85	46	38.49
	4	5.35	64	53.55
	5	7.20	86	71.96
	6	8.37	100	83.67
80	7	9.04	108	90.36
	3	3.76	42	37.56
	4	5.37	60	53.66
	5	6.98	78	69.76
	6	8.05	90	80.50
	7	9.30	104	93.02
	8	9.84	110	98.38

ตารางที่ 14 การทดสอบเครื่องที่สร้างขึ้นที่ค่าความต้าน 10 กิโลโอห์ม ที่ความถี่ 50 Hz (ต่อ)

Duty Cycle (%)	กระแสขาออก Rms ที่วัด (mA)	กระแสขาออก Rms ที่คำนวณ(mA)	แรงดันขาออก สูงสุด(V)	แรงดันRms(V)
90	3	3.98	42	39.85
	4	4.93	52	49.33
	5	6.45	68	64.51
	6	8.16	86	81.59
	7	8.92	94	89.18
	8	10.06	106	100.56
	9	10.63	112	106.25

