ต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า สำหรับงานด้านกายภาพบำบัด

A THERAPEUTIC ELECTRICAL STIMULATOR PROTOTYPE

รุจิรา ละกะเต็ม

RUJIRA LAKATEM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

KMITL-2018-EN-M-020-163

ต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า สำหรับงานด้านกายภาพบำบัด

A THERAPEUTIC ELECTRICAL STIMULATOR PROTOTYPE

รุจิรา ละกะเต็ม

RUJIRA LAKATEM

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2561

KMITL-2018-EN-M-020-163

A THERAPEUTIC ELECTRICAL STIMULATOR PROTOTYPE

RUJIRA LAKATEM

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2018

KMITL-2018-EN-M-020-163

COPYRIGHT 2018
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าสำหรับงานด้านกายภาพบำบัด
นักศึกษา	นางสาวรุจิรา ละกะเต็ม
รหัสประจำตัว	58601356
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
พ.ศ.	2561
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เชาว์ ชมภูอินไหว

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้นำเสนอการออกแบบต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้าชนิดเพลทอิเล็กโทรดสองช่องกระตุ้นสำหรับการรักษาด้านกายภาพบำบัด แต่ละช่องกระตุ้นถูกออกแบบให้สามารถสร้างรูปแบบสัญญาณกระตุ้นได้อย่างน้อยสิบสองรูปแบบ โดยมีไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวประมวลผลหลักและควบคุมการทำงาน ซึ่งการออกแบบประกอบไปด้วยห้าส่วนหลัก ได้แก่ ส่วนควบคุมและประมวลผล ส่วนสร้างสัญญาณ ส่วนขับสัญญาณ ส่วนตรวจสอบความถูกต้องการทำงาน และส่วนติดต่อผู้ใช้งาน ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะอธิบายถึงการออกแบบเชิงแนวคิด การสร้างวงจรไฟฟ้า การเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงาน การทดสอบการทำงาน และสรุปผลการทำงานของแต่ละส่วน จากผลการวิจัยพบว่าเครื่องต้นแบบมีศักยภาพและฟังก์ชันการทำงานเทียบเท่าเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศ สัญญาณที่ได้มีความถูกต้องเทียบเท่าได้กับเครื่องมือเชิงพาณิชย์ที่มีขายและใช้งานจริงในปัจจุบัน และเป็นไปตามที่มาตรฐานเกี่ยวกับเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้ากำหนด นอกจากนี้เครื่องต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้ยังรองรับการเพิ่มรูปแบบสัญญาณและฟังก์ชันการทำงานอื่นๆ ในอนาคตได้อีกด้วย

Thesis	A Therapeutic Electrical Stimulator Prototype
Student	Ms. Rujira Lakatem
Student ID.	58601356
Degree	Master of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2018
Thesis Advisor	Assistant Professor Dr. Chow Chompoo-inwai

ABSTRACT

This research proposes the design and development of a therapeutic electrical stimulator prototype. The main objective is to be beneficial to training and educations and the clinical treatments. It has two channels of operations, which can generate the 12-desired waveforms. The prototype includes five unit: Controller unit, Pulse Generator unit, Driving stage unit, Feedback unit and User-Interface unit. The conceptual designs, algorithms, the verification process and conclusions will be elaborated in this thesis. The results show that the prototype has both of the potentiality and functionality similar to imported equipments. Moreover, the generated signals has the same accuracy as commercially available equipment and compatibility with IEC standard on nerve and muscle stimulator. In addition, the proposed prototype also supports further addition of other functionalities in the future.

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เชาว์ ชมภูอินไหว อาจารย์ที่ปรึกษา ที่กรุณาให้คำปรึกษาคำชี้แนะ ให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ในด้านการทำวิจัย ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ด้วยความละเอียดถี่ถ้วน ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่ง จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบพระคุณ โครงการ Innovation Hub กลุ่มย่อย Aging Society สำหรับทุนส่งเสริมและอุดหนุนโครงการวิจัยซึ่งเป็นส่วนหนึ่งที่ทำให้วิทยานิพนธ์สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี สามารถบรรลุวัตถุประสงค์และขอบเขตที่ตั้งเป้าหมายไว้

ขอขอบพระคุณ บริษัท บุญ ชัพพลาย จำกัด ที่ได้ช่วยเหลือและเอื้อเฟื้ออุปกรณ์ในการทดสอบ รวมไปถึงให้ข้อมูลต่างๆที่เป็นคุณประโยชน์อย่างยิ่งต่อโครงการวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ บริษัท ไทย ซีเมดเทค จำกัด สำหรับทุนสนับสนุนการวิจัย ซึ่งทำให้งานวิจัยสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ ห้องปฏิบัติการศูนย์วิจัยพลังงานและวิศวกรรมการส่องสว่าง Energy System and Illumination Research Center (ESIRC) ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และอุปกรณ์ต่างๆในการทำวิจัยจนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

รุจิรา ละกะเต็ม

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ I
ABSTRACT II
กิตติกรรมประกาศ III
สารบัญ IV
สารบัญตาราง VIII
สารบัญรูป IX

บทที่ 1 บทนำ 1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาวิจัย 1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย 2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย 2
1.4 การสืบค้นสิทธิบัตร 2
1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย 4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 4

บทที่ 2 ทฤษฎี หลักการ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 5
2.1 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง 5
2.2 การกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า 7
2.2.1 ภาพรวมการรักษาทางกายภาพบำบัด 7
2.2.2 เครื่องมือกายภาพบำบัด ตาม พ.ร.บ.วิชาชีพกายภาพบำบัด พ.ศ. 2547 12
2.2.3 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า 13
2.3 รูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท 15

บทที่ 3 การออกแบบต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า 15
3.1 รูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์ 15
3.1.1 รูปแบบกระแสพื้นฐาน 15
3.1.2 รูปแบบโปรแกรมพิเศษ 20
3.2 ภาพรวมของวงจรในเครื่องต้นแบบ 23
3.3 การออกแบบส่วนควบคุมและประมวลผล 24

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.4 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า 25
3.4.1 พัฒนาการของการออกแบบวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้า 25
3.4.2 การเขียนโปรแกรมในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า 30
3.5 การออกแบบส่วนวงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้า 39
3.6 การออกแบบส่วนตรวจสอบความถูกต้องการทำงาน 41
3.7 การออกแบบส่วนติดต่อผู้ใช้งาน 42
3.7.1 การออกแบบหน้าจอแสดงผลระบบสัมผัส 43
3.7.2 การออกแบบการทำงานสวิตช์แบบปุ่มกด 50
3.7.3 การออกแบบการทำงานของสวิตช์แบบหมุน 51
3.7.4 การออกแบบไฟ LED แสดงการแจ้งเตือนและสถานะ 52
3.7.5 การออกแบบลำโพงบัซเซอร์แสดงการแจ้งเตือน 53
3.8 วงจรต้นแบบที่ได้จากการบูรณาการแต่ละส่วนเข้าด้วยกัน 55
3.9 ผลที่คาดว่าจะได้จากการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบ 56

บทที่ 4 ผลทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ 57
4.1 สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณเมื่อเทียบกับสัญญาณอุดมคติ 58
4.1.1 สัญญาณรูปแบบ GC 59
4.1.2 สัญญาณรูปแบบ GI 60
4.1.3 สัญญาณรูปแบบ MF 61
4.1.4 สัญญาณรูปแบบ DF 62
4.1.5 สัญญาณรูปแบบ CP 63
4.1.6 สัญญาณรูปแบบ CPid 64
4.1.7 สัญญาณรูปแบบ LP 65
4.1.8 สัญญาณรูปแบบ TG 66
4.1.9 สัญญาณรูปแบบ RT 67
4.1.10 สัญญาณรูปแบบ ASYM 68
4.1.11 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A 69
4.1.12 สัญญาณรูปแบบ SYM 70

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.2 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ 72
4.2.1 สัญญาณรูปแบบ GC 73
4.2.2 สัญญาณรูปแบบ GI 74
4.2.3 สัญญาณรูปแบบ MF 74
4.2.4 สัญญาณรูปแบบ DF 75
4.2.5 สัญญาณรูปแบบ CP 75
4.2.6 สัญญาณรูปแบบ CPid 76
4.2.7 สัญญาณรูปแบบ LP 76
4.2.8 สัญญาณรูปแบบ TG 77
4.2.9 สัญญาณรูปแบบ RT 77
4.2.10 สัญญาณรูปแบบ ASYM 78
4.2.11 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A 78
4.2.12 สัญญาณรูปแบบ SYM 79
4.3 สัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือเชิงพาณิชย์ที่ใช้ในปัจจุบัน 80
4.3.1 รูปแบบสัญญาณ GC 81
4.3.2 รูปแบบสัญญาณ GI 82
4.3.3 รูปแบบสัญญาณ MF 83
4.3.4 รูปแบบสัญญาณ DF 84
4.3.5 รูปแบบสัญญาณ CP 85
4.3.6 รูปแบบสัญญาณ CPid 86
4.3.7 รูปแบบสัญญาณ LP 87
4.3.8 รูปแบบสัญญาณ TG 88
4.3.9 รูปแบบสัญญาณ RT 89
4.3.10 รูปแบบสัญญาณ ASYM 90
4.3.11 รูปแบบสัญญาณ ASYM-A 91
4.3.12 รูปแบบสัญญาณ SYM 92

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.4 สัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบตามมาตรฐาน IEC60601-2-10 94
4.5 ความถูกต้องของการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ 95
4.5.1 การปรับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ 95
4.5.2 การปรับค่าความถี่ของสัญญาณ 102
4.5.3 การปรับค่าช่วงกระตุ้นของสัญญาณ 104
4.6 การทำงานของส่วนติดต่อผู้ใช้งาน 106
4.6.1 ส่วนรับค่าจากผู้ใช้งาน 106
4.6.2 ส่วนแจ้งเตือน 106
4.6.3 ส่วนแสดงผล 107

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ 111

เอกสารอ้างอิง 112
ภาคผนวก ก คุณสมบัติเฉพาะของเครื่องต้นแบบ 114
ภาคผนวก ข บทความทางวิชาการ 119
ภาคผนวก ค การเข้าร่วมเสนอผลงาน Thailand Innovation Hubs 4.0s 134
ประวัติผู้เขียน 138

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1 วิธีการสืบค้นสิทธิบัตรของงานวิจัย 3
ตารางที่ 1.2 ผลการสืบค้นสิทธิบัตรของงานวิจัย 3
ตารางที่ 3.1 ข้อมูลจำเพาะของไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 24
ตารางที่ 3.2 ข้อเปรียบเทียบระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ 27
ตารางที่ 3.3 ข้อเปรียบเทียบระหว่าง DAC แบบไอซี MCP4922 และ วงจร R-2R Ladder 28
ตารางที่ 3.4 ความสามารถของส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าหลังมีการพัฒนาในระยะที่สอง 29
ตารางที่ 3.5 ค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า 30
ตารางที่ 3.6 ตัวอย่างการแปลงค่าความเข้มกระแสเป็นเลขดิจิตอล 16 บิต 31
ตารางที่ 3.7 ตัวอย่างการแปลงค่าความถี่และช่วงเวลากระตุ้นไปเป็นค่าจำนวนนับของไทเมอร์ 32
ตารางที่ 3.8 ตัวอย่างการออกแบบปุ่มรับค่าจากผู้ใช้งานบนจอแสดงผลระบบสัมผัส 46
ตารางที่ 3.9 ตัวอย่างการออกแบบช่องการแสดงผลบนจอแสดงผลระบบสัมผัส 47
ตารางที่ 3.10 รูปแบบไฟ LED และความหมายในการแจ้งเตือนสถานะ 53
ตารางที่ 3.11 รูปแบบเสียงและความหมายในการแจ้งเตือนสถานะ 54
ตารางที่ 3.12 การควบคุมระดับเสียงด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ 54
ตารางที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณกับสัญญาณอุดมคติ 71
ตารางที่ 4.2 ผลเปรียบเทียบลักษณะสัญญาณเมื่อเปลี่ยนแปลงโหลดจาก 500 และ 2000 Ω 93
ตารางที่ 4.3 ข้อกำหนดค่ากระแสไฟฟ้าของสัญญาณขาออกตามมาตรฐาน IEC60601-2-10 94
ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบสัญญาณขาออกตามมาตรฐาน IEC60601-2-10 94
ตารางที่ 4.5 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการทดสอบความถูกต้องในการปรับค่าของสัญญาณ 95
ตารางที่ 4.6 ผลทดสอบการปรับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ 96
ตารางที่ 4.7 ผลทดสอบการปรับค่าความถี่ 102
ตารางที่ 4.8 ผลทดสอบการปรับค่าช่วงกระตุ้นหรือความกว้างพัลส์ 104
ตารางที่ 4.9 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 1 108
ตารางที่ 4.10 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 2 109
ตารางที่ 4.11 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 1 และ 2 พร้อมกัน 110

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 ภาพรวมการรักษาทางด้านภายภาพบำบัด 8
รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันชนิดต่างๆ 13
รูปที่ 2.3 ตัวอย่างการใช้งานเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า 14
รูปที่ 2.4 ตัวอย่างรูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท [22] 15
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างรูปแบบกระแสของเครื่องต้นแบบ 17
รูปที่ 3.2 รูปแบบโปรแกรมเสิร์จ 20
รูปที่ 3.3 รูปแบบโปรแกรมมอดูเลชัน 21
รูปที่ 3.4 ตัวอย่างการดำเนินการรูปแบบกระแสพื้นฐานกับโปรแกรมพิเศษ 22
รูปที่ 3.5 ภาพรวมของระบบที่ออกแบบ 23
รูปที่ 3.6 บอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 24
รูปที่ 3.7 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะแรก 25
รูปที่ 3.8 การทดสอบวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะแรก 25
รูปที่ 3.9 Flow chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณในการออกแบบระยะแรก 26
รูปที่ 3.10 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะที่สอง 27
รูปที่ 3.11 วงจร DAC แบบ R-2R Ladder ความละเอียด 16 บิต 28
รูปที่ 3.12 วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาล็อก (DAC) ขนาด 16 บิต 29
รูปที่ 3.13 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่สัญญาณ (f) และช่วงกระตุ้น (Ton) 31
รูปที่ 3.14 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง 33
รูปที่ 3.15 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์ 34
รูปที่ 3.16 ตัวอย่างการสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม 35
รูปที่ 3.17 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม 36
รูปที่ 3.18 ตัวอย่างการสร้างสัญญาณรูปสามเหลี่ยม 37
รูปที่ 3.19 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสามเหลี่ยม 38
รูปที่ 3.20 การออกแบบวงจร H-Bridge สำหรับส่วนขับสัญญาณไฟฟ้า 39
รูปที่ 3.21 วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่นสำหรับการขับวงจร H-Bridge 40
รูปที่ 3.22 วงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้า (Driving Stage Unit) 40
รูปที่ 3.23 วงจรตรวจจับความต่างศักย์ของแรงดันที่ตกคร่อมขั้วอิเล็กโทรด 41
รูปที่ 3.24 วงจรตรวจจับค่าแรงดันสูงสุดที่ตกคร่อมขั้วอิเล็กโทรด 41
รูปที่ 3.25 ส่วนติดต่อผู้ใช้งานในเครื่องต้นแบบ 42
รูปที่ 3.26 หน้าจอระบบสัมผัสที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้ 43
รูปที่ 3.27 การเชื่อมต่อหน้าจอแสดงผลเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูล UART 43
รูปที่ 3.28 โปรแกรม Nextion Editor 44

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 3.29 ตัวอย่างการออกแบบโดยใช้โปรแกรม Nextion Editor 44
รูปที่ 3.30 Display Organization 45
รูปที่ 3.31 ตัวอย่างรูปภาพพื้นหลังที่ได้ทำการออกแบบ 46
รูปที่ 3.32 ตัวอย่างหน้าจอการใช้งานหลัก และการตั้งค่าเบื้องต้นของเครื่อง 48
รูปที่ 3.33 ตัวอย่างหน้าจอ channel Selection 48
รูปที่ 3.34 ตัวอย่างหน้าจอ Waveforms Selection 49
รูปที่ 3.35 ตัวอย่างหน้าจอ Parameters Setting 49
รูปที่ 3.36 สวิตช์แบบกดติดปล่อยดับ 50
รูปที่ 3.37 วงจรการเชื่อมต่อสวิตช์ควบคุมกับไมโครคอนโทรลเลอร์ 50
รูปที่ 3.38 สวิตช์แบบหมุน (Rotary Switch) 51
รูปที่ 3.39 การเชื่อมต่อวงจรสวิตช์แบบหมุนเพื่อใช้งานร่วมกับไมโครคอนโทรเลอร์ 51
รูปที่ 3.40 ลักษณะสัญญาณของสวิตช์แบบหมุนสำหรับตรวจจับทิศทางการหมุนใช้งาน 52
รูปที่ 3.41 หลอดแอลอีดีที่ใช้สำหรับการแจ้งเตือนและแสดงสถานะ 52
รูปที่ 3.42 การเชื่อมต่อวงจรขับหลอด LED กับไมโครคอนโทรเลอร์ 52
รูปที่ 3.43 ลำโพงบัซเซอร์ที่ใช้สำหรับการแจ้งเตือน 53
รูปที่ 3.44 การออกแบบวงจรสร้างเสียงเตือน 53
รูปที่ 3.45 วงจรต้นแบบชุดทดลอง 55
รูปที่ 3.46 วงจรต้นแบบชุดสมบูรณ์ 55
รูปที่ 3.47 ต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า 56
รูปที่ 3.48 เครื่องต้นแบบสามมิติจำลอง (Mock Up) ของเครื่องต้นแบบ 56
รูปที่ 4.1 ไดอะแกรมการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ 57
รูปที่ 4.2 วงจรการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ 57
รูปที่ 4.3 การทดสอบสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณเทียบกับสัญญาณอุดมคติ 58
รูปที่ 4.4 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณรูปแบบ GI เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 59
รูปที่ 4.5 สัญญาณรูปแบบ GC เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 59
รูปที่ 4.6 สัญญาณรูปแบบ MF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 60
รูปที่ 4.7 สัญญาณรูปแบบ MF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 61
รูปที่ 4.8 สัญญาณรูปแบบ DF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 62
รูปที่ 4.9 สัญญาณรูปแบบ CP เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 63
รูปที่ 4.10 สัญญาณรูปแบบ CPid เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 64
รูปที่ 4.11 สัญญาณรูปแบบ LP เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 65
รูปที่ 4.12 สัญญาณรูปแบบ TG เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 66
รูปที่ 4.13 สัญญาณรูปแบบ RT เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 67

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 4.14 สัญญาณรูปแบบ ASYM เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 68
รูปที่ 4.15 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 69
รูปที่ 4.16 สัญญาณรูปแบบ SYM เทียบกับสัญญาณอุดมคติ 70
รูปที่ 4.17 การทดสอบสัญญาณขาออกของวงจรกำลังและขับสัญญาณ 72
รูปที่ 4.18 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณขาออกของวงจรกำลังกับส่วนสร้างสัญญาณ 73
รูปที่ 4.19 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ GC 73
รูปที่ 4.20 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ GI 74
รูปที่ 4.21 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ MF 74
รูปที่ 4.22 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ DF 75
รูปที่ 4.23 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ CP 75
รูปที่ 4.24 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ CPid 76
รูปที่ 4.25 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ LP 76
รูปที่ 4.26 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ TG 77
รูปที่ 4.27 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ RT 77
รูปที่ 4.28 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ ASYM 78
รูปที่ 4.29 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ ASYM-A 78
รูปที่ 4.30 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ SYM 79
รูปที่ 4.31 การทดสอบสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบกับเครื่องมือพาณิชย์ 80
รูปที่ 4.32 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 80
รูปที่ 4.33 สัญญาณขาออกรูปแบบ GC ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 81
รูปที่ 4.34 สัญญาณขาออกรูปแบบ GI ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 82
รูปที่ 4.35 สัญญาณขาออกรูปแบบ MF ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 83
รูปที่ 4.36 สัญญาณขาออกรูปแบบ DF ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 84
รูปที่ 4.37 สัญญาณขาออกรูปแบบ CP ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 85
รูปที่ 4.38 สัญญาณขาออกรูปแบบ CPid ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 86
รูปที่ 4.39 สัญญาณขาออกรูปแบบ LP ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 87
รูปที่ 4.40 สัญญาณขาออกรูปแบบ TG ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 88
รูปที่ 4.41 สัญญาณขาออกรูปแบบ RT ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 89
รูปที่ 4.42 สัญญาณขาออกรูปแบบ ASYM ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 90
รูปที่ 4.43 สัญญาณขาออกรูปแบบ ASYM-A ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 91
รูปที่ 4.44 สัญญาณขาออกรูปแบบ SYM ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์ 92
รูปที่ 4.45 ส่วนประกอบของส่วนการรับค่าจากผู้ใช้งาน 106
รูปที่ 4.46 ภาพรวมหน้าจอแสดงผลของเครื่องต้นแบบ 107

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาวิจัย

ปัจจุบันสังคมไทยกำลังก้าวสู่สังคมผู้สูงอายุ ทำให้เครื่องมือแพทย์ทางด้านกายภาพบำบัดเข้ามามีบทบาทสำคัญมากขึ้น ทั้งในส่วนของเครื่องมือทางการแพทย์ที่จำเป็นต้องใช้ในโรงพยาบาลและส่วนของการเป็นเครื่องมือในงานด้านวิชาการที่จำเป็นสำหรับการศึกษาภาคปฏิบัติของนักศึกษาระดับอุดมศึกษาและการอบรมบุคลากรที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีด้านกายภาพบำบัด เนื่องจากไม่มีการผลิตในประเทศ ทำให้ต้องนำเข้าเทคโนโลยีนี้จากต่างประเทศเพียงอย่างเดียว คิดเป็นมูลค่าการนำเข้าที่สูงมาก

เครื่องมือทางด้านกายภาพบำบัดมีการใช้งานอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน โดยมีหลายประเภทและให้ผลการรักษาที่แตกต่างกัน การกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าคือการใช้กระแสไฟฟ้ารูปแบบต่างๆในการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทเพื่อให้เกิดผลการรักษาทางกายภาพบำบัด เครื่องมือที่ใช้ถูกเรียกว่า เครื่องกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า (Electrical Stimulator) ถูกกำหนดให้เป็นหนึ่งในเครื่องมือทางกายภาพบำบัด ตามประกาศกระทรวงสาธารณสุข พ.ศ. 2549 โดยเป็นเครื่องมือที่กำลังมีบทบาทเพิ่มขึ้นเรื่อยๆในวงการกายภาพบำบัด ทั้งการรักษาทางคลินิก และการศึกษาภาคปฏิบัติของนักศึกษาที่เกี่ยวข้อง เนื่องจากสามารถใช้ได้หลายวัตถุประสงค์ อาทิเช่น ระงับปวด ผลักตัวยาผ่านผิวหนัง ฝึกการทำงานและการเรียนรู้ของกล้ามเนื้อ กระตุ้นการไหลเวียนเลือด เป็นต้น ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีในการสร้างเครื่องกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าในปัจจุบันคือ จำนวนช่องกระตุ้น รูปแบบการรักษาที่หลากหลาย ความสามารถในการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์สำหรับสร้างรูปแบบกระแสไฟฟ้าและรูปแบบอิเล็กโทรดที่นำมาใช้งาน

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าชนิดเพลทอิเล็กโตรดสองช่องกระตุ้น (Multi-function Therapeutic Electrical Stimulator) ที่สร้างรูปแบบกระแสไฟฟ้าสำหรับการกระตุ้นได้อย่างน้อย 12 รูปแบบ ที่ควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ การควบคุมและประมวลผลโดยคอมพิวเตอร์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นทำให้เครื่องต้นแบบมีความสามารถในการสร้างรูปแบบกระแสที่ใช้ในการกระตุ้นได้อย่างหลากหลายและออกแบบโปรแกรมการรักษาที่ซับซ้อนได้ สามารถทำงานได้ในหลากหลายรูปแบบฟังก์ชันการทำงานและการรักษา และรองรับการต่อยอดการผลิตใช้งานจริง เพื่อสนับสนุนการเรียนการสอนในมหาวิทยาลัยด้านการแพทย์ และการใช้งานการรักษาด้านกายภาพบำบัด อีกทั้งยังเป็นการสร้างเทคโนโลยีการผลิตภายในประเทศที่จะสามารถลดภาระด้านการนำเข้าของประเทศและส่งเสริมการพัฒนาต่อยอดการผลิตสู่เชิงพาณิชย์อีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

(1) ออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบที่มีศักยภาพและฟังก์ชันการทำงานเทียบเท่าหรือดีกว่าเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศ

(2) เพื่อสนับสนุนการศึกษาภาคปฏิบัติของนักศึกษาระดับอุดมศึกษาที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีด้านกายภาพบำบัด

(3) เพื่อใช้เครื่องต้นแบบในงานด้านวิชาการและฝึกอบรมบุคลากรด้านงานกายภาพบำบัด

(4) เพื่อส่งเสริมการใช้งานนวัตกรรมด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีขั้นสูงที่ผลิตได้ในประเทศ

(5) เพื่อถ่ายทอดเทคโนโลยีจากเครื่องต้นแบบเพื่อการพัฒนาต่อยอดสู่เชิงพาณิชย์เพื่อการผลิต

(6) เพื่อลดภาระด้านการนำเข้าด้านเทคโนโลยีจากต่างประเทศ

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

(1) สร้างต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าชนิดเพลทอิเลคโทรดสองชิ้น ที่ถูกควบคุมและประมวลผลโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810

(2) เครื่องต้นแบบที่สร้างขึ้นมีฟังก์ชันการทำงานเทียบเท่าเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศ

(3) สัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบมีรูปแบบสัญญาณอย่างน้อย 12 รูปแบบ

(4) ส่วนติดต่อผู้ใช้งานสามารถแสดงผลและรับค่าโดยใช้จอแสดงผลสีระบบสัมผัส ชนิด Capacitive touch ขนาด 7 นิ้ว ถูกออกแบบด้วยโปรแกรม Nextion Editor และติดต่อสื่อสารกับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านพอร์ท Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (UART)

(5) โหลดที่ใช้ในการทดสอบสัญญาณด้านขาออกของเครื่องต้นแบบ ถูกจำลองโดยใช้ความต้านทานขนาด 500-2000 โอห์ม

(6) เครื่องต้นแบบถูกออกแบบภายใต้มาตรฐานที่กำหนดและคำแนะนำจากการทดลองใช้งานโดยนักกายภาพบำบัดที่เกี่ยวข้อง

1.4 การสืบค้นสิทธิบัตร

ผู้วิจัยได้ทำการสืบค้นสิทธิบัตรของงานวิจัยที่นำเสนอโดยใช้ Keyword ร่วมกับการใช้รหัสการจำแนกกลุ่มเทคโนโลยี (The Cooperative Patent Classification (CPC) โดยการใช้ Logic AND กับ CPC code ที่เกี่ยวข้อง เพื่อให้ครอบคลุมถึงขอบเขตทั้งหมดในการทำงานของเครื่องต้นแบบที่นำเสนอในงานวิจัยนี้ ที่ถูกกำหนดโดย European Patent Office (EPO) และ United States Patent and Trademark Office (USPTO) รายละเอียด Keyword และ CPC code ที่ใช้ในการสืบค้นแสดงดังตาราง

ตารางที่ 1.1 วิธีการสืบค้นสิทธิบัตรของงานวิจัย

Keyword		The Cooperative Patent Classification	
Thai	English	CPC code	Patent classifications
"เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า"	"Electrical stimulator"	A61N1/025	Digital circuitry features of electrotherapy devices, e.g. memory, clocks, processors
		A61N1/36021	External stimulators, e.g. with patch electrode for treatment of pain
		A61N1/0456	Specially adapted for transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)
		A61N1/0492	Patch electrodes
		A61N1/18	Applying electric currents by contact electrodes
		A61N1/20	Continuous direct currents
		A61N1/32	Alternating or intermittent currents applying electric fields
		A61M2205/502	User interfaces, e.g. screens or keyboards

ผลการค้นหาบนระบบสืบค้นข้อมูลสิทธิบัตรออนไลน์ (Search Patent System) จากแหล่งต่างๆพบข้อมูลดังนี้

(1) กรมทรัพย์สินทางปัญญา (Department of Intellectual Property: DIP)

พบงานผลิตภัณฑ์ที่จดสิทธิบัตร 1 รายการ เป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าที่ใช้สำหรับผู้ป่วยที่กล้ามเนื้อขาดเส้นประสาทเท่านั้น โดยที่เป็นเครื่องมือขนาดเล็กที่ผู้ป่วยสามารถใช้ด้วยตนเอง

ตารางที่ 1.2 ผลการสืบค้นสิทธิบัตรของงานวิจัย

ประเภททรัพย์สินทางปัญญา	ชื่อทรัพย์สินทางปัญญา	ชื่อผู้ประดิษฐ์	ชื่อผู้ครอบครองสิทธิ์
A61N1/02	เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า	ศ.นพ.ภานุพันธ์ ทรงเจริญ และคณะ	มหาวิทยาลัยมหิดล

(2) Google Patent Search

-ไม่พบความซ้ำซ้อนกับ งานวิจัย/สิ่งประดิษฐ์/ผลิตภัณฑ์ ที่จดสิทธิบัตร-

(3) United States Patent and Trademark Office (USPTO)

-ไม่พบความซ้ำซ้อนกับ งานวิจัย/สิ่งประดิษฐ์/ผลิตภัณฑ์ ที่จดสิทธิบัตร-

1.5 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการวิจัย

(1) ศึกษาประเด็นของงานวิจัย สืบค้นและทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

(2) ศึกษามาตรฐานและข้อกฎหมายที่เกี่ยวข้อง

(3) วิเคราะห์และรวบรวมข้อมูลสำคัญที่เกี่ยวข้องพร้อมสรุปฟังก์ชันการทำงานที่ต้องการ

(4) ออกแบบระบบและฟังก์ชันการทำงานของเครื่องต้นแบบ

(5) ออกแบบแต่ละวงรย่อยของระบบ ได้แก่ ส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า ส่วนขับสัญญาณไฟฟ้า ส่วนตรวจสอบความถูกต้อง ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน และส่วนควบคุมและประมวลผล

(6) ประกอบสร้างพร้อมทดสอบการทำงานของแต่ละวงจรย่อยของระบบ ได้แก่ ส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า ส่วนขับสัญญาณไฟฟ้า ส่วนตรวจสอบความถูกต้อง ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน และส่วนควบคุมและประมวลผล

(7) ออกแบบวงจรการทำงานแบบบูรณาการโดยการรวมวงจรย่อยเข้าด้วยกันเพื่อจัดทำวงจรชนิด Integrated circuit เพื่อใช้งานในเครื่องต้นแบบ

(8) ทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ

(9) สรุปผลการวิจัยและจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

(1) เครื่องต้นแบบของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าที่ได้ ที่มีศักยภาพและฟังก์ชันการทำงานเทียบเท่าหรือดีกว่าเครื่องมือที่นำเข้าจากต่างประเทศ

(2) สามารถใช้เครื่องต้นแบบเป็นส่วนสำคัญของการศึกษาภาคปฏิบัติของนักศึกษาระดับอุดมศึกษาที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีด้านกายภาพบำบัดได้

(3) สามารถใช้เครื่องต้นแบบในงานด้านวิชาการและฝึกอบรมบุคลากรด้านงานกายภาพบำบัด

(4) สามารถใช้เครื่องต้นแบบในงานการรักษาด้านกายภาพบำบัด ในส่วนของหน่วยงาน ทั้งภาครัฐและเอกชนได้

(5) ส่งเสริมการใช้งานนวัตกรรมด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีขั้นสูงที่ผลิตได้ในประเทศ

(6) ถ่ายทอดเทคโนโลยีจากเครื่องต้นแบบเพื่อพัฒนาต่อยอดสู่เชิงพาณิชย์เพื่อการผลิตได้จริง

(7) ประโยชน์ด้านเศรษฐศาสตร์ สามารถลดภาระด้านการนำเข้าเทคโนโลยีจากต่างประเทศได้

บทที่ 2
ทฤษฎี หลักการ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท (Electrical Stimulator) คือเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ทางกายภาพบำบัดที่ปล่อยกระแสไฟตรงหรือสลับที่มีความเข้มและช่วงกระตุ้นที่พอเหมาะเข้าสู่ร่างกายผ่านขั้วไฟฟ้า (Electrode) ผ่านผิวหนังเพื่อให้เกิดผลทางด้านการบำบัดรักษาทางกายภาพบำบัด เช่น ลดอาการปวด, การผลักตัวยาผ่านผิวหนัง, ฝึกการทำงานของกล้ามเนื้อ, รักษาบาดแผลและเนื้อเยื่อ, กระตุ้นการไหลเวียนเลือด เป็นต้น [1]-[2], [7] บริษัทผู้ผลิตมักผลิตเครื่องกระตุ้นที่ให้กระแสต่างออกไปและมักเรียกชื่อตามการใช้งานทางคลินิกและการวิจัยได้แก่ NMES (Neuromuscular Electrical Stimulation), FES/FNS (Functional Electrical or Neuromuscular Stimulation), TENS/TNS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) เป็นต้น [4]-[5]

ใน ปี ค.ศ. 1967 ศัลยแพทย์ทางระบบประสาทชาวอเมริกัน ได้คิดดัดแปลงกระแสไฟฟ้าความถี่ต่ำ ต่อมาเรียก กระแส TENS ที่ย่อมาจาก Transcutaneous electrical nerve stimulation เพื่อใช้ระงับปวดชนิดเรื้อรัง พบว่าสามารถช่วยระงับปวดได้อย่างมาก ใช้หลักการกระตุ้นใยประสาทที่ใหญ่กว่าเพื่อไปยับยั้งการนำกระแสประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวดไม่ให้ขึ้นสู่สมอง [6] ต่อมามีการพัฒนาเครื่องกระตุ้นด้วยกระแส TENS ขึ้น จนเป็นที่ยอมรับกันต่อมาในเรื่องของการระงับอาการปวด นับตั้งแต่นั้นเป็นต้นมาจนถึงปัจจุบันมีการศึกษาเกี่ยวกับการกระตุ้นระบบประสาทด้วยไฟฟ้าจำนวนมาก พบว่า TENS สามารถรักษาผู้ป่วยที่มีอาการปวดเรื้อรัง แต่ไม่สามารถรักษาต้นตอของอาการได้ ในขณะที่การรักษาแบบอื่น เช่น การผ่าตัดหรือการใช้ยา อาจจะรักษาที่ต้นตอของอาการได้ และใช้ได้ผลดีกับการระงับปวดชนิดเฉียบพลัน กระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นสามารถแทรกแซงได้ได้อย่างมีประสิทธิภาพในภาวะเจ็บปวดเฉียบพลัน ทำให้อาการปวดทุเลาลง[7],[10] บางงานวิจัยกล่าวว่า ยังไม่มีการระบุทางวิทยาศาสตร์ที่ชัดเจนว่า TENS เป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพในการบรรเทาอาการปวด เนื่องจากผลการรักษานั้นขึ้นอยู่กับระดับความเจ็บปวดและคนที่รับการรักษา ด้วยเหตุนี้ทำให้ผู้เชี่ยวชาญบางคนกล่าวว่า TENS สามารถให้ความช่วยเหลือระยะสั้นได้ แต่การบรรเทาในระยะยาวนั้นยังไม่ได้รับการพิสูจน์ แต่มีงานวิจัยจำนวนมากเช่นกันที่มีการพิสูจน์และมีหลักฐานทางการวิจัยว่า TENS สามารถใช้ในการระงับปวดได้ ปัจจุบันได้มีการนำกระแส TENS มาใช้กันอย่างแพร่หลาย ทั้งทางด้านศัลยกรรม ทันตกรรม และสูติกรรม ในการระงับปวด [8]-[9] และผู้เชี่ยวชาญจำนวนมากใช้วิธีนี้เพื่อบรรเทาอาการปวด เนื่องจากมีข้อดีหลายประการ และได้ผลเป็นที่น่าพอใจ ได้แก่

- TENS เป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับการลดบรรเทาอาการปวด โดยไม่ใช้ยาซึ่งอาจนำไปสู่การเสพติดยาแก้ปวดที่ใช้ได้
- TENS เป็นทางเลือกสำหรับผู้ที่ไม่สามารถใช้ยาหรือผู้ที่ไม่ต้องการรับยา เนื่องจากผลข้างเคียงที่เกิดจากยา เช่น เวียนศรีษะ ง่วงนอน เบื่ออาหาร

- ใช้ TENS ในการระงับปวดชนิดเฉียบพลัน ป้องกันการบาดเจ็บเพิ่มเติม ก่อนการให้การรักษาอื่นๆได้
- ใช้ TENS ในการระงับปวดในผู้ป่วยหลังผ่าตัด ในผู้ป่วยที่สามารถช่วยเหลือตัวเองได้ การใช้ TENS จะช่วยลดเวลาในการอยู่โรงพยาบาล ซึ่งจะช่วยลดค่าใช้จ่ายอีกด้วย
- การกระตุ้นด้วยกระแส TENS ช่วยในการขยายตัวของหลอดเลือด ช่วยเพิ่มการไหลเวียน
- ใช้ TENS ในการระงับปวดขณะคลอด

การกระตุ้นแบบ EMS (Electrical muscle stimulation) หรือ NMES (Neuro-Muscular Electrical Stimulation) หรือ electromyostimulation เป็นการกระตุ้นให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อโดยใช้กระแสไฟฟ้า โดยกระแสไฟฟ้าจะถูกส่งผ่านขั้วไฟฟ้าที่มักเป็นแผ่นยึดติดกับผิวหนัง ซึ่งจะติดอยู่บนผิวหนังบริเวณเหนือกล้ามเนื้อส่วนต้องการกระตุ้น การกระตุ้นนี้จะเป็นการเลียนแบบการเกิด action potential ที่มาจากระบบประสาทส่วนกลาง ที่ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว [9]-[11]

EMS ได้รับความสนใจเพิ่มขึ้นในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาด้วยเหตุผลหลายประการ ได้แก่ สามารถใช้เป็นเครื่องมือสำหรับฝึกความแข็งแรงสำหรับผู้มีสุขภาพดีและนักกีฬา สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการฟื้นฟูสมรรถภาพและการป้องกันสำหรับผู้ป่วยที่เคลื่อนไหวไม่ได้บางส่วนหรือทั้งหมด สามารถใช้เป็นเครื่องมือทดสอบสำหรับการประเมินการทำงานของระบบประสาทและ/หรือกล้ามเนื้อในร่างกาย สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการฟื้นฟูหลังการออกกำลังกายสำหรับนักกีฬา ในด้านการแพทย์ EMS ถูกใช้เพื่อการฟื้นฟูสมรรถภาพ กล่าวคือ การบำบัดทางกายภาพในการป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้อที่ไม่ได้ใช้งานที่อาจเกิดขึ้นจากการบาดเจ็บของกระดูก กล้ามเนื้อ ข้อต่อและเส้นเอ็น ซึ่งเป็นข้อแตกต่างจากการกระตุ้นเส้นประสาทผ่านทางผิวหนัง (TENS) ซึ่งใช้สำหรับการรักษาเรื่องความเจ็บปวดเท่านั้น

มีเครื่องมือจำนวนมากที่ถูกสร้างขึ้นเพื่อการใช้งานด้านการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท จากที่ง่ายที่สุดที่มีเพียงหนึ่งช่องกระตุ้น (Single channel) จนถึงที่ซับซ้อนที่สุดที่สามารถควบคุมด้วยโปรแกรมที่หลากหลายและมีหลายช่องกระตุ้น (Multi-channel) [12]-[14] แต่อย่างไรก็ตาม ก็มีเครื่องมือจำนวนมากเช่นกันที่ขาดความสามารถในการปรับได้ กล่าวคือพารามิเตอร์ที่สำคัญในการสร้างพัลส์ เช่น ความเข้ม ความถี่ เป็นต้น ไม่สามารถปรับค่าได้ และโดยส่วนใหญ่รูปแบบของพัลส์ที่ใช้กระตุ้นนั้นมักจะเป็นรูปคลื่นสี่เหลี่ยมเท่านั้น [4]-[8],[13] ทำให้เครื่องมือนั้นถูกจำกัดความสามารถในการรักษา เครื่องกระตุ้นที่มีหลายช่องกระตุ้นที่ถูกควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น เป็นที่ต้องการในปัจจุบัน เนื่องจากการควบคุมและประมวลผลโดยคอมพิวเตอร์หรือไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นจะทำให้เครื่องกระตุ้นมีความสามารถในการสร้างพัลส์ที่ใช้ในการกระตุ้นได้อย่างหลากหลายและออกแบบโปรแกรมการรักษาที่ซับซ้อนได้ [1],[14]-[15] ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีในการสร้างเครื่องกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าในปัจจุบันคือ รูปแบบการรักษาที่หลากหลาย ความสามารถในการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์สำหรับสร้างรูปแบบกระแสไฟฟ้า และรูปแบบอิเล็กโทรดที่นำมาใช้งาน [3],[12],[16-19]

2.2 การกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

2.2.1 ภาพรวมการรักษาทางกายภาพบำบัด

"กายภาพบำบัด" หมายความว่า การกระทำต่อมนุษย์เกี่ยวกับการตรวจประเมิน การวินิจฉัยและการบำบัดความบกพร่องของร่างกายซึ่งเกิดเนื่องจากภาวะของโรคหรือการเคลื่อนไหวที่ไม่ปกติ การส่งเสริมสุขภาพการป้องกัน การแก้ไขและการฟื้นฟูความเสื่อมสภาพความพิการของร่างกายและจิตใจด้วยวิธีการทางกายภาพบำบัด หรือการใช้เครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่รัฐมนตรีประกาศให้เป็นเครื่องมือหรืออุปกรณ์กายภาพบำบัด *(พระราชบัญญัติการประกอบโรคศิลปะ พ.ศ. 2542 มาตราที่ 4)*

"เครื่องใช้หรือผลิตภัณฑ์ที่ใช้เพื่อกายภาพบำบัด" หมายความว่า เครื่องมือกายภาพบำบัดที่รัฐมนตรี ประกาศตามกฎหมายว่าด้วยการประกอบโรคศิลปะ หรือเครื่องหรืออุปกรณ์กายภาพบำบัดที่ให้พลังงานทางฟิสิกส์ และให้หมายความรวมถึงเครื่องมือที่ให้ออกกำลังกาย เพื่อ ก่อให้เกิดผลในการบำบัด บรรเทาหรือรักษา อาการผิดปกติของอวัยวะที่ประกอบขึ้นเป็นระบบการเคลื่อนไหวของมนุษย์เป็นสำคัญ รวมทั้งระบบอื่นที่เกี่ยว ข้อง เช่น ระบบการไหลเวียนโลหิต ระบบประสาท เป็นต้น *(กองควบคุมเครื่องมือแพทย์, 2544)*

เครื่องมือกายภาพบำบัดที่ใช้ตามหน่วยบริการกายภาพบำบัดในปัจจุบันสามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มๆตามลักษณะการใช้งานและพลังงานฟิสิกส์ได้ดังต่อไปนี้

1) เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท (เครื่องมือไฟฟ้าความถี่ต่ำ)
2) กลุ่มเครื่องมือไฟฟ้าความถี่สูง
3) กลุ่มเครื่องมือที่ให้พลังงานแสง
4) กลุ่มเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ให้ความร้อนและความเย็น
5) กลุ่มเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ใช้สำหรับบริหารร่างกายและเครื่องช่วยต่างๆ
6) กลุ่มเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ให้พลังงานกล

ซึ่งในปัจจุบันทางบริษัทผู้ผลิตอาจนำผลิตเครื่องมือที่ผสมระหว่างเครื่องมือหรืออุปกรณ์หลายๆชนิดเข้าด้วยกันเพื่อให้เกิดความสะดวกการใช้งานและผลทางการค้า ตัวอย่างเช่น อาจผลิตเครื่องไฟฟ้าที่ประกอบด้วยเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเครื่องเสียงความถี่สูงเข้าด้วยกัน หรือเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีกระแสหลายๆชนิดที่เหมาะกับการใช้งานรวมเป็นเครื่องเดียวกัน เป็นต้น

เครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับการรักษาทางกายภาพบำบัดมักเป็นเครื่องมือที่ให้พลังงานทางด้านไฟฟ้า แสง เสียง และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งจะมีวัตถุประสงค์การรักษาแตกต่างกันออกไป ดังแสดงภาพรวมในรูปที่ 2.1 ได้แก่ 1) การกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า (Electrical Stimulation) 2) การรักษาด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Diathermy) 3) การรักษาด้วยแสง (Actinotherapy) และ 4) การรักษาด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง (Ultrasonic therapy)



รูปที่ 2.1 ภาพรวมการรักษาทางด้านกายภาพบำบัด

1) **การกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า (Electrical Stimulation)** เป็นการส่งกระแสไฟฟ้าที่มีความเข้มและช่วงกระตุ้นที่เหมาะสมไปยังร่างกายผ่านขั้วกระตุ้นที่ติดอยู่กับผิวหนัง ในปัจจุบันการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าทางกายภาพบัดมักใช้เพื่อจุดประสงค์ดังต่อไปนี้

   - กระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท เพื่อมุ่งฝึกความแข็งแรง ความทนทานของกล้ามเนื้อ โดยจะใช้ความเข้มกระแสสูงมากพอที่จะทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ
   - กระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยงปกติ (Innervated muscle) เพื่อคงไว้ซึ่งการทำงานของกล้ามเนื้อ (restore muscle function) ได้แก่ การเพิ่มความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ (muscle strengthening), การลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อ (spasm reduction), การชะลอการฝ่อลีบ หรือป้องกันการฝ่อลีบของกล้ามเนื้ออันเนื่องมาจากการไม่ได้ใช้งาน (disuse atrophy prevention) และการเรียนรู้การทำงานของกล้ามเนื้อ (muscle re-education) มักใช้ในกรณีที่มีการย้ายเส้นเอ็นหรือกล้ามเนื้อ
   - กระตุ้นเพื่อชี้นำการเคลื่อนไหวที่ต้องการ คือการใช้กระแสไฟเปรียบเสมือนเป็นอุปกรณ์เสริม (Orthotic) เพื่อให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนที่ต้องการ โดยกระตุ้นให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวขณะทำงานทดแทนการควบคุมจากระบบประสาท โดยทำการกระตุ้นที่ระบบประสาทส่วนปลายของเส้นประสาทที่เลี้ยงกล้ามเนื้อนั้นๆ ซึ่งยังคงสภาพปกติ เพียงแต่สูญเสียการควบคุมจากระบบประสาทส่วนกลางเหนือระดับไขสันหลังขึ้นไป เช่น ผู้ป่วยที่เท้าตก ข้อไหล่เลื่อน อัมพาตครึ่งซีกเนื่องจากสมองขาดเลือด

- กระตุ้นเพื่อลดภาวะเกร็ง กระตุ้นเพื่อลดความเกร็งของกล้ามเนื้อลงชั่วคราว
- กระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดกระสาทมาเลี้ยง เพื่อรักษาสภาพของกล้ามเนื้อนั้นให้คงสภาพเดิมที่สุด เพื่อรอเวลาฟื้นตัวของเส้นประสาทที่ได้รับบาดเจ็บ ในกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยง ระบบประสาทไม่สามารถสั่งการให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว อ่อนแรง และนำไปสู่การลีบเล็กลงอย่างรวดเร็ว การกระตุ้นด้วยไฟฟ้าที่เหมาะสมจะให้ผลคล้ายกับการสั่งการของระบบประสาทเพื่อให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ หรือเพื่อให้เกิดการเรียนรู้ใหม่ (Re-education) ในกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยงบางส่วน (partial denevated muscle)
- กระตุ้นเพื่อระงับ/บรรเทาอาการปวด
- การกระตุ้นเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อ ในแผลกดทับและแผลเรื้อรังต่างๆ เพื่อเพิ่มการไหลเวียนเลือด ควบคุมการบวมน้ำและเร่งการสมานแผล
- การผลักตัวยาผ่านผิวหนัง เป็นการส่งผ่านไอออนในรูปของสารละลายเข้าสู่ร่างกายทางผิวหนังเพื่อรักษา มักใช้ในผู้ป่วยที่มีการอักเสบของเอ็นและกล้ามเนื้อ โดยวางสารละลายที่ต้องการใช้รักษาไว้ใต้ขั้วกระตุ้น โดยยึดหลักประจุเหมือนกันจะผลักกัน ดังนั้นไอออนที่มีประจุบวกจะวางไว้ใต้ขั้วบวก ไอออนที่มีประจุลบจะวางไว้ที่ขั้วลบ โดยมากใช้เพื่อการลดปวดเฉพาะที่ ลดการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อเฉพาะที่ได้ และใช้ในการรักษาโรคผิวหนังบางชนิด เป็นต้น

2) **การรักษาด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Diathermy)** เป็นการส่งผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายเพื่อให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ เครื่องที่ให้ความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือเครื่อง Diathermy เป็นเครื่องมือกายภาพบำบัดที่สร้างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านคลื่นวิทยุสื่อสารจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์ แล้วตัวแปลงสัญญาณ ซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปยังผู้ป่วย ผลทางกายภาพบำบัดได้แก่ ผลด้านความร้อน คือเพิ่มการไหลเวียน เร่งการทำงานของเอนไซม์ในร่างกาย ทำให้เนื้อเยื่อเกิดการยืดหยุ่น และผลที่ไม่ใช่ความร้อน คือทำให้เกิดการแพร่กระจายของระบบไหลเวียนระดับไมโคร และเพิ่มปริมาณออกซิเจนและสารอาหารให้กับเซลล์

2.1) เครื่องชอตเวฟไดอะเธอร์มีย์สำหรับกายภาพบำบัด

เครื่องชอตเวฟไดอะเธอร์มีย์ เป็นเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ทางกายภาพบำบัดที่สร้างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านคลื่นวิทยุสื่อสาร ความถี่ที่นิยมใช้ได้แก่ 13.56, 27.12 , 40.68, 160 และ 20 MHz ตามลำดับ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจะถูกส่งผ่านเข้าสู่ร่างกายด้วยอิเล็กโทรดชนิดตัวเก็บประจุ และขดลวดเหนี่ยวนำ เพื่อให้เกิดความร้อนลึกแก่เนื้อเยื่อในร่างกาย โดยคลื่นแม่เหล็กที่ปล่อยออกจากเครื่องชอตเวฟไดอะเธอร์มีย์ มีทั้งแบบต่อเนื่องและปล่อยออกเป็นช่วงๆ โดยชนิดที่ปล่อยอย่างต่อเนื่องมักนิยมใช้เพื่อรักษาโรคข้ออักเสบเรื้อรังบริเวณเข่าและหลัง ส่วนชนิดที่ปล่อยออกเป็นช่วงมักใช้ในผู้ป่วยภายหลังที่ได้รับการทำผ่าตัดลดการอักเสบของเนื้อเยื่อและข้อต่อระยะเฉียบพลัน

2.2) เครื่องไมโครเวฟไดอะเธอร์มีย์สำหรับกายภาพบำบัด

เครื่องไมโครเวฟที่ใช้สำหรับกายภาพบำบัดมีความถี่ประมาณ 2,450, 915, และ 433.9 MHz. ซึ่งมีความยาวคลื่น 12.245, 32.79 และ 69.14 cm. ตามลำดับ โดยทั่วไปคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านคลื่นวิทยุ มักถูกสร้างจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งมีทรานซิสเตอร์เป็นองค์ประกอบสำคัญ จนเรียกติดปากว่าวิทยุทรานซิสเตอร์ ส่วนวิทยุสื่อสารรับส่งซึ่งมีความถี่สูงกว่าคลื่นวิทยุที่รับฟังทั่วไป มักสร้างจากวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งมีผลึกควอทซเป็นองค์ประกอบสำคัญ สัญญาณความถี่สูงดังกล่าวจะถูกส่งออกสู่บรรยากาศโดยผ่านอุปกรณ์ชนิดหนึ่งที่เรียกว่า เสาอากาศ (antenna) ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าความถี่สูงให้เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายสู่อากาศ เนื่องจากคลื่นไมโครเวฟมีความถี่สูงมากกว่าวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีทรานซิสเตอร์หรือผลึกควอทซ์จะสามารถสร้างได้ ดังนั้น ในสมัยแรกๆ วงจรที่สร้างคลื่นไมโครเวฟ จึงมักใช้หลอดอิเล็กทรอนิกส์ขนาดใหญ่แทน แต่ในปัจจุบันเทคโนโลยีเจริญก้าวหน้ามาก ได้พัฒนาโดยใช้แมกนิตรอน (magnetron) และคริสตรอน (klystron)แทน สัญญาณความถี่สูงจากเครื่องไมโครเวฟจะถูกส่งผ่านสายนำสัญญาณชนิด coaxial ไปยังตัวเปลี่ยนสัญญาณและตัวสะท้อนคลื่น ไปยังตัวผู้ป่วยเพื่อทำการรักษาต่อไป ในทางคลินิกมักนิยมใช้รักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาข้ออักเสบเรื้อรังและอาการบวมจากระบบไหลเวียนผิดปกติ

3) การรักษาด้วยแสง (Actinotherapy)

มักใช้เพื่อระงับอาการปวดและการอักเสบของข้อและเนื้อเยื่อทั้งชนิดเฉียบพลันและเรื้อรัง และกระตุ้นให้เกิดการซ่อมแซมของเนื้อเยื่อในแผลเรื้อรัง

3.1) เครื่องอินฟาเรดที่ใช้ทางกายภาพบำบัด

เครื่องอินฟาเรดทั่วไปเกิดจากการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านขดลวดตัวนำที่มีความต้านทานไฟฟ้าสูงๆ จนสามารถเปล่งรังสีอินฟาเรดได้ แบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ 1) เครื่องอินฟาเรดชนิดเปล่งแสง มักประกอบด้วยหลอดแก้วบรรจุก๊าซเฉื่อยความดันต่ำ มีไส้หลอดเป็นโลหะทังสเตน เครื่องชนิดนี้สามารถให้ทั้งรังสีอินฟาเรดและแสงที่มองเห็น โดยมีตัวกรองแสงควบคุมชนิดรังสี เช่น หากต้องการให้เปล่งแสงสีแดงก็จะใช้ตัวกรองแสงสีแดง เป็นต้น 2) เครื่องอินฟาเรดชนิดไม่เปล่งแสง มักประกอบด้วยขดลวดเหนี่ยวนำความต้านทานสูงที่พันรอบหรืออาจฝังอยู่ในฉนวนไฟฟ้าที่เป็นเซรามิก เครื่องทั้งสองชนิดจำเป็นต้องใช้เวลาสำหรับอุ่นเครื่องก่อนเสมอ ซึ่งเครื่องอินฟาเรดชนิดไม่เปล่งแสงจะใช้เวลาสำหรับอุ่นเครื่องนานกว่า ผลด้านการรักษาคือผลด้านความร้อนตื้น ซึ่งนิยมใช้ในอาการข้ออักเสบและแผลเรื้อรัง

3.2) เครื่องอัลตราไวโอเลตที่ใช้ทางกายภาพบำบัด

เครื่องอัลตราไวโอเลตทั่วไปประกอบด้วยหลอดที่ให้รังสี UV ซึ่งปัจจุบันมักใช้หลอดไอปรอทความดันต่ำ ตัวสะท้อนคลื่น ขาตั้งจับยึดหลอดและตัวสะท้อนคลื่น รังสีอัลตราไวโอเลตสามารถถูกดูดซึมผ่านผิวหนังและเกิดผลด้านเคมีและปฏิกิริยาเคมีต่อแสง ปัจจุบันนิยมใช้รังสีอัลตราไวโอเลตในการรักษาโรคผิวหนังบางชนิดรวมถึงแผลเรื้อรังด้วย

3.3) เครื่องเลเซอร์ที่ใช้ทางกายภาพบำบัด

เป็นเครื่องที่ให้กำเนิดแสงสีเดียวที่ให้พลังงานต่ำ ซึ่งเป็นระดับที่มีความปลอดภัยสำหรับผิวหนัง แต่ไม่ปลอดภัยสำหรับตา เลเซอร์ที่ใช้ในทางกายภาพบำบัดนั้นมีผลการวิจัยว่าทำให้เกิดผลด้านการกระตุ้นทางชีวภาพในระดับเซลล์และการระงับปวด ขึ้นกับชนิดของแสงและระดับการดูดกลืนของเซลล์ใต้ผิวหนัง นิยมใช้เลเซอร์เพื่อระงับการปวดของเอ็นอักเสบบริเวณศอก ข้ออักเสบเรื้อรัง เอ็นเท้าอักเสบ และอาการปวดหลัง เป็นต้น

4) การรักษาด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง (Ultrasonic therapy)

คลื่นเหนือเสียงหรืออัลตราโซนิคที่ใช้สำหรับกายภาพบำบัด จะใช้ความถี่ในย่าน 0.7-3.3 MHz โดยเครื่องอัลตราโซนิคเป็นตัวสร้างสัญญาณกระแสไฟฟ้าความถี่สูงจากวงจรออสซิลเลเตอร์แล้วถูกเปลี่ยนเป็นคลื่นเหนือเสียงโดยการสั่นสะเทือนของผลึกควอทซ์ภายในหัวอัลตราซาวด์ ที่มีคุณสมบัติในการเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าความถี่สูงไปเป็นพลังงานกลที่เป็นคลื่นเสียงความถี่สูง คุณสมบัติลักษณะนี้เรียกว่า Piezoelectricity ในการรักษามักใช้เจล (ตัวกลาง) เป็นตัวส่งผ่านคลื่นเสียงเข้าสู่ร่างกาย ซึ่งคลื่นความถี่สูงสามารถเข้าสู่เนื้อเยื่อลึกประมาณ 2-5 เซนติเมตร เกิดผลด้านความร้อนคือคลื่นอัลตราโซนิคที่ส่งผ่านเข้าสู่เนื้อเยื่อจะทำให้เกิดการเร่งอัตราเมตาบอลิซึมของร่างกาย ลดการนำสัญญาณประสาท ลดความเจ็บปวด เพิ่มการไหลเวียน และเพิ่มความยืดหยุ่นของเนื้อเยื่อ ผลที่ไม่ใช่ความร้อนจากคลื่นทำให้เกิดพลังงานกลจากแรงกดและปล่อยของคลื่นจากเนื้อเยื่อ ทำให้เพิ่มการยอมให้ผ่านของเซลล์ต่อไอออนแคลเซียมและไอออนอื่นๆ เพิ่มการตอบสนองของเซลล์ และเพิ่มอัตราการสังเคราะห์โปรตีนในการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ของแผล ในทางคลินิกได้มีการประยุกต์ใช้อัลตราโซนิคเพื่อใช้ในจุดประสงค์ เพื่อระงับ/บรรเทาอาการปวด เพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อผลักตัวยาผ่านผิวหนังและเพิ่มการไหลเวียนในร่างกาย

2.2.2 เครื่องมือกายภาพบำบัด ตาม พ.ร.บ.วิชาชีพกายภาพบำบัด พ.ศ. 2547

ตามประกาศกระทรวงสาธารณสุข เรื่อง กำหนดเครื่องมือกายภาพบำบัด พ.ศ. 2549 ซึ่งประกาศในราชกิจจานุเบกษา เล่มที่ 123 ตอนพิเศษ 22 ง ลงวันที่ 10 กุมภาพันธ์ 2549 เครื่องมือที่ถูกกำหนดให้เป็นเครื่องมือกายภาพบำบัดมีดังต่อไปนี้

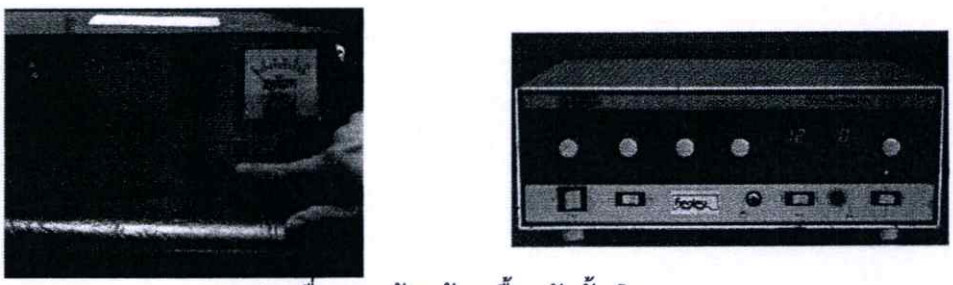
1. เครื่องกำเนิดความร้อนลึกด้วยคลื่นสั้น (Shortwave diathermy machine)
2. เครื่องกำเนิดความร้อนลึกด้วยคลื่นไมโคร (Microwave diathermy machine)
3. เครื่องผลิตคลื่นเหนือเสียงเพื่อรักษา (Ultrasonic therapy machine)
4. เครื่องกระตุ้นกระแสไฟฟ้า (Electrical stimulator)
    4.1 เครื่องผลิตกระแสไฟตรงเพื่อรักษา (Galvanic current therapy unit)
    4.2 เครื่องผลิตกระแสไซนูซอยด์เพื่อรักษา (Sinusoidal current therapy unit)
    4.3 เครื่องผลิตกระแสฟาราดิคเพื่อรักษา (Faradic current therapy unit)
    4.4 เครื่องผลิตกระแสไดอะไดนามิคเพื่อรักษา (Diadynamic current therapy unit)
    4.5 เครื่องผลิตกระแสกระตุ้นประสาทผ่านผิวหนัง (Transcutaneous nerve electrical stimulation หรือ TENS unit)
    4.6 เครื่องผลิตกระแสอินเตอร์เฟอเรนท์เพื่อรักษา (Interference therapy unit)
    4.7 เครื่องผลิตกระแสไฟตรงศักดาสูง (High Voltage Galvanic therapy unit)
    4.8 เครื่องผลิตกระแสไฟตรงเป็นช่วงๆ (Interrupted direct current)
    4.9 เครื่องผลิตกระแสแบบรัสเซีย (Russian current unit)
5. เครื่องป้อนกลับทางชีวภาพ (Biofeedback unit)
6. โคมไฟรังสีอุลตร้าไวโอเลต (Ultraviolet lamp) เฉพาะที่ใช้โดยตรงต่อร่างกายมนุษย์
7. ถังน้ำวนและอ่างน้ำวนสำหรับลำตัว (Whirlpool and Hubbard Tank)
8. ถังแช่พาราฟิน (Paraffin wax bath unit)
9. เครื่องแช่แผ่นเก็บความร้อน (Hydrocollator unit)
10. เครื่องเป่าอากาศร้อนชื้น (Moist air heat therapy unit)
11. เครื่องบำบัดแบบอณูไหล (Fluido therapy unit)
12. เครื่องควบคุมแรงกดดันความเย็นเพื่อการรักษา (Cryo controller pressure therapy unit)
13. เครื่องกดบีบสำหรับภาวะทางหลอดเลือด (Compressor unit for vascular condition)
14. เครื่องผลิตแสงเลเซอร์กำลังต่ำ (Low power laser unit)
15. เครื่องกระตุ้นแบบสนามแม่เหล็ก (Magnetic stimulator)
16. เครื่องดึงกระดูกสันหลังไฟฟ้า (Electric traction machine)
17. เตียงหมุนตั้งให้ตรง (Tilt table)

2.2.3 เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า คือ เครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ทางกายภาพบำบัดที่ปล่อยกระแสไฟตรงและไฟสลับที่มีความเข้มและช่วงกระตุ้นที่พอเหมาะเข้าสู่ร่างกายทางขั้วไฟฟ้าผ่านผิวหนัง เพื่อให้เกิดผลทางด้านการบำบัดรักษา ผลทางสรีรวิทยาและผลการรักษา ซึ่งขึ้นกับปริมาณความเข้ม ช่วงกระตุ้น ช่วงพัก ชนิดและรูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ปล่อยผ่านผิวหนัง กระแสไฟฟ้าดังกล่าวมีหลากหลายชนิดได้แก่ กระแสไฟตรงอย่างต่อเนื่อง (direct current, galvanic current, true direct current), กระแสไฟสลับ (alternated current), กระแสไฟตรงที่ปล่อยออกเป็นช่วงๆ (interrupted direct current), กระแสไดอะไดนามิกส์ (diadynamic current), กระแสทีอีเอ็นเอส (transcutneous electrical nerve stimulation, TENS), กระแสอินเตอร์เฟอร์เรนเชียล (interferential current), กระแสรัสเซียน (Russian current) เป็นต้น ในบางครั้งทางบริษัทผู้ผลิตอาจรวมกระแสต่างๆไว้ในเครื่องเดียวกัน หรืออาจแยกกระแสดังกล่าวในแต่ละเครื่องเพื่อประโยชน์ทางด้านการค้าและให้เหมาะสมกับการใช้งานซึ่งเรียก เครื่องไดอะไดนามิกส์, เครื่องอินเตอร์เฟอร์เรนเชียล, เครื่องทีอีเอ็นเอส, เครื่องไอออนโตโฟลิซิส เป็นต้น

2.2.3.1 ตัวอย่างเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

สำหรับเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าเชิงพาณิชย์ที่มีใช้อยู่ในงานทางด้านกายภาพบำบัดในปัจจุบัน แสดงตัวอย่างดังในรูปที่ 2.2



ก) เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อสมัยดั้งเดิม

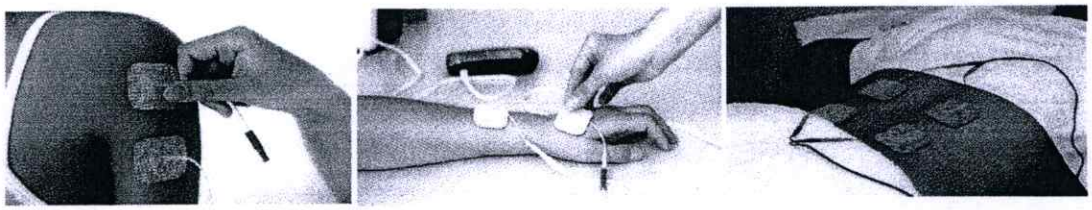


ข) เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อสมัยใหม่

รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันชนิดต่างๆ

2.2.3.2 วิธีการใช้งานเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อชนิดเพลทอิเล็กโทรด คือการส่งกระแสไฟฟ้าเข้าสู่เนื้อเยื่อผู้ป่วยผ่านแผ่นอิเล็กโทรดซึ่งทำหน้าที่เป็นขั้วกระตุ้นที่แนบอยู่กับส่วนต่างๆของร่ายกาย แสดงตัวอย่างการใช้งานในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ตัวอย่างการใช้งานเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

2.2.3.3 วัตถุประสงค์การรักษาโดยการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

โดยทั่วไป เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ใช้ทางกายภาพบำบัด มักใช้เพื่อวัตถุประสงค์ต่อไปนี้

1) กระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท เป็นการกระตุ้นเพื่อมุ่งฝึกความแข็งแรง ความทนทานของกล้ามเนื้อ ซึ่งความเข้มของกระแสที่ใช้จะสูงมากพอที่จะเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อปกติ

2) การกระตุ้นให้เกิดการทำงาน เป็นการกระตุ้นเพื่อให้เกิดการทำงานของกล้ามเนื้อลักษณะคล้ายอุปกรณ์เสริม (orthotics) โดยมุ่งหวังให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวขณะทำงานทดแทนการควบคุมจากระบบประสาทส่วนกลาง

3) การกระตุ้นเพื่อลดภาวะเกร็ง เป็นการกระตุ้นเพื่อลดภาวะเกร็งของกล้ามเนื้อ มักใช้กับกล้ามเนื้อที่มีภาวะเกร็ง (spasticity) หรือต้องการลดภาวะเกร็งของกล้ามเนื้อลงชั่วคราว

4) การกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาท เป็นการกระตุ้นเพื่อพยายามรักษาสภาพของกล้ามเนื้อนั้นให้คงสภาพเดิมที่สุด เพื่อคอยเวลาฟื้นตัวของเส้นประสาทที่ได้รับบาดเจ็บ การกระตุ้นด้วยช่วงกระตุ้นและความแรงที่เหมาะสมนั้นจะทำให้เกิดการหดตัวคล้ายกับการสั่งการของระบบประสาทเพื่อให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ

5) การระงับปวดด้วยไฟฟ้า เป็นการกระตุ้นเพื่อการระงับปวด

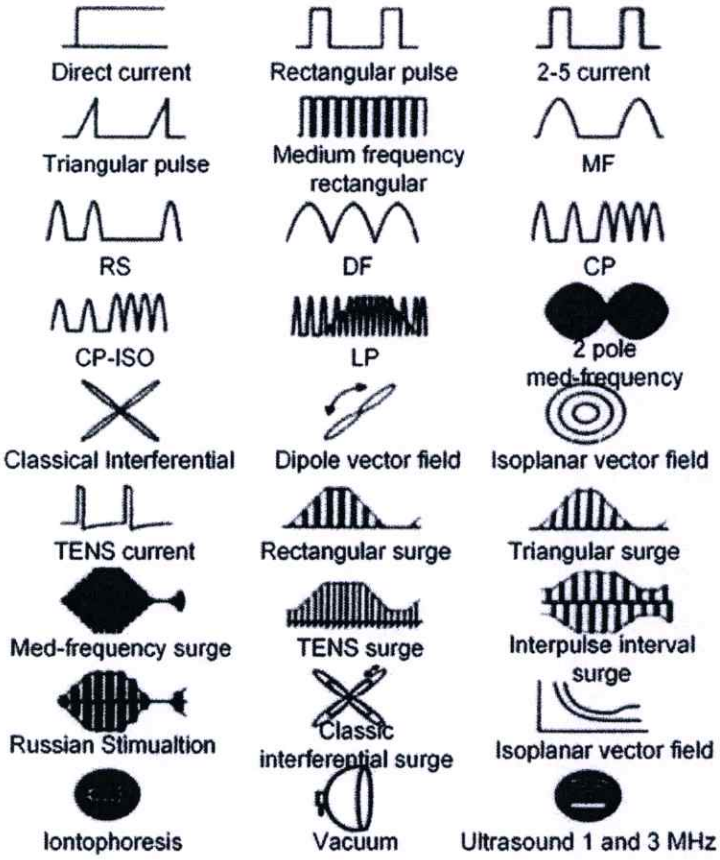
6) การซ่อมแซมเนื้อเยื่อ เป็นการกระตุ้นเพื่อซ่อมแซมเนื้อเยื่อด้วยกระแสไฟฟ้ามีเป้าหมายที่สำคัญ 3 ประการ คือ การเพิ่มการไหลเวียน การควบคุมการบวมน้ำ และการซ่อมแซมเนื้อเยื่อโดยตรง

7) การผลักดันตัวยาผ่านผิวหนัง เป็นการกระตุ้นเพื่อส่งผ่านไอออนในรูปของสารละลายเข้าสู่ร่างกายทางผิวหนังเพื่อการรักษาโดยการชุบสารละลายไอออนที่ต้องการใช้รักษา แล้ววางไว้ใต้ขั้วกระตุ้น โดยยึดหลักประจุเหมือนกันจะผลักดันกัน ดังนั้น ไอออนที่มีประจุบวกจะวางไว้ที่ใต้ขั้วบวก ไอออนที่มีประจุลบจะวางไว้ที่ใต้ขั้วลบ โดยมักใช้ในผู้ป่วยที่มีการอักเสบของเอ็นและเนื้อเยื่อ

นอกจากวัตถุประสงค์เหล่านี้แล้ว ปัจจุบันยังมีการวิจัยเพื่อนำเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทไปใช้ในวัตถุประสงค์อื่นอย่างหลากหลาย ทั้งที่ได้รับการยอมรับแล้วและยังต้องการงานวิจัยสนับสนุนอีก โดยในงานวิจัยนี้ มุ่งเน้นในการสร้างเครื่องมือทางกายภาพบำบัดที่ครอบคลุมทุกวัตถุประสงค์การรักษาข้างต้น

2.3 รูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท

ปัจจุบันกระแสไฟฟ้าที่ปล่อยออกจากเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาททางกายภาพบำบัด จะมีลักษณะที่แตกต่างกัน มักจะเป็น 2 ลักษณะคือการปล่อยเข้าไปอย่างต่อเนื่องและการปล่อยเข้าไปแบบเป็นช่วงๆ โดยรูปแบบของกระแสไฟฟ้าที่ใช้มีมากมายหลายรูปแบบ ตัวอย่างแสดงดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ตัวอย่างรูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท [22]

อย่างไรก็ตามรูปแบบกระแสไฟฟ้าในการรักษานั้นจะขึ้นอยู่กับวัตถุประสงค์ของการรักษา กล่าวคือรูปคลื่นที่มีลักษณะแตกต่างกันจะใช้เพื่อวัตถุประสงค์ที่แตกต่างกันด้วย ในการรักษาทางกายภาพบำบัดแต่ละรูปคลื่นจะถูกปรับให้เหมาะกับการรักษาโดยการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ได้แก่ ความแรงหรือความเข้มกระแสไฟฟ้า (Intensity) ความถี่ของสัญญาณ (Frequency) ช่วงกระตุ้นหรือช่วงเวลาที่กระแสไฟฟ้าไหล (Phase duration) ช่วงพัก (Pulse interval) ทิศทางการไหลของกระแส (Polarity) ระยะเวลาในการรักษา (Treatment time) โหมดการปล่อยกระแส (Output Mode) และลักษณะขั้วกระตุ้น (Electrodes)

บทที่ 3
การออกแบบต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดในการออกแบบระบบและฟังก์ชันการทำงานของต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า เพื่อใช้ในการรักษาด้านกายภาพบำบัด โดยจะเริ่มต้นด้วยการนำเสนอการออกแบบเชิงแนวคิดและภาพรวมของระบบที่ออกแบบ จากนั้นจะเป็นการอธิบายถึงการออกแบบฟังก์ชันการทำงานของแต่ละส่วนประกอบย่อยในลำดับถัดไป

3.1 รูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ออกแบบในวิทยานิพนธ์

เครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า คือเครื่องมือที่ปล่อยกระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นตามวัตถุประสงค์ต่างๆ ความแตกต่างของเครื่องมือในปัจจุบันอย่างหนึ่งก็คือ รูปแบบกระแสไฟฟ้าที่ครอบคลุมการรักษาอย่างหลากหลาย เครื่องต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้ถูกออกแบบให้สามารถเลือกรูปแบบกระแสไฟฟ้าได้ทั้งหมด 4 กลุ่ม รวม 12 รูปแบบกระแส และโปรแกรมพิเศษ 2 รูปแบบ ที่สามารถรักษาได้อย่างครอบคลุม ดังแสดงในรูปที่ 3.1 โดยมีรายละเอียดดังนี้

3.1.1 รูปแบบกระแสพื้นฐาน

3.1.1.1 Galvanic/Direct current *ผลักตัวยาผ่านผิวหนัง, ลดบวม*

GC: Galvanic continuous current	แสดงในรูปที่ 3.1 ก)
GI: Galvanic Interrupted current	แสดงในรูปที่ 3.1 ข)

3.1.1.2 Diadynamic current *กระตุ้นกล้ามเนื้อ, ระงับอาการปวด*

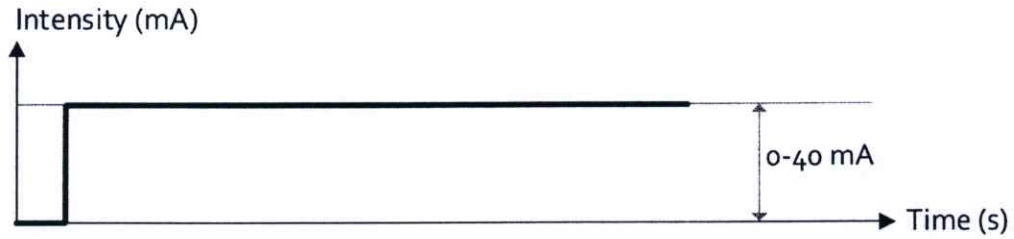
MF: Monophase Fixed curren	แสดงในรูปที่ 3.1 ค)
DF: Diphase Fixed current	แสดงในรูปที่ 3.1 ง)
CP: Courted Periods current	แสดงในรูปที่ 3.1 จ)
CPid: Identical Courted Periods current	แสดงในรูปที่ 3.1 ฉ)
LP: Longue Periods current	แสดงในรูปที่ 3.1 ช)

3.1.1.3 Faradic current *กระตุ้นกล้ามเนื้อ, กระตุ้นการไหลเวียน*

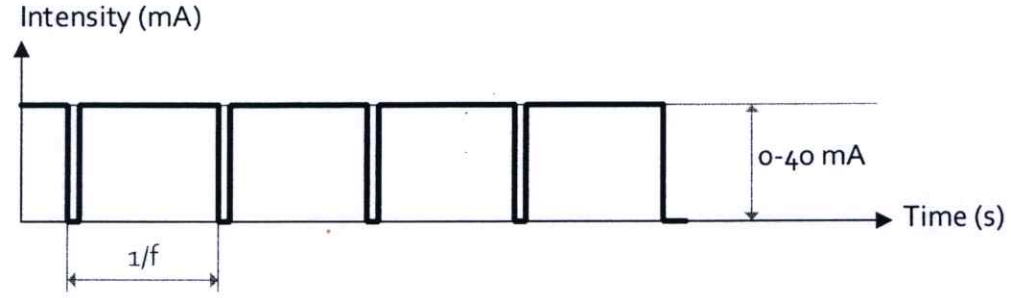
TG: Triangular current	แสดงในรูปที่ 3.1 ซ)
RT: Rectangular current	แสดงในรูปที่ 3.1 ฌ)

3.1.1.4 TENS current *กระตุ้นปลายประสาท, ระงับอาการปวด*

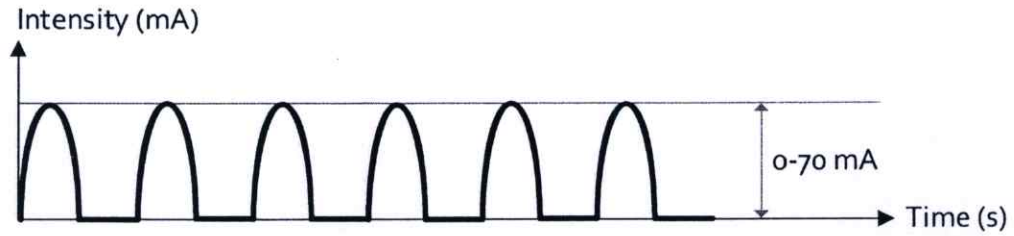
Asym: Asymmetrical current	แสดงในรูปที่ 3.1 ญ)
AsymA: Asymmetrical Alternating current	แสดงในรูปที่ 3.1 ฎ)
GI: Galvanic Interrupted current	แสดงในรูปที่ 3.1 ฏ)



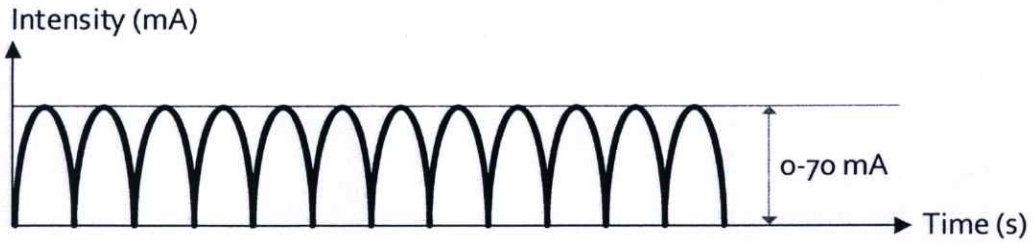
ก) รูปแบบกระแส GC



ข) รูปแบบกระแส GI

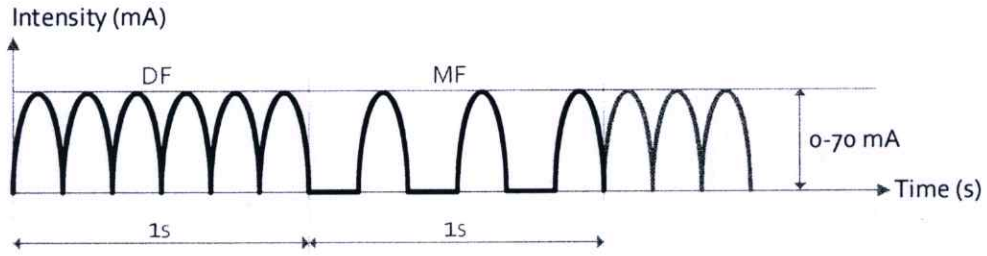


ค) รูปแบบกระแส MF

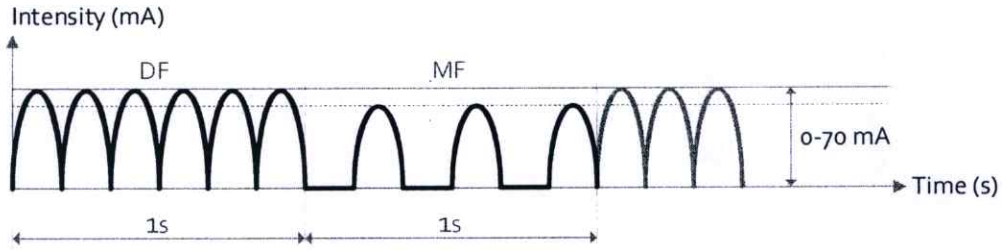


ง) รูปแบบกระแส DF

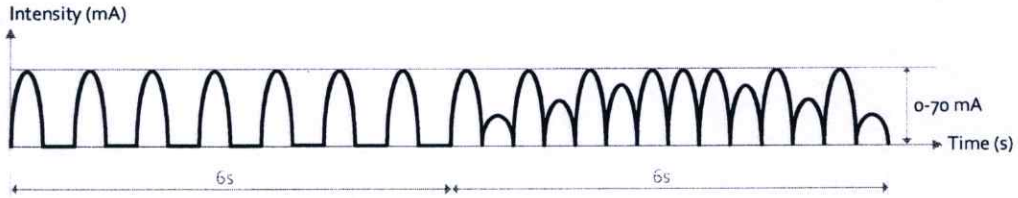
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างรูปแบบกระแสของเครื่องต้นแบบ



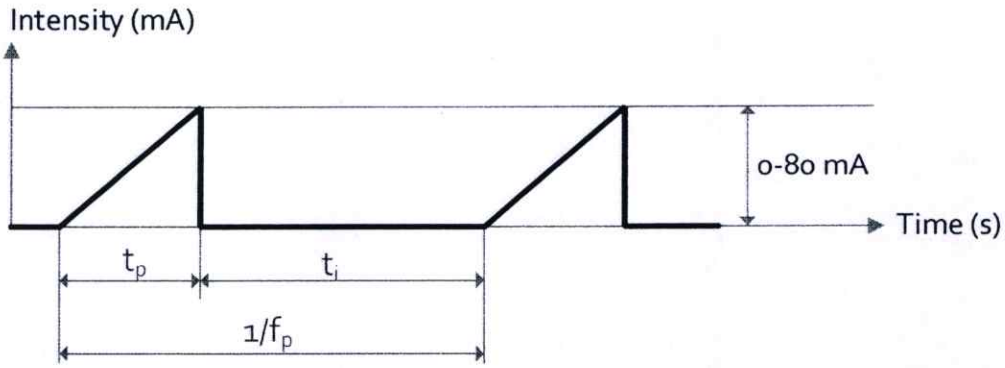
จ) รูปแบบกระแส CP



ฉ) รูปแบบกระแส CPid

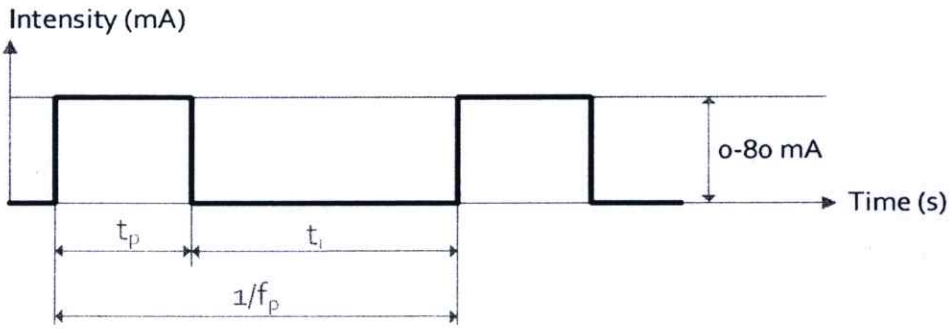


ช) รูปแบบกระแส LP

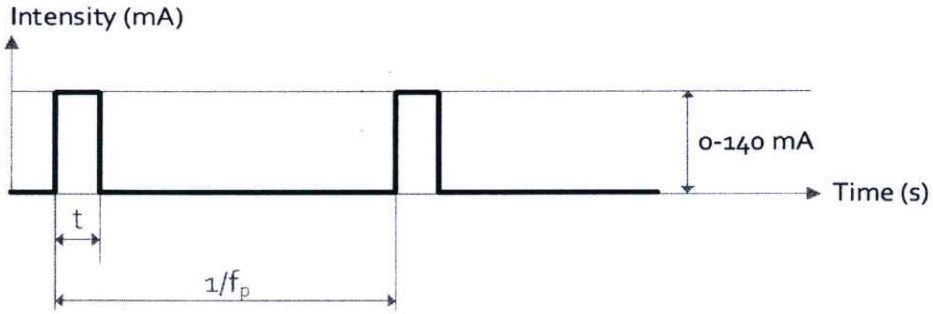


ซ) รูปแบบกระแส TG

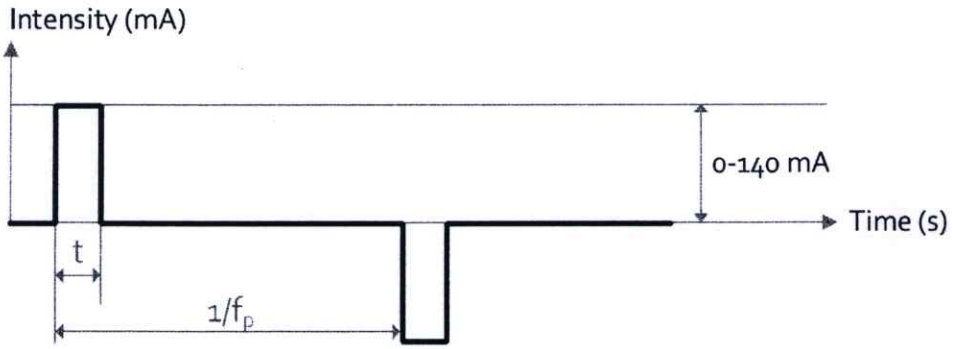
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างรูปแบบกระแสของเครื่องต้นแบบ (ต่อ)



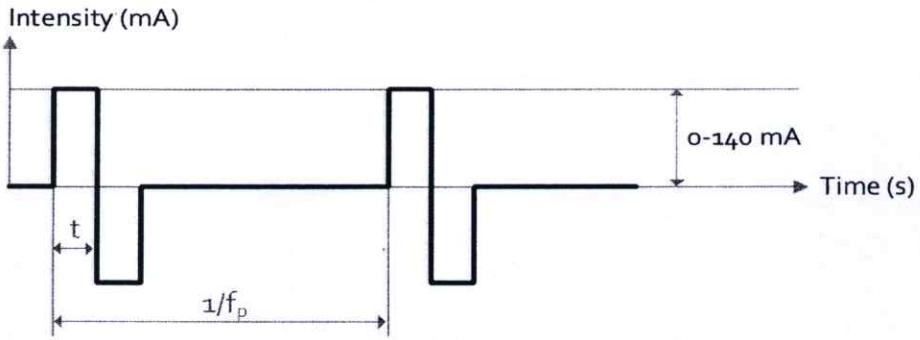
ฌ) รูปแบบกระแส RT



ญ) รูปแบบกระแส ASYM



ฎ) รูปแบบกระแส ASYM A



ฏ) รูปแบบกระแส SYM

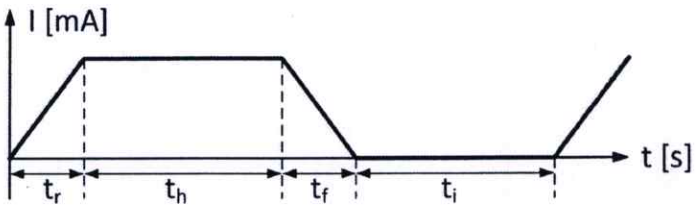
รูปที่ 3.1 ตัวอย่างรูปแบบกระแสของเครื่องต้นแบบ (ต่อ)

3.1.2 รูปแบบโปรแกรมพิเศษ

โปรแกรมพิเศษคือ คือโปรแกรมที่ใช้ในการกำหนดรูปแบบการกระตุ้นของกระแสพื้นฐาน เป็นโปรแกรมที่ไม่ได้ถูกตั้งค่ามาตั้งแต่แรก สามารถเลือกใช้หรือไม่ก็ได้ และสามารถตั้งค่าได้อย่างอิสระตามที่ต้องการ โปรแกรมพิเศษที่เลือกนั้นจะถูกนำไปดำเนินการกับรูปคลื่นที่เลือกในรูปแบบการคูณ สามารถเลือกได้ 2 โปรแกรม ดังนี้

3.1.2.1 โปรแกรมเสิร์จ (Surge Program)

โปรแกรมเสิร์จ จะถูกใช้ในการกำหนดรูปแบบเวลาการหดตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อ โดยการกำหนดการเปลี่ยนแปลงระดับความเข้มกระแส (แอมพลิจูด) ที่เพิ่มขึ้นและลดลงอย่างเป็นรูปแบบ โดยการกำหนดรูปแบบเวลาในการค่อยๆเพิ่มขึ้น (Ramp-up time: t_r) เวลาในการคงที่ค่ากระแส (Hold time: t_h) เวลาค่อยๆลดลงมาเป็นศูนย์ (Ramp-down time: t_f) และช่วงพักของการปล่อยกระแส (Interval time: t_i) แสดงความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 รูปแบบโปรแกรมเสิร์จ

3.1.2.2 โปรแกรมมอดูเลชัน (Modulation Program)

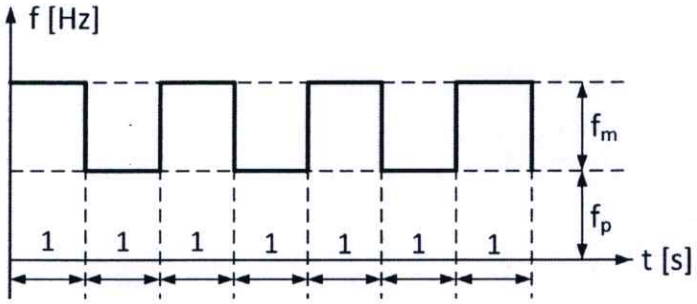
โปรแกรมมอดูเลชันมักใช้สำหรับป้องกันการปรับตัวของเส้นประสาทหรือเพิ่มความทนทานต่อกระแสของผู้ป่วย โดยการกำหนดให้รูปคลื่นเปลี่ยนแปลงความถี่ไปมาในช่วงเวลาที่กำหนด โดยตั้งค่าความถี่มอดูเลท (Frequency Modulation: f_m) ความถี่ของรูปคลื่นกระแสที่ออกมาจะเปลี่ยนแปลงไปมาอยู่ในช่วงระหว่างค่าความถี่พัลส์ (Pulse frequency: f_p) กับผลรวมของความถี่พัลส์และความถี่มอดูเลท (f_m+ f_p) ตามรูปแบบเวลาที่กำหนด โดยเลือกได้ 4 รูปแบบย่อย ได้แก่

(1) โปรแกรมมอดูเลชันแบบ 1/1 ความถี่เริ่มต้นจะเท่ากับ f_m+f_p เป็นเวลา 1 วินาที จากนั้นความถี่จะเปลี่ยนเป็น f_m เป็นเวลาอีก 1 วินาที สลับไปมาตลอดช่วงเวลาการรักษา แสดงความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.3 ก)

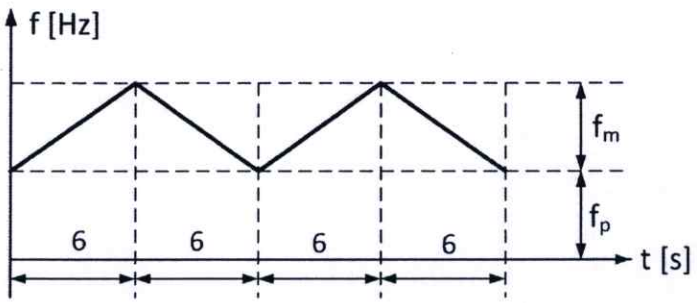
(2) โปรแกรมมอดูเลชันแบบ 6/6 ความถี่จะค่อยๆเปลี่ยนแปลงจาก f_p เป็น f_m+f_p ในเวลา 6 วินาที จากนั้นจะค่อยๆเปลี่ยนกลับมายัง f_p ในเวลา 6 วินาทีต่อมา สลับไปมาตลอดเวลาการรักษาแสดงความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.3 ข)

(3) โปรแกรมมอดูเลชันแบบ 12/12 ความถี่จะค่อยๆเปลี่ยนแปลงจาก f_p เป็น f_m+f_p ในเวลา 12 วินาที จากนั้นจะค่อยๆเปลี่ยนกลับมายัง f_p ในเวลา 12 วินาที ต่อมา สลับไปมาตลอดเวลาการรักษา แสดงความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.3 ค)

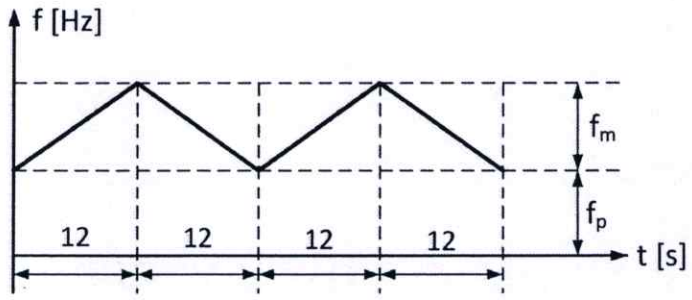
(4) โปรแกรมมอดูเลชันแบบ 1/30 ความถี่จะค่อยๆเปลี่ยนแปลงจาก f_p เป็น f_m+f_p ในเวลา 1 วินาที แล้วจะค้างที่ความถี่ f_m+f_p เป็นเวลา 30 วินาที จากนั้นจะค่อยๆ เปลี่ยนกลับมายัง f_p ในเวลา 1 วินาทีถัดมา แล้วค้างที่ความถี่ f_p เป็นเวลา 30 วินาทีสลับ ไปมาตลอดเวลาการรักษา แสดงความสัมพันธ์ดังรูปที่ 3.3 ง)



ก) รูปแบบการมอดูเลชันแบบ 1/1

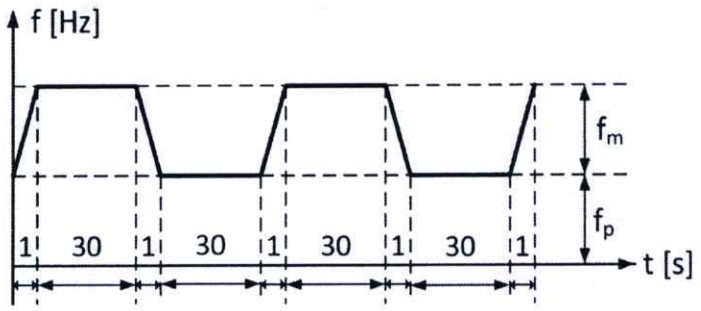


ข) รูปแบบการมอดูเลชันแบบ 6/6



ค) รูปแบบการมอดูเลชันแบบ 12/12

รูปที่ 3.3 รูปแบบโปรแกรมมอดูเลชัน

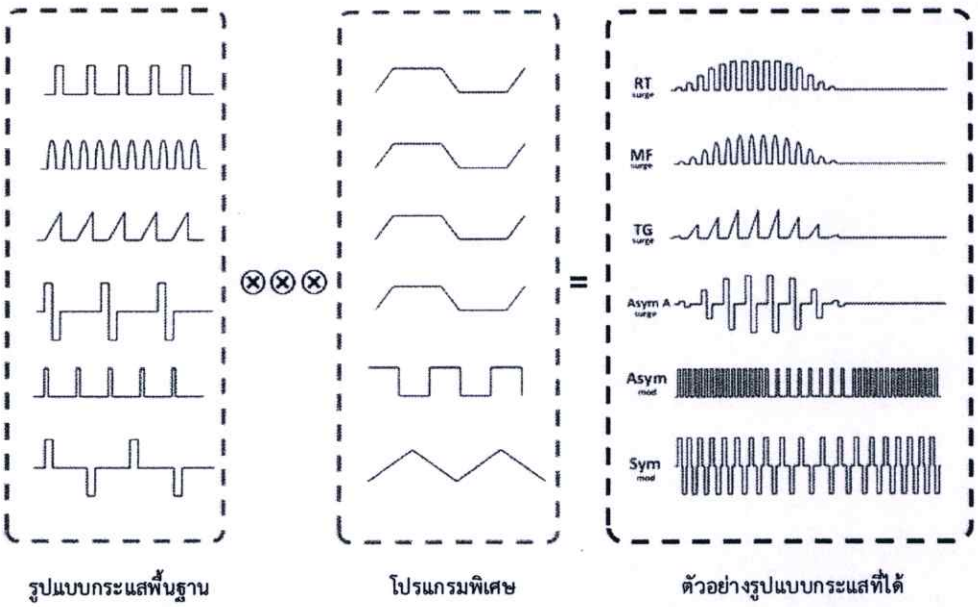


ค) รูปแบบการมอดูเลชันแบบ 30/30

รูปที่ 3.3 รูปแบบโปรแกรมมอดูเลชัน (ต่อ)

3.1.2.3 ตัวอย่างการดำเนินการรูปแบบกระแสพื้นฐานกับโปรแกรมพิเศษ

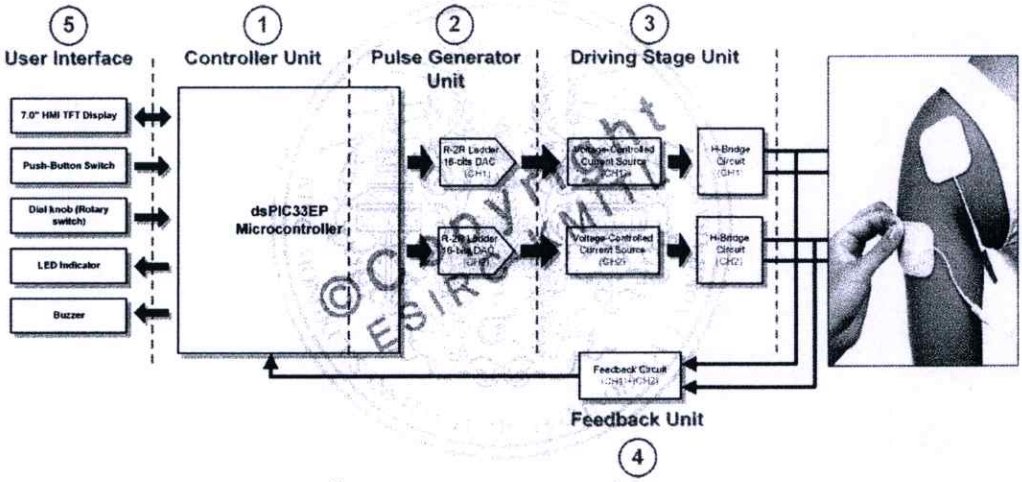
ผลการดำเนินการระหว่างรูปคลื่นพื้นฐานและโปรแกรมพิเศษ จะทำให้ได้รูปแบบกระแสที่ซับซ้อนและหลากหลายมากขึ้น แสดงตัวอย่างรูปแบบกระแสที่ได้ ในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ตัวอย่างการดำเนินการรูปแบบกระแสพื้นฐานกับโปรแกรมพิเศษ

3.2 ภาพรวมของวงจรในเครื่องต้นแบบ

เครื่องต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้ ถูกออกแบบให้มีคุณสมบัติและขีดความสามารถต่างๆเพื่อรองรับการพัฒนาไปสู่การสร้างเป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทที่ใช้ในการรักษาทางภายภาพบัดบัดจริงในอนาคต วงจรภายในเครื่องต้นแบบทำหน้าที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าที่ใช้สำหรับการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท โดยภาพรวมของวงจรในเครื่องต้นแบบถูกออกแบบประกอบด้วย 5 ส่วนหลัก ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ภาพรวมของระบบที่ออกแบบ

ส่วนที่ (1) ส่วนควบคุมและประมวลผล (Controller unit) ในเครื่องต้นแบบจะมีไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 เป็นตัวควบคุมการทำงานทั้งหมดและประมวลผลคำสั่งที่ได้รับเพื่อส่งให้กับส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า และส่วนติดต่อผู้ใช้งาน

ส่วนที่ (2) ส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า (Pulse generator unit) ประกอบด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ที่ทำหน้าสร้างสัญญาณที่ออกแบบในรูปแบบสัญญาณดิจิตอล และวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นแอนาล็อก (Digital to Analog Converter: DAC) ที่ทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณดิจิตอลที่ได้รับให้เป็นสัญญาณแอนะล็อก แล้วส่งให้ส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณต่อไป

ส่วนที่ (3) ส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ (Driving stage unit) ประกอบด้วยวงจรสร้างสัญญาณกระแสคงที่ที่ถูกควบคุมด้วยแรงดัน (Voltage-controlled current source) ทำงานร่วมกับวงจร H-bridge ทำหน้าที่ในการสร้างสัญญาณกระแสกระตุ้นที่สามารถนำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อได้ตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการ โดยถูกควบคุมด้วยสัญญาณแรงดันที่ได้รับจากส่วนสร้างสัญญาณ

ส่วนที่ (4) ส่วนตรวจสอบความถูกต้อง (Feedback unit) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ตรวจสอบความถูกต้องของการทำงานและความปลอดภัยทางไฟฟ้าต่อผู้ป่วย โดยการตรวจจับแรงดันที่ตกคร่อมแผ่นอิเลคโทรดว่ามีค่าสูงเกินค่าที่กำหนดหรือไม่ แล้วส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อประมวลผล หากมีความผิดปกติ ไมโครคอนโทรลเลอร์จะสั่งให้เครื่องต้นแบบหยุดการทำงานทันที

ส่วนที่ (5) ส่วนติดต่อผู้ใช้งาน (User Interface unit) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่เป็นทั้งส่วนรับคำสั่งจากผู้ใช้งาน (Input) ส่วนแสดงผล (Display) และส่วนแจ้งเตือนสถานะการทำงาน (Warning) ประกอบด้วย จอแสดงผลระบบสัมผัส, สวิตช์ปุ่มกด, สวิตช์แบบหมุน, ไฟ LED และลำโพงบัซเซอร์

3.3 การออกแบบส่วนควบคุมและประมวลผล

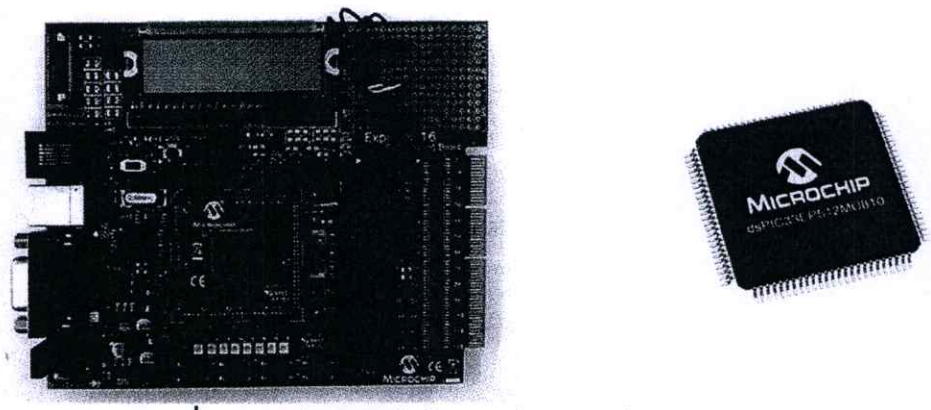
เครื่องต้นแบบที่ได้ออกแบบนั้น มีไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 ที่มีความโดดเด่นเรื่องการประมวลผลสัญญาณดิจิตอล เป็นหน่วยควบคุมและประมวลผลทั้งหมด สามารถประมวลผลด้วยความเร็ว 60 ล้านคำสั่งต่อวินาที (60 MIPS) และหน่วยความจำภายในถูกบรรจุสมการเชิงตัวแปรเอาไว้ ซึ่งมีหน้าที่หลักดังนี้

(1) ประมวลผลข้อมูลที่ได้จากส่วนรับค่า แล้วแปลงเป็นค่าตัวแปรในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า

(2) ประมวลผลข้อมูลที่ได้จากส่วนตรวจสอบความถูกต้องการทำงาน เพื่อควบคุมการทำงานของเครื่องต้นแบบ ในเรื่องความปลอดภัยต่อผู้ใช้งาน

(3) ติดต่อสื่อสารกับส่วนแสดงผลและแจ้งเตือน เพื่อแสดงสถานะการทำงานและข้อมูลที่สำคัญให้ผู้ใช้งานได้รับรู้

โดยบอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ที่เลือกใช้ แสดงดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 บอร์ดทดลองไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810

ตารางที่ 3.1 ข้อมูลจำเพาะของไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810

Product Attribute	Attribute Value
CPU Type	*Digital Signal Processors & Controllers*
Speed	*60 MIBS*
I/O Pins	*83 Pins*
Maximum Clock Frequency	*340 MHz*
Program Memory	*512 kB*
Data RAM	*52 kB*
Interface	*ECAN, I2C, SPI, UART, USB*
Data Bus Width	*16 bit (65535)*
Number of Timers/Counters	*27 Timer*

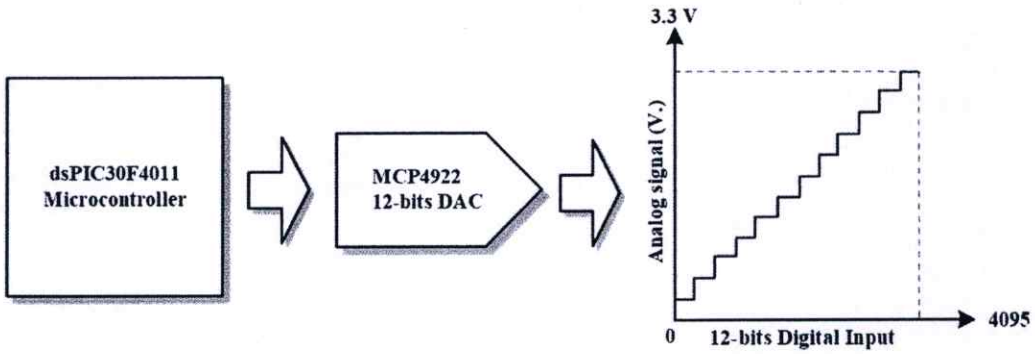
3.4 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า

ส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า จะประกอบไปด้วย 2 ส่วน คือส่วนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้า (ฮาร์ดแวร์) ที่จะถูกอธิบายในหัวข้อ 3.4.1 และส่วนการเขียนโปรแกรมการคำนวณเพื่อสร้างสัญญาณไฟฟ้า (ซอฟต์แวร์) ที่จะถูกอธิบายในหัวข้อ 3.4.2

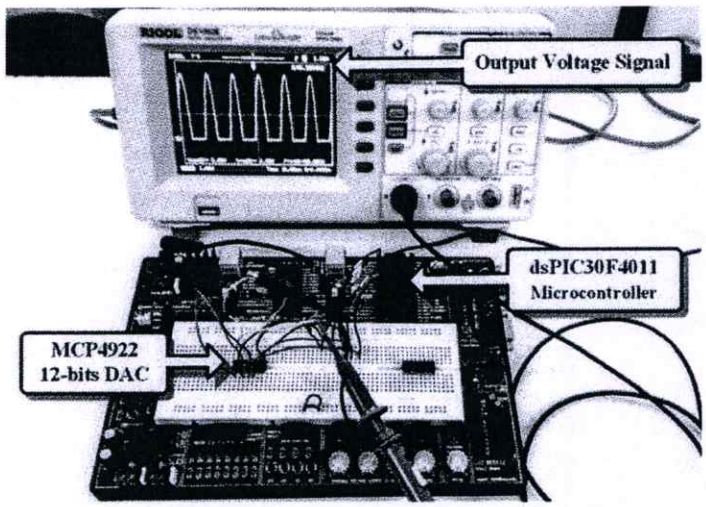
3.4.1 พัฒนาการของการออกแบบวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้า

3.4.1.1 ระยะเริ่มแรก

การศึกษาในระยะนี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC30F4011 ให้ทำงานร่วมกับไอซีแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (DAC) เบอร์ MCP4922 ผ่านการสื่อสารแบบอนุกรม (Serial Peripheral Interface: SPI) ดังรูปที่ 3.7 ค่าทางดิจิตอลของสัญญาณกระแสแต่ละรูปแบบจะถูกคำนวณไว้ก่อนและถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำของไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือเรียกว่า Look Up Table (LUT) แล้วเขียนคำสั่งขึ้นมาใช้งานในภายหลังตามกระบวนการใน Flow chart รูปที่ 3.9

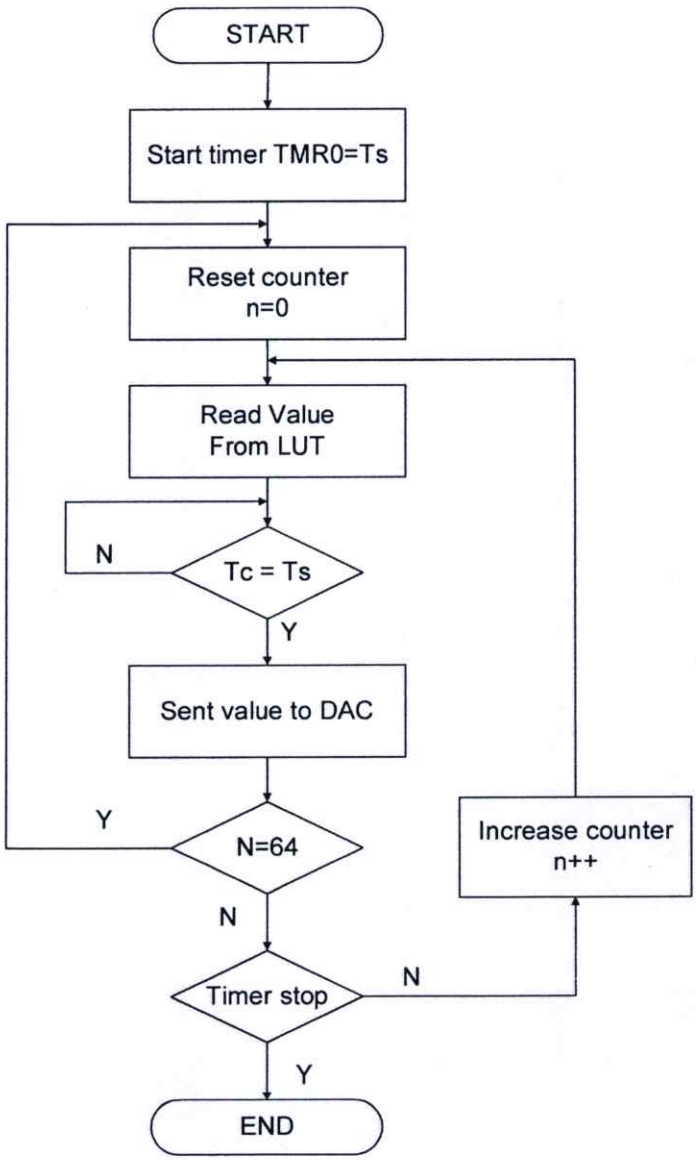


รูปที่ 3.7 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะแรก



รูปที่ 3.8 การทดสอบวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะแรก

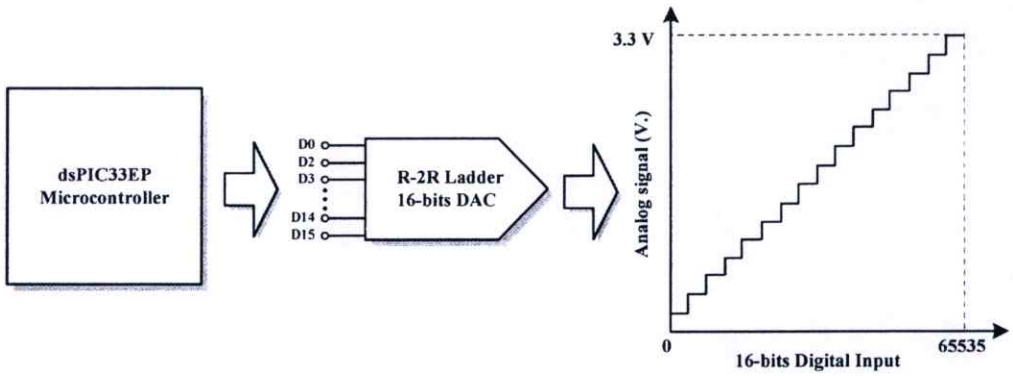
เมื่อทำการทดสอบวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าที่ออกแบบในระยะแรก ดังรูปที่ 3.8 ผลที่ได้คือ สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าได้ทั้งหมด 9 รูปแบบ โดยได้สัญญาณที่มีความละเอียด 12 บิต และมีความผิดเพี้ยนในระดับที่ต่ำมากเมื่อเทียบกับสัญญาณอุดมคติ และผลงานวิจัยได้รับการตอบรับให้เข้าร่วมในการประชุมทางวิชาการระดับนานาชาติ ICEE 2016 ต่อมาพบว่าวงจรที่ออกแบบในระยะแรกนี้มีข้อจำกัดหลายประการในการพัฒนาต่อ ข้อจำกัดในเรื่องหน่วยความจำสำหรับเก็บค่าใน LUT ข้อจำกัดในการสร้างสัญญาณบางรูปแบบ และข้อจำกัดในการสร้างสัญญาณที่มีความถี่และความละเอียดสูง



รูปที่ 3.9 Flow chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณในการออกแบบระยะแรก

3.4.1.2 ระยะที่สอง

ในปีต่อมาได้ทำการพัฒนาส่วนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้า ให้มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้นทั้งในด้านความเร็ว ความละเอียด สลูว์เรท และผลตอบสนองทางด้านสัญญาณขาออกที่ไวขึ้น เพื่อแก้ไขปัญหาที่พบในการออกแบบระยะแรก ส่วนสร้างสัญญาณใหม่ถูกออกแบบโดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 ให้ทำงานร่วมกับวงจร DAC แบบ R-2R Ladder ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การออกแบบส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะที่สอง

- **ไมโครคอนโทรลเลอร์**

ในระยะที่สองนี้ได้ปรับเปลี่ยนมาใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 แทน ซึ่งมีขีดความสามารถที่สูงกว่าตัวที่ใช้ในระยะแรก แสดงข้อเปรียบเทียบในตารางที่ 3.2 โดยมีความเร็วในการประมวลผลสูงขึ้น มีขาพอร์ตรองรับการใช้งานและเพิ่มฟังก์ชันต่างๆมากขึ้น พร้อมทั้งมีฟังก์ชันในการกำหนดการทำงานขาพอร์ตได้อย่างอิสระ (PPS) ซึ่งจะทำให้สามารถใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด ไมโครคอนโทรลเลอร์มีหน้าที่ในการสร้างรูปคลื่นสัญญาณดิจิตอล และส่งไปยังวงจร DAC เพื่อแปลงเป็นสัญญาณอนาล็อก การออกแบบใช้เทคนิคการติดต่อสื่อสารแบบขนาน ทำให้ มีการถ่ายโอนข้อมูลออกมาได้อย่างรวดเร็ว มีความละเอียด (Resolution) ในการแปลงข้อมูลเท่ากับ 16 บิต ดังนั้นสำหรับ 1 ช่อง (Channel) กระแสกระตุ้นจะใช้ขาอินพุต-เอาต์พุต (I/O Port) จำนวน 16 ขา (Pin) ในการติดต่อสื่อสาร และวงจรต้นแบบที่ได้นำเสนอนี้มีช่องการสร้างกระแสกระตุ้นทั้งหมด 2 ช่อง จะใช้ขาอินพุต-เอาต์พุต ทั้งหมด 32 ขา

ตารางที่ 3.2 ข้อเปรียบเทียบระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC30F4011 และ dsPIC33EP512MU810

	dsPIC30F4011 *(ระยะแรก)*	dsPIC33EP512MU810 *(ระยะที่สอง)*
Speed	30 MIBS	60 MIBS
Pins	40 Pins	100 Pins
Program Memory	48K bytes	536K bytes
Peripheral Pin Select (PPS)	No	Yes

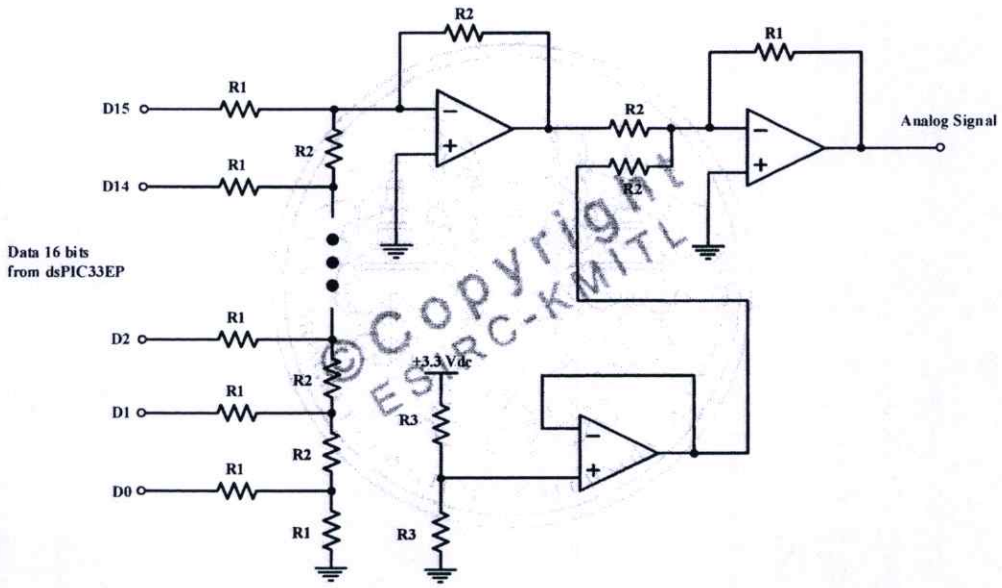
- **ตัวแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก**

ในระยะที่สอง ได้เปลี่ยนมาใช้วงจรตัวแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อกแบบ R-2R Ladder ที่มีความสามารถสูงกว่าระแรก โดยมีความเร็ว ความละเอียด สลูว์เรท และผลตอบสนองทางด้านสัญญาณขาออกที่ไวขึ้น แสดงการเปรียบเทียบกับระยะเริ่มแรกดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.3 ข้อเปรียบเทียบระหว่าง DAC แบบไอซี MCP4922 และ วงจร R-2R Ladder

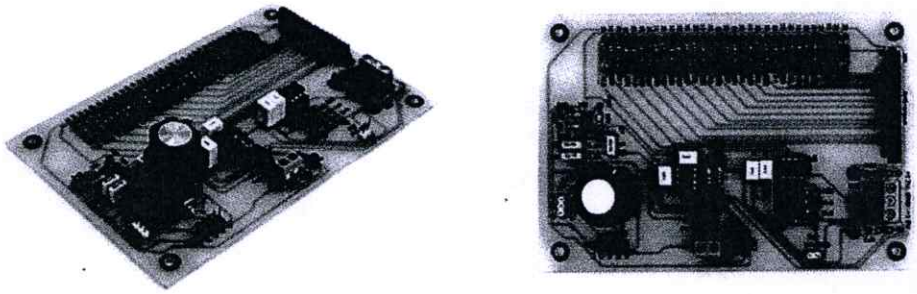
DAC / Specification	MCP4922 *(ระยะเริ่มแรก)*	R-2R Ladder *(ระยะที่สอง)*
Speed	20 MHz	50 MHz
Resolution	12 bits	16 bits
Slew Rate	0.55 V/μs	350 V/μs
Setting time	4.5 μs	70 ns
Interface with MCU	Serial Peripheral Interface (SPI)	Direct Digital Output Interface (DDOI)

วงจร DAC แบบ R-2R Ladder แสดงดังรูปที่ 3.11 ภายในวงจรเลือกใช้ออปแอมป์ (Operational Amplifier; Op-Amp) เบอร์ AD826 ของบริษัท Analog Device ซึ่งมีความสามารถทางด้านเอาต์พุตที่สูง คือ มีแบนด์วิธ (Bandwidth; BW) 50 MHz., ค่าเวลา Setting time ของสัญญาณขาออกเท่ากับ 70 ns. และค่าสลูว์เรทเท่ากับ 350 V/μs. ส่วนรับสัญญาณขาเข้า (Input) ของวงจรคือขา D0 ถึง D15 มีระดับของสัญญาณขาเข้าที่ลอจิกเป็น (Logic) "1" และลอจิก "0" คือระดับแรงดันเท่ากับ 3.3 โวลต์ และแรงดันเท่ากับ 0 โวลต์ ตามลำดับ



รูปที่ 3.11 วงจร DAC แบบ R-2R Ladder ความละเอียด 16 บิต

วงจร DAC แบบ R-2R Ladder ที่ได้จากการออกแบบ แสดงในรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 วงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นสัญญาณอนาล็อก (DAC) ขนาด 16 บิต

ในส่วนของความสัมพันธ์ในการแปลงค่านั้น ค่าตัวเลขดิจิตอลขนาด 16 บิต ที่สร้างมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์จะอยู่ในช่วง 0 ถึง 65535 และเมื่อถูกส่งผ่านวงจร R-2R Ladder จะได้สัญญาณอนาล็อกที่กลับขั้ว คืออยู่ในระดับแรงดัน 0 ถึง -3.3 โวลต์ จากนั้นจะถูกออกแบบให้มีปรับระดับแรงดันโดยผ่านวงจรรวมสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Summing Amplifier) สัญญาณแรงดันที่ได้จะมีสูงสุด เท่ากับ 3.3 โวลต์ และต่ำสุด ได้เท่ากับ -3.3 โวลต์ ลักษณะสัญญาณที่สร้างขึ้นทั้งหมดจะขึ้นอยู่กับการประมวลผลของไมโครคอนโทรเลอร์ dsPIC33EP512MU810 ซึ่งบรรจุสมการสำหรับการสร้างรูปคลื่นเอาไว้ นอกจากนี้สัญญาณไฟฟ้าที่ได้จะถูกปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ให้เป็นไปตามค่าที่ได้รับมาจากผู้ใช้งาน และจะใช้สัญญาณแรงดันดังกล่าวส่งไปยังส่วนวงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณกระแสไฟฟ้าต่อไป

วงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในระยะที่สองนี้ มีความสามารถเพิ่มมากขึ้นแสดงดังตารางที่ 3.4 โดยสามารถสร้างรูปแบบของสัญญาณเพิ่มขึ้นเป็น 12 รูปแบบ แต่ละรูปแบบสามารถปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ผ่านสวิตช์ควบคุมได้แบบเรียลไทม์ รวมไปถึงความละเอียดของสัญญาณที่ได้เพิ่มขึ้นมาเป็น 16 บิต

ตารางที่ 3.4 ความสามารถของส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้าหลังมีการพัฒนาในระยะที่สอง

Model / Description	ความสามารถของวงจร Pulse Generator Unit	
	ระยะเริ่มแรก	*ระยะที่สอง*
Waveforms Basis	9	12
Parameter Adjustability	No	Yes
Programmability	No	Yes
Resolution	12 bits	16 bits
Average % of error in terms of correlation	0.5 %	0.2 %

3.4.2 การเขียนโปรแกรมในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า

กระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้าทั้ง 12 รูปแบบ ตามที่ได้ออกแบบในหัวข้อ 3.1 ถูกสร้างขึ้นด้วยการเขียนโปรแกรมภาษา C โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC33EP512MU810 ในการประมวลผล ค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการสร้างสัญญาณไฟฟ้าสำหรับการกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท ได้แก่ ค่าความเข้มกระแส (Intensity) หรืออาจเรียกค่าแอมพลิจูด (Amplitude) ก็ได้ ค่าความถี่สัญญาณ (Pulse frequency) และค่าเวลาช่วงกระตุ้น (Phase duration) แสดงรายละเอียดในตารางที่ 3.4 และค่าพารามิเตอร์ที่ได้รับมาเหล่านี้จะถูกแปลงให้เป็นค่าสำหรับการประมวลผลในไมโครคอนโทรลเลอร์

ตารางที่ 3.5 ค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในการสร้างสัญญาณไฟฟ้า

พารามิเตอร์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	ความละเอียด
Intensity/ Amplitude	0 mA	140 mA	0.2 mA
Pulse Frequency	0	200 Hz	1 Hz
Phase duration	100 µs	1000 ms	100 µs / 1 ms

3.4.2.1 การแปลงค่าพารามิเตอร์สำหรับการประมวลผลในไมโครคอนโทรลเลอร์

- **ค่าความเข้มกระแส หรือแอมพลิจูด**

เมื่อมีการตั้งค่าหรือปรับค่าแอมพลิจูด โปรแกรมจะคำนวณและแปลงค่าที่รับมา ซึ่งอยู่ในรูปของการปรับค่ากระแสไฟฟ้าหน่วย mA ให้อยู่ในรูปค่าแรงดันไฟฟ้า 0-3.3 V (เนื่องจากแรงดันที่ป้อนให้ไมโครมีค่าเท่ากับ 3.3 V) และเลขดิจิตอลที่มีค่าระหว่าง 0-65535 (16 บิต) ตามลำดับ สามารถคำนวณเลขดิจิตอลได้จากสมการ (3.1) แสดงตัวอย่างการคำนวณในตารางที่ 3.5 เลขดิจิตอลที่คำนวณนี้จะถูกส่งผ่านวงจร R-2R Ladder ที่เชื่อมต่ออยู่กับขาเอาต์พุตของไมโครคอนโทรเลอร์ทั้ง 16 ขาโดยการติดต่อสื่อสารแบบขนาน โดยทำการส่งค่าทั้ง 16 บิตพร้อมกัน

$$Vm = \frac{I(mA) \times R(\Omega)}{3.3(V)} \times 65535 \qquad (3.1)$$

เมื่อ Vm คือ ค่าดิจิตอล 16 บิต

I คือ ค่าความเข้มกระแส ที่ได้จากการปรับ หน่วย mA

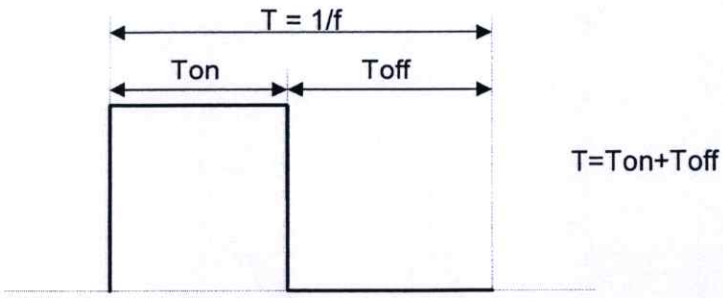
R คือ ค่าตัวต้านทาน หน่วย Ω
(ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ค่าความต้านทาน 15 Ω)

ตารางที่ 3.6 ตัวอย่างการแปลงค่าความเข้มกระแสเป็นเลขดิจิตอล 16 บิตในไมโครคอนโทรลเลอร์

ค่าจากส่วนรับค่า	ค่าสำหรับการประมวลผลในไมโครคอนโทรลเลอร์		
ค่ากระแส (mA)	แรงดัน (V)	ค่าดิจิตอล 16 บิต	ค่าเลขฐาน 2
1	0.015	298	0000 0001 0010 1010
5	0.075	1489	0000 0101 1101 0001
10	0.15	2979	0000 1011 1010 0011
15	0.225	4468	0001 0001 0111 0100
20	0.3	5958	0001 0111 0100 0110
30	0.45	8937	0010 0010 1110 1001
40	0.6	11915	0010 1110 1000 1011
50	0.75	14894	0011 1010 0010 1110
60	0.9	17873	0100 0101 1101 0001
80	1.2	23831	0101 1101 0001 0111
100	1.5	29789	0111 0100 0101 1101
120	1.8	35746	1000 1011 1010 0010
140	2.1	41704	1000 1011 1010 0010
150	2.25	44683	1010 1110 1000 1011
0-140	0-3.3	0-65535	0000 0000 0000 0000 – 1111 1111 1111 1111

- **ค่าความถี่ และค่าช่วงเวลากระตุ้น (ความกว้างพัลส์)**

การปรับค่าความถี่ (f) และค่าเวลาช่วงกระตุ้น (Ton) นั้น หมายถึงการเปลี่ยนแปลงทางคาบเวลา ซึ่งพารามิเตอร์ทั้งสองจะมีความสัมพันธ์กัน แสดงดังรูปที่ 3.13 เมื่อปรับค่าใดค่าหนึ่ง อีกค่าจะเปลี่ยนแปลงตาม แต่ในการใช้งานจริงนั้นเมื่อปรับค่าช่วงกระตุ้นจะต้องคงที่ความถี่ไว้ตามที่ปรับ ในทำนองเดียวกัน เมื่อปรับค่าความถี่ก็ต้องคงที่ช่วยกระตุ้นที่ปรับไว้เช่นกัน



รูปที่ 3.13 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่สัญญาณ (f) และช่วงกระตุ้น (Ton)

การสร้างความสัมพันธ์ทางคาบเวลานั้นจะใช้โมดูลไทเมอร์ ในการกำหนดเวลาในการสร้างรูปสัญญาณให้เป็นไปตามค่าที่กำหนด ค่าที่ได้รับเข้ามาจะถูกแปลงให้อยู่ในรูปจำนวนแมชชีนไซเคิล หรือจำนวนนับของไทเมอร์

การนับค่าของไทเมอร์ในไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น จะนับค่าทุกๆ 1 แมชชีนไซเคิล ซึ่งมีค่าเท่ากับคาบเวลาของสัญญาณนาฬิกาจากคริสตอล ซึ่งมีความถี่เท่ากับ 60 MHz ดังนั้น 1 แมชชีนไซเคิลจะมีค่าเท่ากับ 1/60 MHz โดยจะทำการนับไปเรื่อยๆจนกระทั่งมีค่ามากกว่าค่ามากที่สุดที่สามารถนับได้ แล้วจะรีเซตกลับไปเริ่มต้นนับรอบใหม่ ซึ่งไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในวิทยานิพนธ์นี้สามารถนับได้สูงสุดที่ค่า 65535 เนื่องมาจากรีจิสเตอร์ตัวนับของไทเมอร์มีความละเอียด 16 บิต จะได้ว่าคาบเวลาของสัญญาณที่ต้องการสร้าง สามารถคำนวนได้จากสมการ (3.2) แสดงตัวอย่างการแปลงค่า ความถี่และค่าเวลาช่วกระตุ้น ไปเป็นค่าจำนวนแมชชีนไซเคิลหรือจำนวนนับของไทเมอร์ ในตารางที่ 3.7

$$T = Tosc \times Prescaler\ Value \times TMR1 \tag{3.2}$$

เมื่อ T คือ คาบเวลาของสัญญาณ

Tosc คือ คาบเวลาของ 1 แมชชีนไซเคิล หรือจำนวนนับของไทเมอร์ (มีค่าเท่ากับ 1/60 MHz)

Prescaler Value คือ อัตราส่วนค่าการ Prescale (ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ อัตราส่วน 1:1)

TMR1 คือ จำนวนรอบแมชชีนไซเคิลที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ

ตารางที่ 3.7 ตัวอย่างการแปลงค่าความถี่และช่วงเวลากระตุ้นไปเป็นค่าจำนวนนับของไทเมอร์

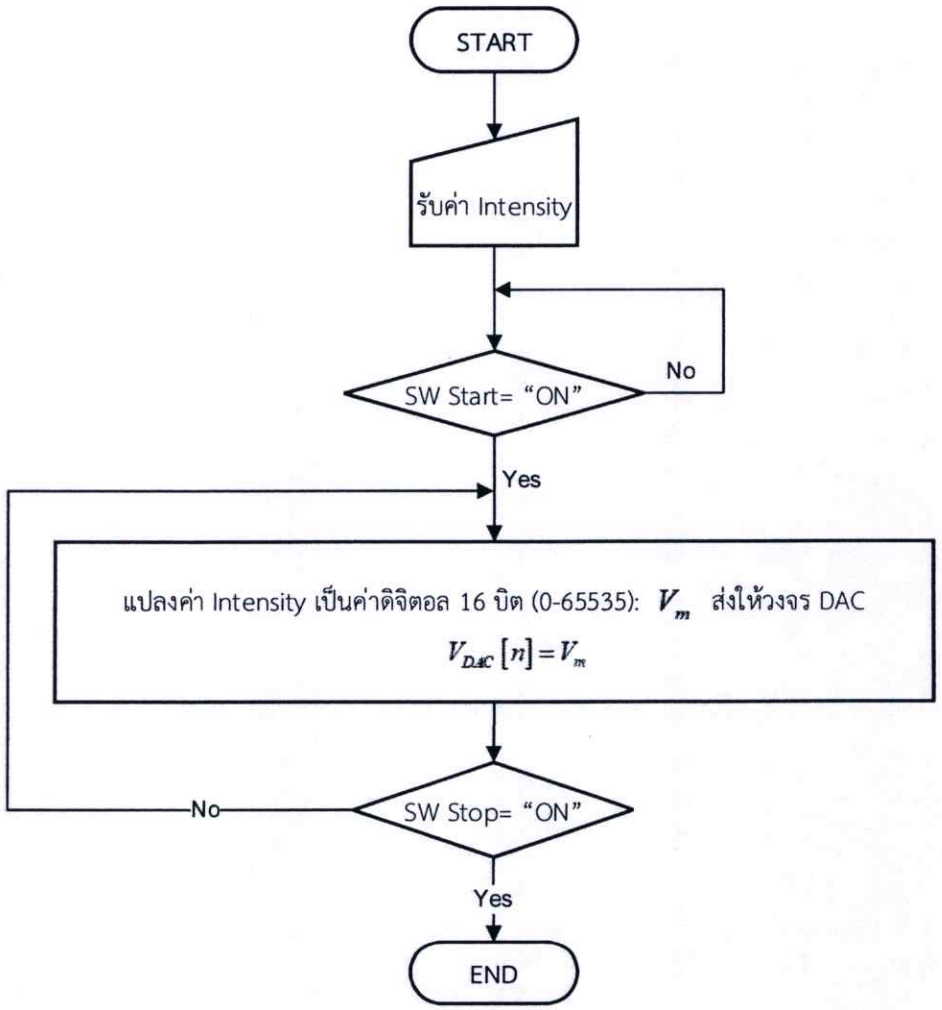
การแปลงความถี่ (f)			การแปลงช่วงกระตุ้น (Ton)	
f (Hz)	T (ms)	*TMR1*	Ton (ms)	*TMR1*
0.2	5000	*300000000*	0.1	*6000*
0.5	2000	*120000000*	0.5	*30000*
1	1000	*60000000*	1	*60000*
5	200	*12000000*	10	*600000*
10	100	*6000000*	50	*3000000*
50	20	*1200000*	100	*6000000*
100	10	*600000*	200	*12000000*
150	6.67	*400200*	500	*30000000*
200	5	*300000*	1000	*60000000*

3.4.2.2 กระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้า

หลังจากการแปลงค่าแล้ว ก็จะเข้าสู่กระบวนการสร้างสัญญาณ ซึ่งแต่ละรูปแบบสัญญาณจะมีกระบวนการที่แตกต่างกัน จากทั้ง 12 รูปแบบสัญญาณที่ได้ออกแบบไว้ สามารถจัดกลุ่มตามกระบวนที่ใช้สร้างได้เป็น 4 กลุ่ม ได้แก่ สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง สัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์ สัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม และสัญญาณไฟฟ้ารูปสามเหลี่ยม

3.4.2.2.1 การสร้างสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

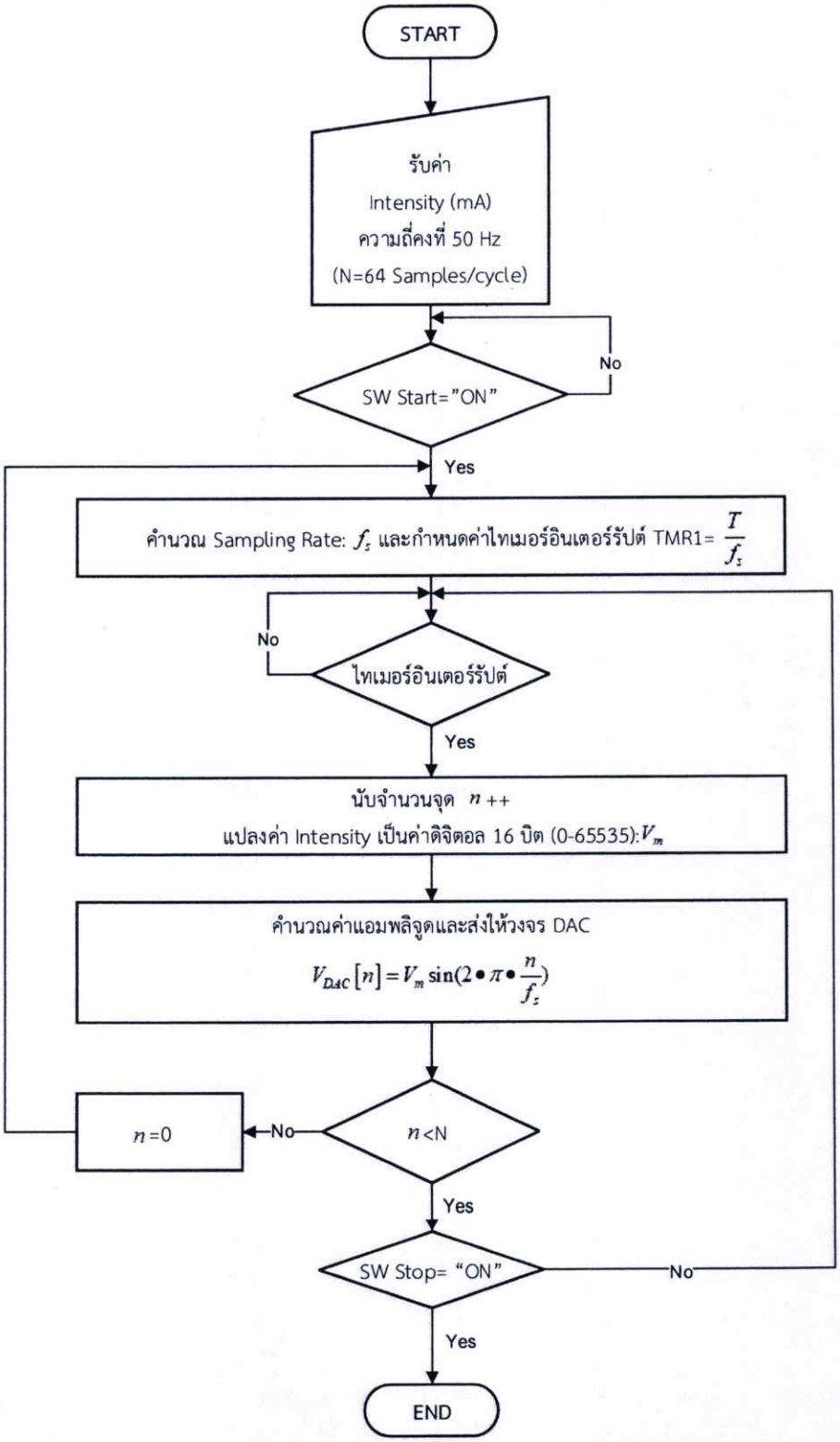
สัญญาณไฟฟ้ากระแสตรงเป็นรูปแบบที่มีความซับซ้อนน้อยที่สุด ไม่มีความถี่ พารามิเตอร์ที่สามารถปรับได้มีเพียงค่าความเข้มกระแสเท่านั้น ดังนั้นในการสร้างสัญญาณรูปแบบนี้จะไม่มีการกำหนดค่าจำนวนนับของไทเมอร์ แสดงกระบวนการสร้างใน Flow Chart รูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง

3.4.2.2.2 การสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์

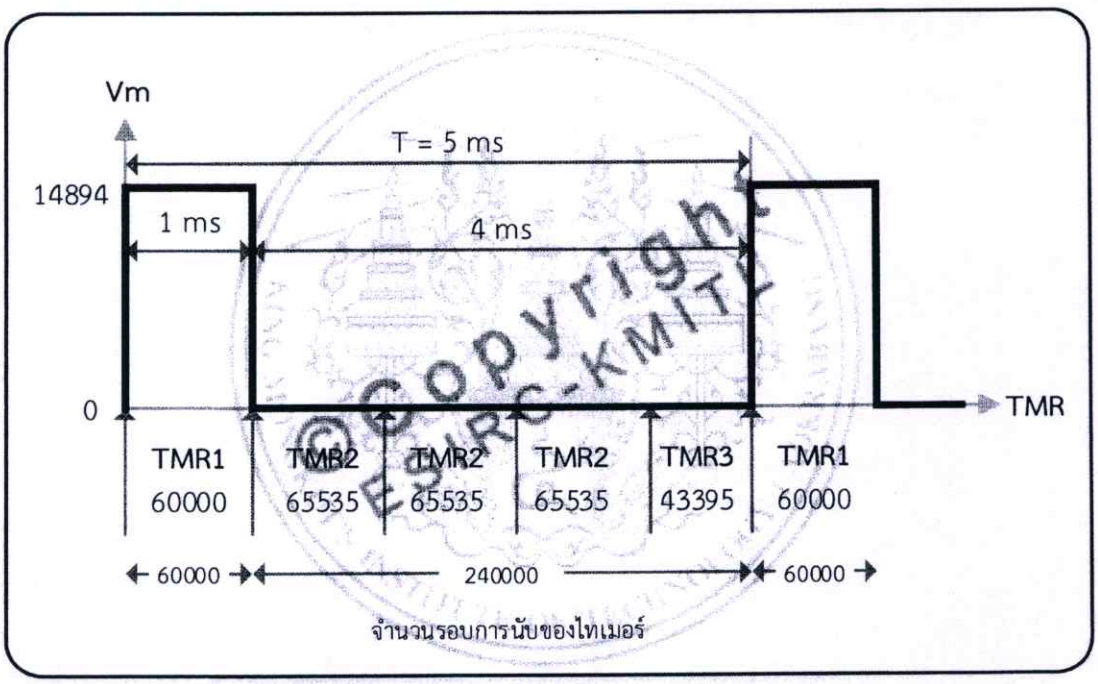
สัญญาณรูปไซน์ เป็นรูปที่มีทั้งขนาดและความถี่ ในการสร้างสัญญาณจึงมีการกำหนดค่าของไทเมอร์ด้วย สัญญาณประเภทรูปไซน์ในวิทยานิพนธ์นี้นั้นมีความถี่คงที่ เท่ากับ 50 Hz แสดงกระบวนการสร้าง Flow Chart รูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปไซน์

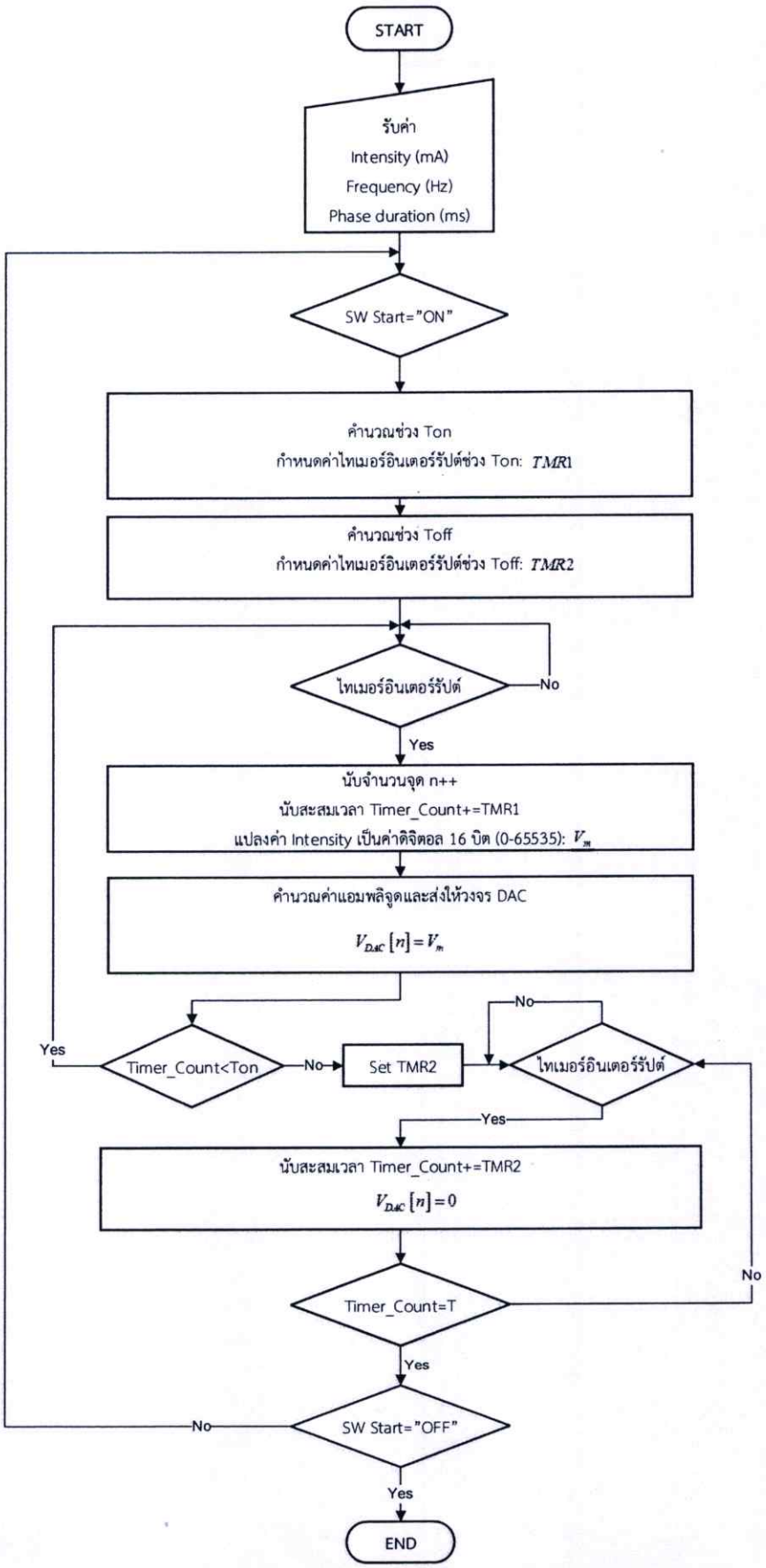
3.4.2.2.3 การสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม

กระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมนั้น แสดงลำดับขั้นตอนใน Flow Chart รูปที่ 3.17 การสร้างรูปสัญญาณสี่เหลี่ยมไม่สามารถสร้างโดยการกำหนด sampling rate เหมือนการสร้างสัญญาณรูปไซน์ได้ เนื่องจากกรณีที่ช่วงกระตุ้นแคบมากๆ จะทำให้จำนวนจุดในช่วงกระตุ้น (Ton) นั้นมีจำนวนน้อย ทำให้รูปที่ได้มีความผิดเพี้ยนไม่เป็นรูปสี่เหลี่ยม จึงสร้างโดยอาศัยหลักการกลับลอจิกของขาพอร์ตที่ต่ออยู่กับวงจร DAC ตามเวลาที่กำหนดให้กับไทเมอร์ โดยสามารถอธิบายวิธีการสร้างสัญญาณสี่เหลี่ยมในวิทยานิพนธ์นี้ ในรูปที่ 3.16 โดยยกตัวอย่างการสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมความถี่ 200 Hz ที่มีช่วงกระตุ้น 1 ms และมีการปรับค่าความเข้มกระแสที่ 50 mA



รูปที่ 3.16 ตัวอย่างการสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม

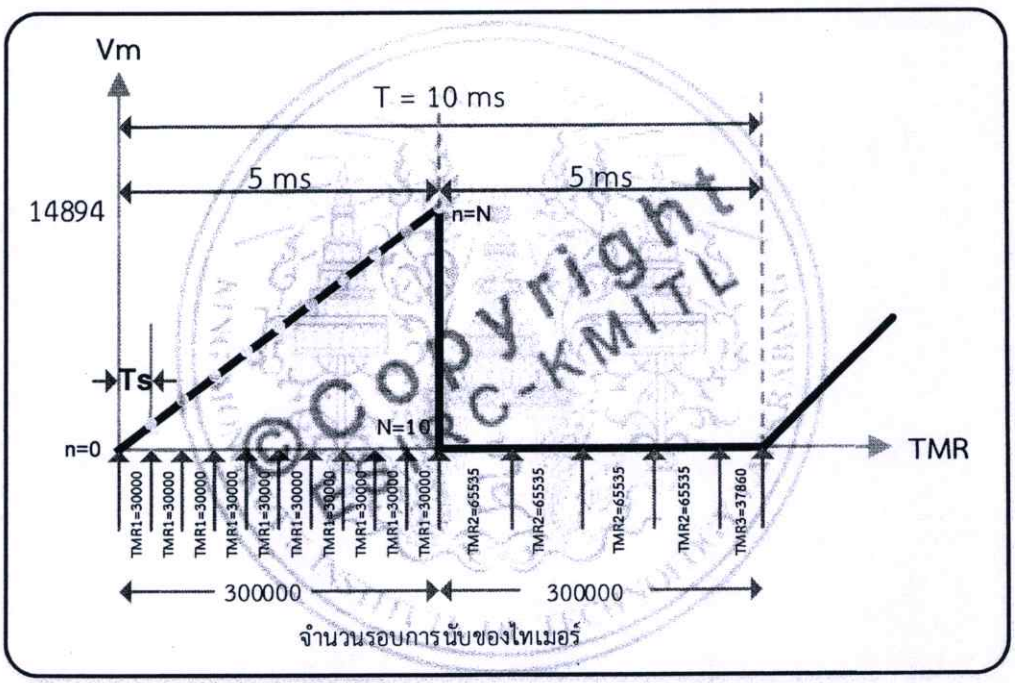
จากสมการที่ 3.1 จะได้ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณในรูปเลขดิจิตอล 16 บิต เท่ากับ 14894 (Vm) สัญญาณรูปสี่เหลี่ยมความถี่ 200 Hz มีคาบเวลาเท่ากับ 5 ms เมื่อแปลงเป็นจำนวนแมชชีนไซเคิลหรือรอบการนับของไทเมอร์ตามความสัมพันธ์ในสมการที่ 3.2 จะได้เท่ากับ 300000 และช่วงกระตุ้น 1 ms จะได้เท่ากับ 60000 ดังนั้นช่วงพักจะมีค่าเท่ากับ 240000 เมื่อเริ่มสร้างสัญญาณไมโครคอนโทรลเลอร์จะส่งลอจิก 1 ให้กับวงจร DAC (V_{DAC}=Vm) เมื่อไทเมอร์นับครบ 60000 (TMR1) จะทำการอินเตอร์รัปต์สั่งให้ส่งลอจิก 0 ให้กับวงจร DAC (V_{DAC}=0) จนกระทั่งนับครบ 300000 จึงจะกลับลอจิกเพื่อสร้างสัญญาณไซเคิลถัดไป และเนื่องจากรีจีสเตอร์ตัวนับของไทเมอร์มีความละเอียด 16 บิต ทำให้สามารถนับค่าได้สูงสุด 65535 จึงต้องทำการแบ่งช่วงและทำการตั้งค่าไทเมอร์อินเตอร์รัปต์ใหม่ตามช่วงนั้นๆ



รูปที่ 3.17 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม

3.4.2.2.4 การสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสามเหลี่ยม

กระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสามเหลี่ยมนั้น แสดงลำดับขั้นตอนใน Flow Chart รูปที่ 3.19 เช่นเดียวกันกับสัญญาณรูปสี่เหลี่ยม การสร้างรูปสัญญาณสามเหลี่ยมไม่สามารถสร้างโดยการกำหนด sampling rate เหมือนการสร้างสัญญาณรูปไซน์ได้ เนื่องจากกรณีที่ช่วงกระตุ้นแคบมากๆ จะทำให้จำนวนจุดที่สร้างในช่วงกระตุ้น (Ton) นั้นมีจำนวนน้อย ทำให้ช่วงความชันเกิดเป็นลักษณะขั้นบันไดและไม่เป็นรูปสามเหลี่ยม จึงสร้างโดยการประยุกต์ใช้กระบวนการของการสร้างสัญญาณรูปไซน์กับช่วงกระตุ้น (Ton) และกระบวนการสร้างสัญญาณรูปสี่เปลี่ยมกับช่วงพัก (Toff) โดยสามารถอธิบายวิธีการสร้างสัญญาณสามเหลี่ยมในวิทยานิพนธ์นี้ ดังรูปที่ 3.18 โดยยกตัวอย่างการสร้างสัญญาณความถี่ 100 Hz ที่มีช่วงกระตุ้น 5 ms และมีการปรับค่าความเข้มกระแสที่ 50 mA

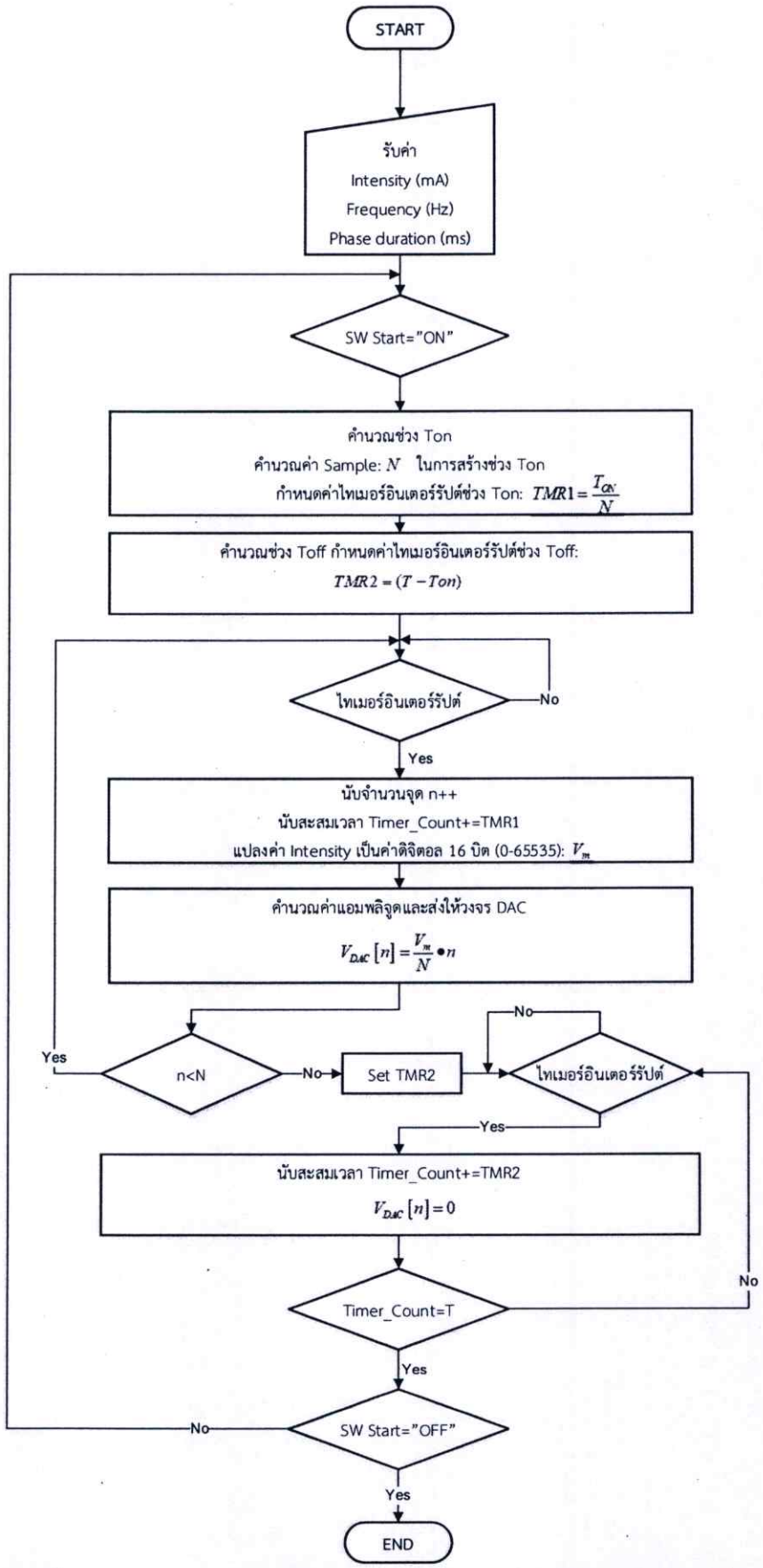


รูปที่ 3.18 ตัวอย่างการสร้างสัญญาณรูปสามเหลี่ยม

จากสมการที่ 3.1 จะได้ค่าแอมพลิจูดของสัญญาณในรูปเลขดิจิตอล 16 บิต เท่ากับ 14894 (Vm) สัญญาณรูปสามเหลี่ยมความถี่ 100 Hz มีคาบเวลาเท่ากับ 10 ms เมื่อแปลงเป็นจำนวนแมชชีนไซเคิลหรือรอบการนับของไทเมอร์ตามความสัมพันธ์ในสมการที่ 3.2 จะได้เท่ากับ 600000 ในช่วง Ton กำหนดจำนวนจุดในการสร้าง 10 จุด ทำให้ได้ค่าเวลาระหว่างจุด 0.5 ms (Ts) ซึ่งเท่ากับ 30000 รอบของการนับไทเมอร์ (TMR1) ค่าแอมพลิจูดที่ส่งให้กับวงจร DAC จะถูกคำนวณตามสมการที่ 3.3

$$V_{DAC}[n] = \frac{V_m}{N} \times n \qquad (3.3)$$

เมื่อสร้างช่วง Ton เสร็จ ไทเมอร์จะทำการอินเตอร์รัปต์ส่งค่าแอมพลิจูด 0 ให้กับวงจร DAC (V_{DAC}=0) จนกระทั่งนับครบ 300000 จึงจะกลับลอจิกเพื่อสร้างสัญญาณไซเคิลถัดไป



รูปที่ 3.19 Flow Chart แสดงกระบวนการสร้างสัญญาณไฟฟ้ารูปสามเหลี่ยม

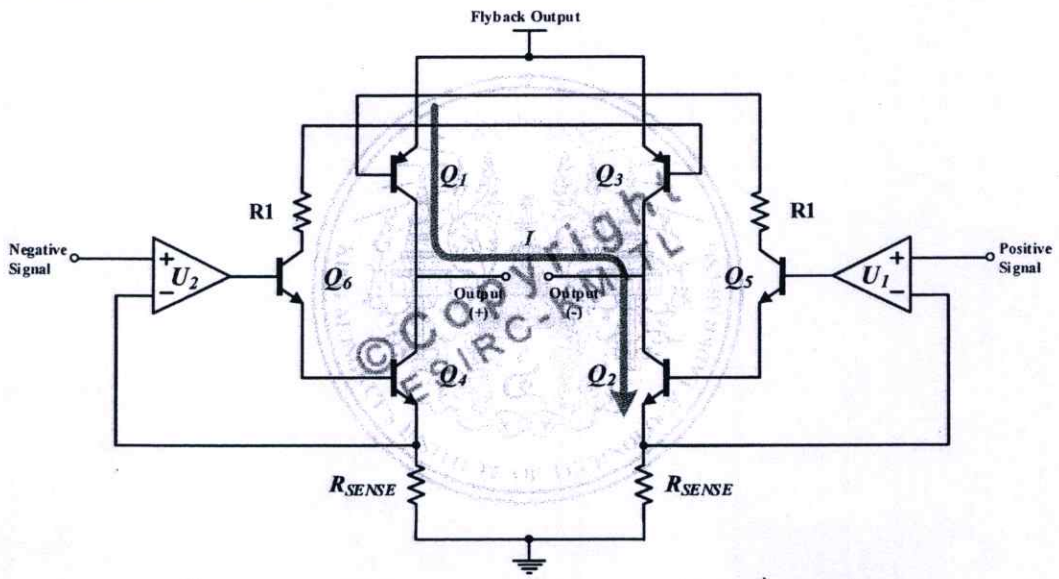
3.5 การออกแบบส่วนวงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้า

ส่วนวงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้าคือส่วนที่เป็นตัวจ่ายกระแสไฟฟ้าสำหรับการรักษาผ่านทางแผ่นอิเล็กโทรด ถูกออกแบบโดยใช้วงจร H-Bridge ร่วมกับวงจรสร้างสัญญาณกระแสคงที่ (Constant Current Source) แสดงดังรูปที่ 3.20 การทำงานส่วนนี้จะเกิดขึ้นเมื่อได้รับสัญญาณแรงดันไฟฟ้าจากส่วนสร้างสัญญาณจ่ายเข้ามา มีหลักการการทำงานเสมือนเป็นวงจรสร้างสัญญาณกระแสที่ถูกควบคุมโดยแรงดัน (Voltage-Controlled Current Circuit) ลักษณะกระแสที่ได้จากวงจรจะมีลักษณะเหมือนกันทุกประการกับสัญญาณแรงดันที่ควบคุม และขนาดของสัญญาณมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 3.4

$$i(t) = \frac{v_{Positive\ signal}(t)}{R_{SENSE}} + \frac{v_{Negative\ signal}(t)}{R_{SENSE}} \tag{3.4}$$

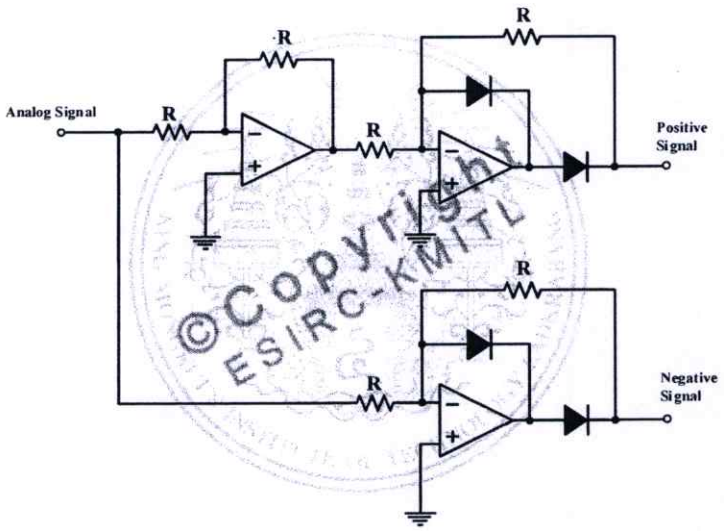
องค์ประกอบพื้นฐานของวงจร H-Bridge ประกอบด้วยทรานซิสเตอร์จำนวน 4 ตัว คือ Q_1, Q_2, Q_3 และ Q_4 โดยจะสลับกันทำงานกันทีละคู่ กล่าวคือ ทรานซิสเตอร์ Q_1 และ Q_2 จะทำงานเมื่อถูกควบคุมโดยแรงดันที่มีค่าเป็นบวก กระแสกระตุ้นที่ได้จะมีทิศทางเป็นค่าบวก และทรานซิสเตอร์ Q_3 และ Q_4 จะทำงานเมื่อได้รับการควบคุมด้วยแรงดันที่มีค่าเป็นลบ ทำให้กระแสกระตุ้นที่ได้มีทิศทางเป็นค่าลบ ดังนั้นวงจร H-Bridge จึงสามารถสร้างสัญญาณกระแสไฟฟ้าที่ประกอบด้วยกระแสด้านบวกและด้านลบ (Biphasic wave) ได้

ส่วนวงจรการควบคุมวงจร H-Bridge ออกแบบโดยวงจร Constant Current Source จำนวน 2 วงจร โดยแบ่งเป็นส่วนควบคุมกระแสด้านบวก และส่วนควบคุมกระแสด้านลบ ดังรูปที่ 3.9 ส่วนควบคุมกระแสด้านบวกประกอบด้วย ออปแอมป์ U_1 และทรานซิสเตอร์ Q_5 ทำหน้าที่ควบคุมการไบแอส (Bias) ทรานซิสเตอร์ Q_1 และ Q_2 ให้เกิดการนำกระแสในด้านซีกบวก และสำหรับออปแอมป์ U_2 และทรานซิสเตอร์ Q_6 ทำหน้าที่ควบคุมการไบแอส (Bias) ทรานซิสเตอร์ Q_3 และ Q_4 เพื่อให้เกิดการนำกระแสในด้านซีกลบ



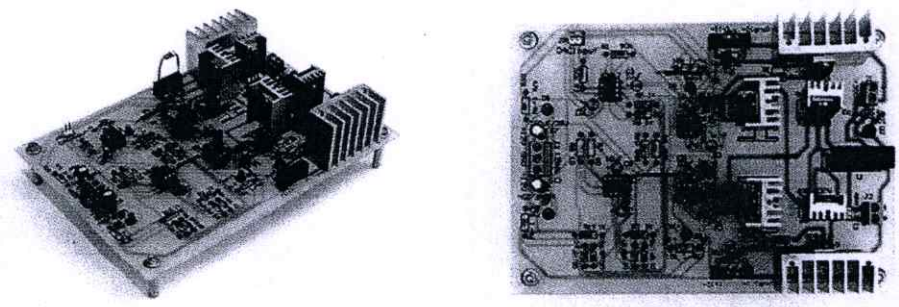
รูปที่ 3.20 การออกแบบวงจร H-Bridge สำหรับส่วนขับสัญญาณไฟฟ้า

เนื่องจากการควบคุมวงจร H-Bridge มีการแยกสัญญาณควบคุมระหว่างซีกบวก และซีกลบออกจากกัน โดยจะสลับการทำงานกันทีละฝั่ง ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ออกแบบวงจรเพื่อทำหน้าที่ดังกล่าวขึ้นมาแสดงดังรูปที่ 3.21 วงจรถูกออกแบบโดยใช้วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่นความเที่ยงตรงสูง (High-Precision Half-Wave Rectifier Circuit) จำนวน 2 วงจร โดยส่วนที่ใช้ควบคุมสัญญาณซีกบวกจะรับสัญญาณมาจากวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส (Inverting Amplifier) และกรองให้เหลือสัญญาณแรงดันเฉพาะซีกบวก และในส่วนวงจรที่ใช้ควบคุมสัญญาณซีกลบจะรับสัญญาณแรงดันโดยตรงจากส่วนสร้างสัญญาณไฟฟ้า และกรองสัญญาณซีกบวกทิ้งให้เหลือสัญญาณด้านซีกลบเพียงอย่างเดียว



รูปที่ 3.21 วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่นสำหรับการขับวงจร H-Bridge

วงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ออกแบบ แสดงดังรูปที่ 3.22 ส่วนพิกัดกระแสของวงจร H-Bridge ของวงจรต้นแบบ ทั้งทางด้านลบและด้านบวกสามารถจ่ายกระแสได้สูงสุดเท่ากับ 150 mA.

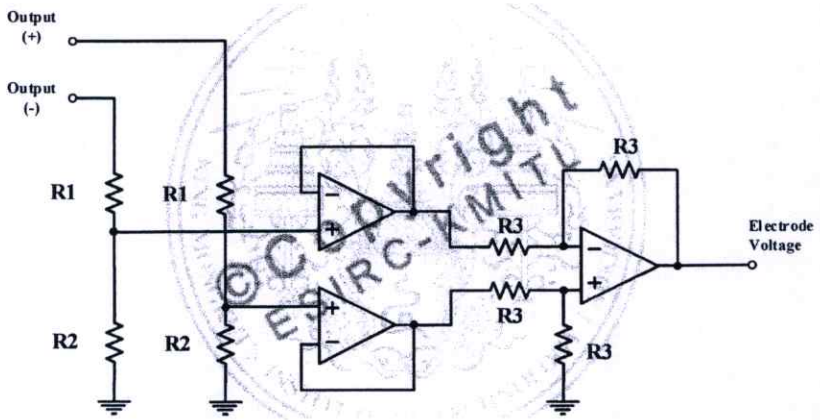


รูปที่ 3.22 วงจรกำลังเพื่อขับสัญญาณไฟฟ้า (Driving Stage Unit)

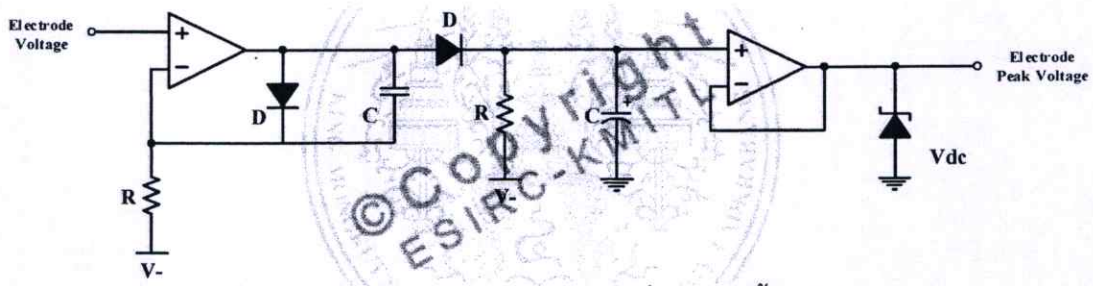
3.6 การออกแบบส่วนตรวจสอบความถูกต้องการทำงาน

วงจรการตรวจสอบความถูกต้องการทำงาน ถูกออกแบบขึ้นเพื่อการป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยที่รับการรักษาด้วยเครื่องต้นแบบ ซึ่งอาจจะเกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น แผ่นอิเล็กโทรดเกิดหลุดขณะใช้งาน, แผ่นอิเล็กโทรดสัมผัสไม่แนบสนิทกับผิวหนัง, ผิวหนังที่สัมผัสแผ่นอิเล็กโทรดแห้ง หรือวงจรทางไฟฟ้าเกิดทำงานผิดพลาด เป็นต้น การออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้วิธีการตรวจจับแรงดันที่ตกคร่อมแผ่นอิเล็กโทรดว่ามีค่าที่สูงจนผิดปกติหรือไม่

การออกแบบวงจรดังรูปที่ 3.23 ตัวต้านทาน 500 โอห์ม และ 10.2 โอห์ม คือวงจรแบ่งแรงดัน (Voltage Divider) ทั้งสองส่วนจะเชื่อมต่อเข้ากับวงจรตามแรงดัน (Voltage Follower) และนำไปหาค่าผลต่างด้วยวงจรขยายผลต่าง (Differential Amplifier) แรงดันผลต่างที่ได้จะถูกแปลงเป็นสัญญาณกระแสตรงด้วยวงจรตรวจจับค่าสูงสุด (Peak Detector) แสดงดังรูปที่ 3.24 และขั้นตอนสุดท้ายจะถูกส่งไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการทำงานต่อไป



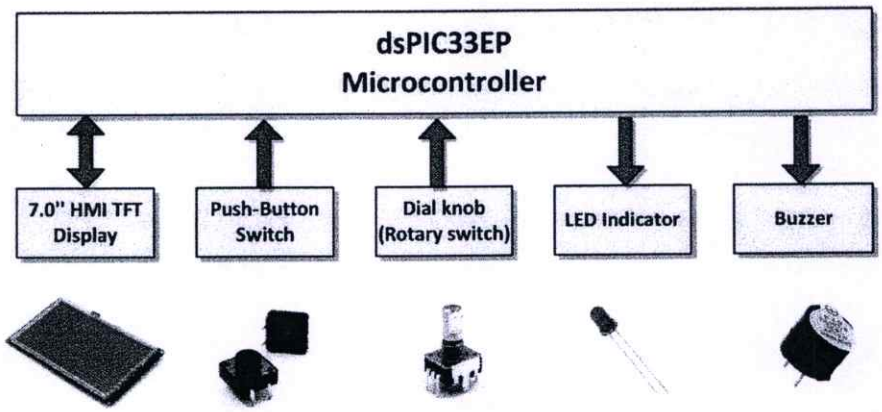
รูปที่ 3.23 วงจรตรวจจับความต่างศักย์ของแรงดันที่ตกคร่อมขั้วอิเล็กโทรด



รูปที่ 3.24 วงจรตรวจจับค่าแรงดันสูงสุดที่ตกคร่อมขั้วอิเล็กโทรด

3.7 การออกแบบส่วนติดต่อผู้ใช้งาน

ส่วนติดต่อผู้ใช้งานออกแบบให้ทำหน้าที่เป็นทั้งส่วนรับค่า (Input) และส่วนแสดงผล (Display) รวมไปถึงส่วนการแจ้งเตือนต่างๆ ประกอบด้วย 5 ส่วน ได้แก่ หน้าจอแสดงผลระบบสัมผัส สวิตช์แบบปุ่มกด (Push-Button Switch) สวิตช์แบบหมุน (Rotary Switch) ไฟ LED แสดงสถานะ และลำโพงบัซเซอร์ (Buzzer) แสดงดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.25 ส่วนติดต่อผู้ใช้งานในเครื่องต้นแบบ

- **ส่วนรับค่า (Input unit)**

ส่วนรับค่าถูกออกแบบให้ทำงานแบบคู่ขนานระหว่าง สวิตช์แบบหมุน (Rotary switch), สวิตช์ปุ่มกด (Push-button switches), และหน้าจอระบบสัมผัส (Multi-point touch screen) ส่วนรับค่าถูกออกแบบให้ทำงานแบบแยกส่วนหรือทำงานร่วมกันทั้งสามส่วน เพื่อรองรับกรณีที่อุปกรณ์ส่วนใดส่วนหนึ่งชำรุด หรือกรณีที่ผู้ใช้งานไม่สะดวกจะใช้งาน เช่น หากผู้ใช้งานไม่ต้องการใช้ระบบสัมผัสของหน้าจอ ก็สามารถป้อนค่าผ่านสวิตช์ปุ่มหมุนและสวิตช์ปุ่มกดได้ ในทางกลับกันผู้ใช้งานสามารถใช้งานเฉพาะการสัมผัสที่หน้าจอระบบสัมผัสก็ได้ ข้อมูลที่รับจากผู้ใช้งานจะมี 3 ลักษณะได้แก่

1) เมนูหรือฟังก์ชันที่ผู้ใช้งานเลือก: ส่วนนี้จะถูกออกแบบให้สามารถรับข้อมูลจากการสัมผัสเมนูหรือฟังก์ชันที่ต้องการบนหน้าจอระบบสัมผัสหรือการหมุนสวิตช์แบบหมุนเลื่อนไปยังเมนูหรือฟังก์ชันที่ต้องการแล้วกดสวิต์แบบหมุน 1 ครั้งเพื่อเลือก

2) ค่าพารามิเตอร์ที่ปรับตั้ง: ส่วนนี้จะถูกออกแบบให้สามารถรับข้อมูลจากการสัมผัสที่หน้าจอระบบสัมผัสหรือการหมุนสวิตช์แบบหมุนเลื่อนไปยังพารามิเตอร์ที่ต้องการแล้วกดสวิตช์แบบหมุน 1 ครั้งเพื่อเลือก จากนั้นหมุนสวิตช์แบบหมุนเพื่อปรับค่า จอแสดงผลจะแสดงการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ให้ผู้ใช้งานเห็น

3) เงื่อนไขควบคุมการทำงาน: ส่วนนี้จะถูกออกแบบให้สามารถรับข้อมูลจากการสัมผัสที่หน้าจอระบบสัมผัสหรือการกดสวิตช์ปุ่มกด เพื่อกำหนดการทำงานต่างๆของเครื่อง เช่น การเริ่ม/หยุดสัญญาณ, การรีเซ็ตค่าพารามิเตอร์ เป็นต้น โดยปุ่มบนหน้าจอระบบสัมผัสนั้นถูกออกแบบให้มีสัญลักษณ์และฟังชันก์การทำงานเหมือนกับสวิตช์ปุ่มกด

- **ส่วนแสดงผล**

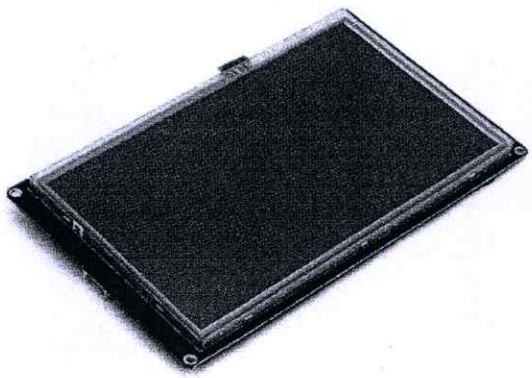
ส่วนแสดงผลถูกออกแบบให้แสดงผลด้วยจอแสดงผลระบบสัมผัสเดียวกับกับที่ใช้ในการรับค่าจากผู้ใช้งาน โดยเป็นส่วนที่แสดงข้อมูลที่สำคัญให้ผู้ใช้งานรู้ ได้แก่ ข้อมูลทั่วไปขณะใช้งาน ข้อมูลการตั้งค่าพารามิเตอร์และการรักษา สถานะการทำงาน สถานะการแจ้งเตือน และเวลาที่ใช้ในการรักษา

- **ส่วนแจ้งเตือน**

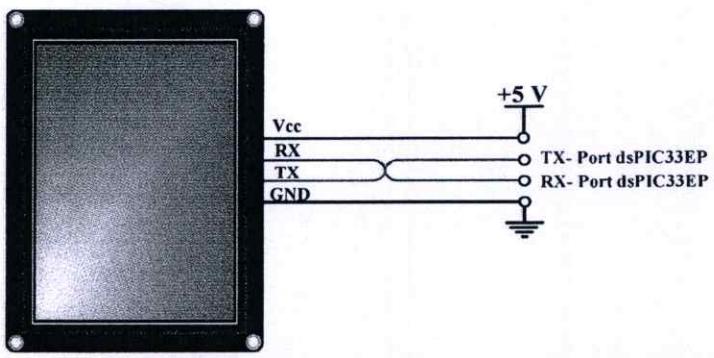
ส่วนการแจ้งเตือนถูกออกแบบให้มีการแจ้งเตือนด้วยไฟ LED แสดงสถานะ การแจ้งเตือนด้วยเสียงผ่านลำโพงบัซเซอร์ และมีการแจ้งเตือนด้วยสถานะบนจอแสดงผลด้วย

3.7.1 การออกแบบหน้าจอแสดงผลระบบสัมผัส

ส่วนหน้าจอแสดงผล เลือกใช้จอแสดงผลแบบสีระบบ TFT ชนิด Capacitive touch screen ขนาด 7.0 นิ้ว ความละเอียด 800x480 พิกเซล แสดงดังรูปที่ 3.26 สามารถออกแบบการแสดงผลได้อย่างอิสระ ติดต่อสื่อสารกับไมโครคอนโทรลเลอร์แบบสองทาง เนื่องจากทำหน้าที่ทั้งการรับค่าและการแสดงผล ผ่านทางโมดูล Universal Asynchronous Receiver Transmitter (UART) เพื่อส่งสถานะต่างๆสำหรับการประมวลผลและรับคำสั่งจากผู้ใช้งาน การเชื่อมต่อแสดงดังรูปที่ 3.27

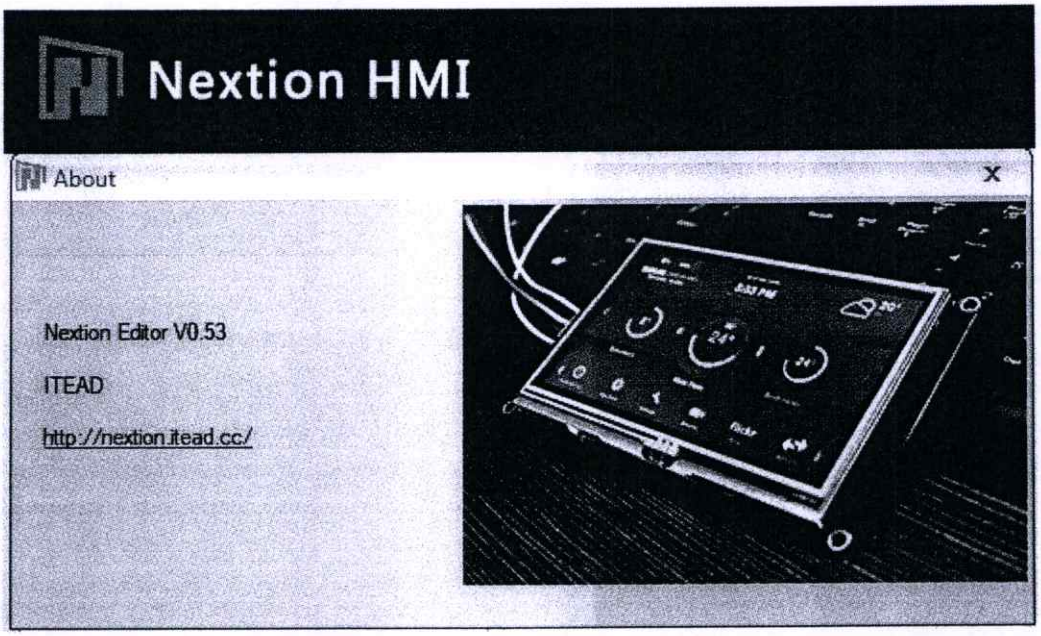


รูปที่ 3.26 หน้าจอระบบสัมผัสที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้

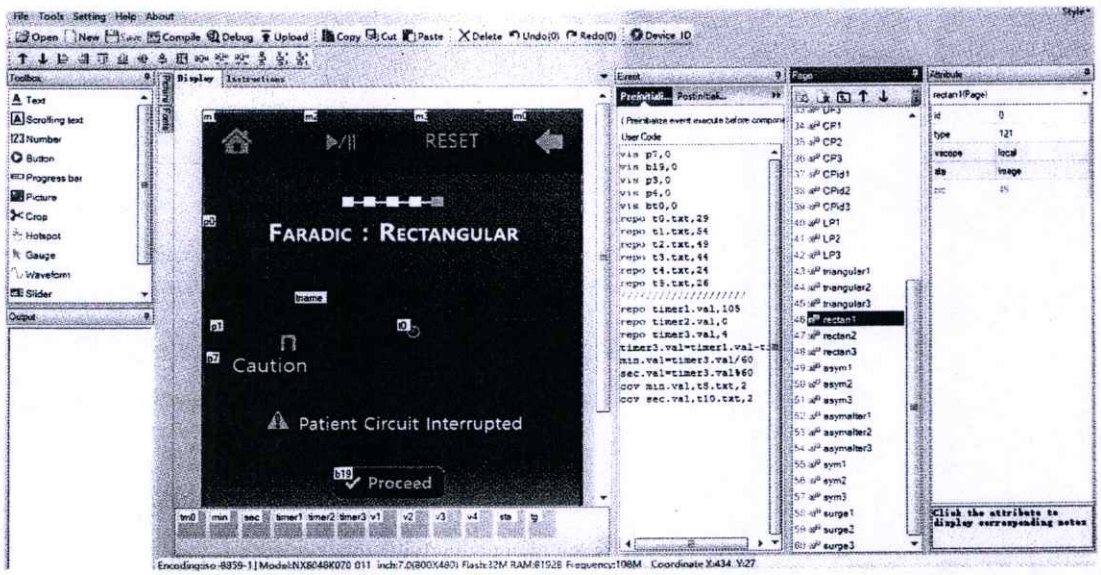


รูปที่ 3.27 การเชื่อมต่อหน้าจอแสดงผลเข้ากับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านโมดูล UART

ในส่วนของการออกแบบสัญลักษณ์ต่างๆผ่านหน้าจอสามารถออกแบบได้อย่างอิสระ โดยใช้โปรแกรม Nextion Editor ที่สร้างขึ้นโดยผู้ผลิต แสดงหน้าแรกของโปรแกรมดังรูป 3.28 และตัวอย่างการออกแบบหน้าจอแสดงผลโดยใช้โปรแกรม Nextion Editor ในรูปที่ 3.29



รูปที่ 3.28 โปรแกรม Nextion Editor



รูปที่ 3.29 ตัวอย่างการออกแบบโดยใช้โปรแกรม Nextion Editor

3.7.1.1 การจัดแบ่งพื้นที่การแสดงผล

ในส่วนการแสดงผล มีการออกแบบให้ใช้งานง่าย สวยงาม และไม่ซับซ้อน สามารถป้อนค่าต่างๆได้ด้วยระบบสัมผัส หน้าจอการแสดงผลในแต่ละหน้าได้มีการแสดงสัญลักษณ์ลำดับหน้า (Navigation Level) บอกว่าตอนนี้ผู้ใช้งานอยู่ส่วนใดของการแสดงผล ทั้งนี้เพื่อป้องกันการสับสนของผู้ใช้งาน โดยในวิทยาพิพนธ์นี้ได้ออกแบบหน้าจอแสดงผลโดยแบ่งเป็น 5 ส่วนแสดงดังรูปที่ 3.30

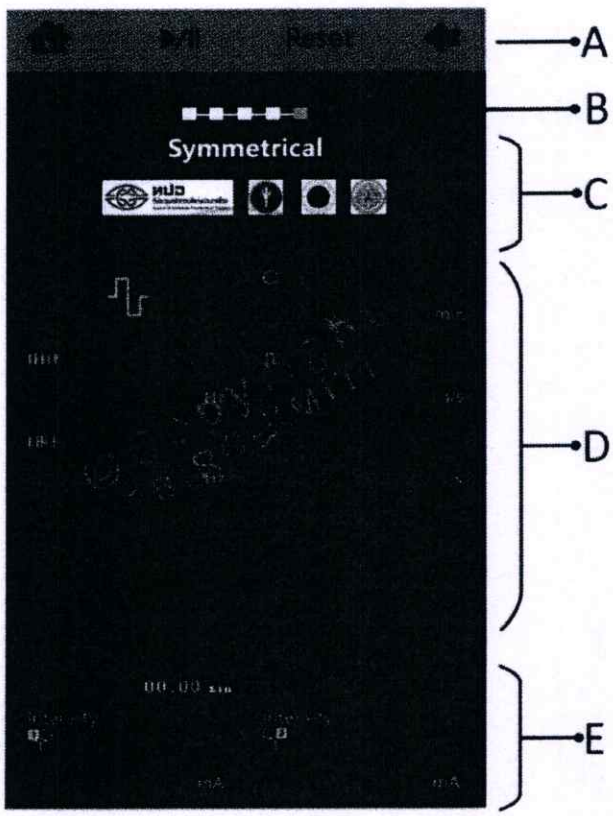
A) Navigation Bar: ปุ่มควบคุมการทำงานที่ทำหน้าที่เหมือนกันกับสวิตช์แบบปุ่มกด

B) Navigation Level: ส่วนที่บอกว่าผู้ใช้งานอยู่ตำแหน่งหรือลำดับใดของการแสดงผล

C) Screen Header: ส่วนแสดงชื่อของหน้าและชื่อพารามิเตอร์

D) Screen Body: ส่วนแสดงเมนู หรือพารามิเตอร์ที่ปรับตั้ง

E) Channel Tab: ส่วนแสดงค่ากระแสของสัญญาณกระตุ้น

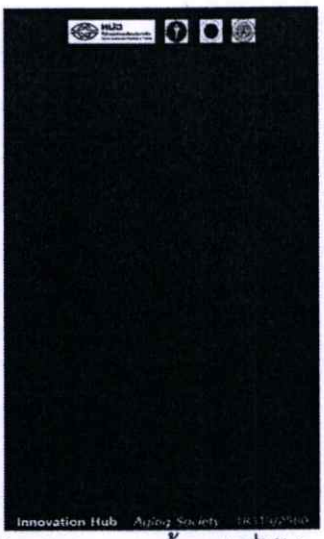


รูปที่ 3.30 Display Organization

3.7.1.2 ขั้นตอนการออกแบบการแสดงผล

สำหรับขั้นตอนการออกแบบจะจัดแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน คือ การออกแบบพื้นหลัง (Background) การออกแบบปุ่มรับค่า และการออกแบบช่องการแสดงผล

1) การออกแบบพื้นหลัง: เป็นขั้นตอนแรกของการออกแบบส่วนแสดงผล ตัวอย่างการออกแบบพื้นหลังของหน้าจอแสดงดังรูปที่ 3.31 รูปภาพที่ใช้มีขนาดเท่ากับ 154.08 × 85.92 มม. ซึ่งเท่ากับพื้นที่การแสดงผลทั้งหมดของหน้าจอพอดี ลักษณะของพื้นหลังเลือกใช้พื้นผิวที่มีสีเรียบ เพื่อให้การมองเห็นที่ชัดเจนง่ายต่อการใช้งาน



รูปที่ 3.31 ตัวอย่างรูปภาพพื้นหลังที่ได้ทำการออกแบบ

2) การออกแบบปุ่มรับค่า: ตัวอย่างปุ่มรับค่าที่ได้ออกแบบแสดงดังตารางที่ 3.8 แต่ละปุ่มถูกออกแบบโดยใช้สัญลักษณ์ที่เข้าใจง่าย เช่น การเลือกใช้งานช่องกระตุ้นกระแสที่ 1 ใช้สัญลักษณ์ “CH1” เป็นต้น และการป้อนค่าสามารถเลือกได้โดยตรงผ่านการสัมผัสบนหน้าจอ

ตารางที่ 3.8 ตัวอย่างการออกแบบปุ่มรับค่าจากผู้ใช้งานบนจอแสดงผลระบบสัมผัส

สัญลักษณ์ของปุ่มควบคุม	คำอธิบาย
CH1 CH2	ปุ่มเลือก Channel การจ่ายกระแสกระตุ้น
Galvanic/Direct Current	ปุ่มเลือกรูปคลื่นกระแสแบบ Galvanic
Diadynamic Current	ปุ่มเลือกรูปคลื่นกระแสประเภท Diadynamic
Faradic Current	ปุ่มเลือกรูปคลื่นกระแสประเภท Faradic
Biphasic Pulsed Current TENS Current	ปุ่มเลือกรูปคลื่นกระแสประเภท Biphasic Pulsed
+	ปุ่มเลือกขั้ว (Polarity) “+” หรือ “-”

3) การออกแบบช่องการแสดงผล: ตัวอย่างช่องการผลของหน้าจอแสดงดังตารางที่ 3.9 การออกแบบสามารถแสดงผลได้ทั้งเชิงตัวอักษร รูปภาพ และตัวเลข เช่น สัญลักษณ์แสดงรูปคลื่นที่เลือกอยู่, ตัวเลขแสดงเวลาในการรักษา, หน่วยของเวลาเป็นนาที และ ค่าความกว้างของพัลส์เป็นตัวเลข เป็นต้น ค่าที่แสดงแสดงผลจะเปลี่ยนตามการปรับของสวิตช์ปุ่มหมุนในโหมดการปรับพารามิเตอร์

ตารางที่ 3.9 ตัวอย่างการออกแบบช่องการแสดงผลบนจอแสดงผลระบบสัมผัส

ลักษณะของช่องการแสดงผล	คำอธิบาย
	ช่องแสดงรูปแบบกระแสที่ถูกเลือก
	ช่องแสดงเวลาการรักษา
	ช่องแสดงความถี่ของกระแสกระตุ้น
	ช่องแสดงช่วงพัลส์ของกระแสกระตุ้น
	ช่องแสดงการปรับค่าโปรแกรม·Modulation
	ช่องแสดงการปรับค่าโปรแกรม Surge
	ช่องแสดงขนาดกระแสกระตุ้น และเวลาการรักษา

3.7.1.3 ตัวอย่างการแสดงผลสำหรับการใช้งานเบื้องต้น

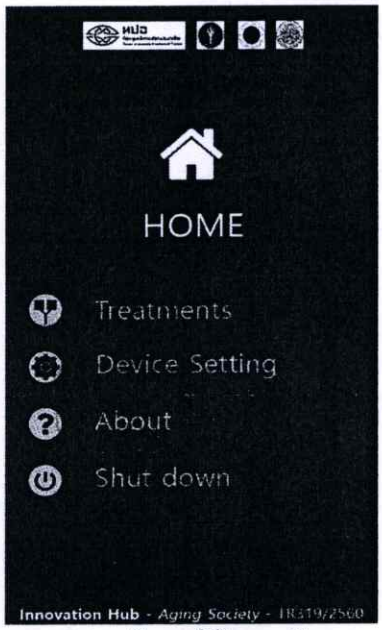
ส่วนหน้าจอสำหรับการเข้าใช้งานตัวเครื่องนั้น ถูกออกแบบให้เสมือนเป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าที่ใช้งานได้จริง มีฟังก์ชันการทำงานต่างๆเทียบเคียงได้กับเครื่องที่มีใช้งานอยู่จริงในปัจจุบัน ซึ่งหน้าจอการใช้งานประกอบด้วย 5 หน้าจอหลัก ดังนี้

1) หน้าการใช้งานหลัก (Home Menu)

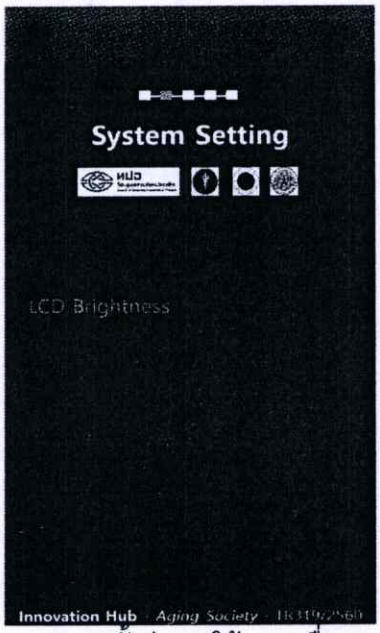
ประกอบไปด้วย 4 เมนู แสดงดังรูปที่ 3.22(ก) ได้แก่ 1) เมนู Treatments สำหรับเข้าสู่การใช้งานและการสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ 2) เมนู Device Setting สำหรับเข้าสู่การตั้งค่าการใช้งานตัวเครื่อง 3) เมนู About สำหรับดูรายละเอียดเกี่ยวกับตัวเครื่อง คำแนะนำการใช้งานและการช่วยเหลือต่างๆ 4) เมนู Shut down สำหรับปิดเครื่อง

2) การตั้งค่าการใช้งานเบื้องต้นของเครื่อง (System Setting)

เมื่อเลือกเมนู Device Setting หน้าจอสำหรับการตั้งค่าการใช้งานเบื้องต้นของเครื่องจะปรากฏขึ้น ดังรูปที่ 3.32(ข) ประกอบไปด้วย 1 เมนู ได้แก่ LCD Brightness สำหรับปรับค่าความสว่างของหน้าจอแสดงผล โดยสามารถปรับได้ตั้งแต่ 0-100% (100% หมายถึงความสว่างสูงสุด)



(ก) หน้าการใช้งานหลัก



(ข) การตั้งค่าการใช้งานเครื่อง

รูปที่ 3.32 ตัวอย่างหน้าจอการใช้งานหลัก และการตั้งค่าเบื้องต้นของเครื่อง

3) การเลือกใช้งานช่องกระตุ้น (Channel Selection)

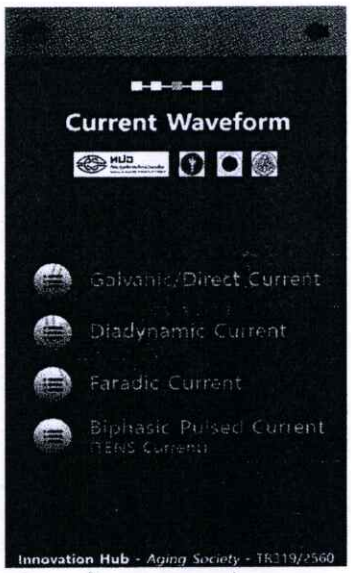
เมื่อเลือกเมนู Treatments หน้าจอสำหรับการเลือกใช้งานช่องกระตุ้นจะปรากฏขึ้น ประกอบไปด้วย 3 เมนู แสดงดังรูปที่ 3.33 สำหรับการเลือกใช้งานช่องกระตุ้นนั้น สามารถเลือกได้ 2 ลักษณะการใช้งานคือ การใช้งานแบบหนึ่งช่องกระตุ้น (Single Channel) โดยการเลือกว่าจะใช้ช่องที่ 1 (CH1) หรือช่องที่ 2 (CH2) และการใช้งานแบบสองช่องกระตุ้น CH1+CH2 (Dual Channel) ที่จะให้สัญญาณเอาต์พุตแบบเดียวกัน พารามิเตอร์ต่างๆมีค่าเท่ากัน ยกเว้นค่าแอมพลิจูดของสัญญาณที่สามารถปรับแยกกันได้



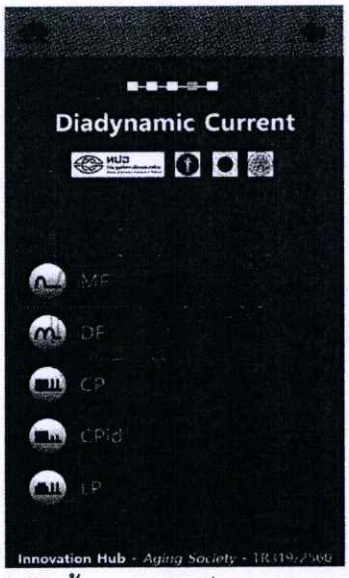
รูปที่ 3.33 ตัวอย่างหน้าจอ channel Selection

4) การเลือกรูปแบบการรักษา (Waveforms Selection)

หลังจากเลือกใช้งานช่องกระตุ้นแล้ว หน้าจอสำหรับเลือกรูปแบบการรักษา (รูปแบบสัญญาณกระตุ้น) จะปรากฏขึ้น ดังรูปที่ 3.34 (ก) เพื่อเลือกกลุ่มสัญญาณ จากนั้นหน้าจอดังรูป 3.34 (ข) จะปรากฏขึ้นสำหรับเลือกรูปแบบสัญญาณที่ต้องการใช้งาน



(ก) หน้าจอแสดงกลุ่มกระแส



(ข) หน้าจอแสดงรูปแบบกระแส

รูปที่ 3.34 ตัวอย่างหน้าจอ Waveforms Selection

5) การปรับตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆ (Parameters Configuration)

หลังจากเลือกรูปแบบการกระตุ้น หน้าจอสำหรับการปรับค่าพารามิเตอร์จะปรากฏแสดงดังรูปที่ 3.35 สามารถเลือกปรับตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆสำหรับการรักษา และกดเริ่มทำการรักษาได้โดยผ่านทางหน้าจอส่วนนี้





รูปที่ 3.35 ตัวอย่างหน้าจอ Parameters Setting

3.7.2 การออกแบบการทำงานสวิตช์แบบปุ่มกด

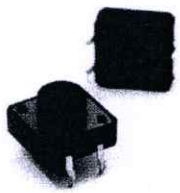
สวิตช์ที่เลือกใช้ในวิทยานิพนธ์นี้เป็นสวิตช์แบบกดติดปล่อยดับ แสดงตัวอย่างดังรูป 3.36 ออกให้มีทั้งหมด 4 ตัว แต่ละตัวถูกออกแบบให้มีหน้าที่ต่างกัน ดังนี้

สวิตช์ตัวที่ 1 "Home": มีหน้าที่รับคำสั่งให้หน้าจอแสดงผลกลับไปสู่หน้าจอหลัก

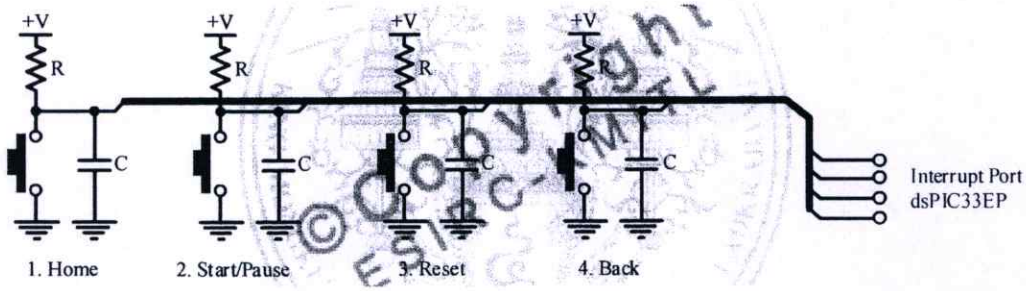
สวิตช์ตัวที่ 2 "Start-Stop": มีหน้าที่รับคำสั่งการเริ่ม หรือหยุดการจ่ายกระแสกระตุ้น

สวิตช์ตัวที่ 3 "Reset": มีหน้าที่รับคำสั่งการรีเซ็ตค่าพารามิเตอร์ต่างๆของการรักษาให้กลับไปเป็นค่าเริ่มต้น

สวิตช์ตัวที่ 4 "Back": มีหน้าที่รับคำสั่งให้หน้าจอย้อนกลับไปสู่การแสดงผลก่อนหน้านี้จำนวน 1 หน้าจอ



รูปที่ 3.36 สวิตช์แบบกดติดปล่อยดับ

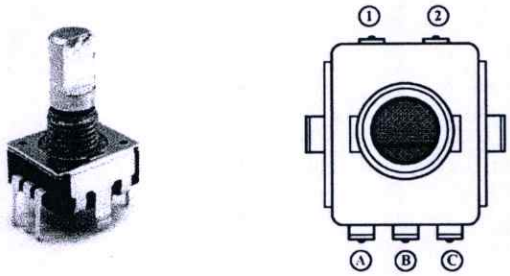


รูปที่ 3.37 วงจรการเชื่อมต่อสวิตช์ควบคุมกับไมโครคอนโทรลเลอร์

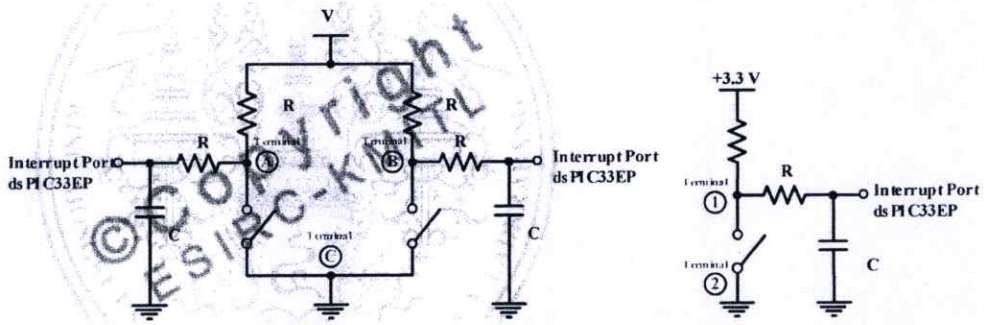
รูปที่ 3.37 เป็นวงจรการเชื่อมต่อสวิตช์เข้ากับไมโครคอรโทรลเลอร์ โดยสวิตช์ทั้ง 4 ตัวถูกต่อเป็นแบบ Active Low เมื่อถูกกดปุ่มจะส่งสัญญาณที่มีลอจิกเป็นศูนย์ (Logic "0") และในขณะที่ไม่ถูกกดจะส่งสัญญาณลอจิกเป็นหนึ่ง (Logic "1") ออกมา สัญญาณที่ได้นี้จะถูกส่งไปประมวลผลยังไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่านพอร์ตตรวจสอบการอินเตอร์รัปต์ (Interrupt Port: INT) เพื่อเข้าสู่การทำงานตามหน้าที่ของสวิตช์นั้นๆ

3.7.3 การออกแบบการทำงานของสวิตช์แบบหมุน

ในวิทยานิพนธ์นี้ได้ออกแบบให้มีการใช้สวิตช์แบบหมุนร่วมด้วย สำหรับการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น การปรับเพิ่ม/ลดค่ากระแสกระตุ้น, การเพิ่ม/ลดเวลาการรักษา, การปรับเพิ่ม/ลดความกว้างพัลส์ เป็นต้น ซึ่งจะช่วยให้สะดวกต่อผู้ใช้งาน สวิตช์ที่เลือกมาใช้เป็นสวิตช์หมุนแบบเข้ารหัส (Encoder Rotary Switch) แสดงดังรูปที่ 3.38 นอกจากนี้ ภายในสวิตช์แบบหมุนจะสามารถใช้งานเป็นสวิตช์แบบกดติดปล่อยดับได้อีกจำนวน 1 สวิตช์ สวิตช์แบบหมุนที่เลือกใช้จะมีหน้าที่รับคำสั่งการหมุน และการกดไปยังไมโครคอรโทรลเลอร์ การติดต่อสื่อสารออกแบบโดยเชื่อมต่อเข้ากับพอร์ตตรวจสอบการอินเตอร์รัปต์ โดยแสดงไดอะแกรมการเชื่อมต่อดังรูปที่ 3.39 ตัวต้านทานและตัวเก็บ เป็นตัวกรองสัญญาณรบกวนเพื่อป้องกันการประมวลผลที่ผิดพลาด สัญญาณการถูกกดจะถูกส่งผ่านทางขั้วต่อขา “1” และสัญญาณการหมุนในทิศทางทวนเข็มหรือตามเข็มจะถูกส่งผ่านทางขั้วต่อขา “A” กับขา “B”

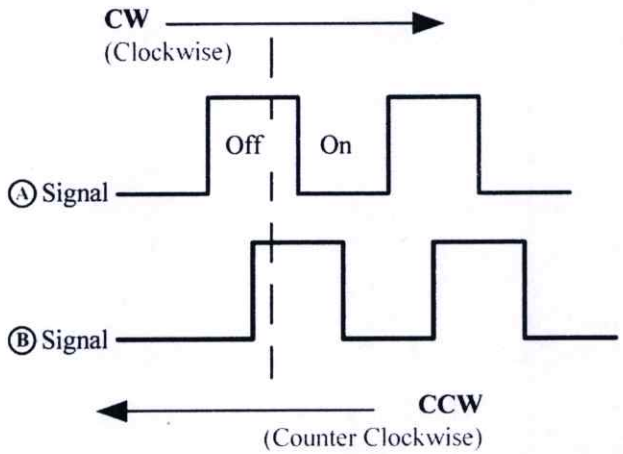


รูปที่ 3.38 สวิตช์แบบหมุน (Rotary Switch)



รูปที่ 3.39 การเชื่อมต่อวงจรสวิตช์แบบหมุนเพื่อใช้งานร่วมกับไมโครคอนโทรเลอร์

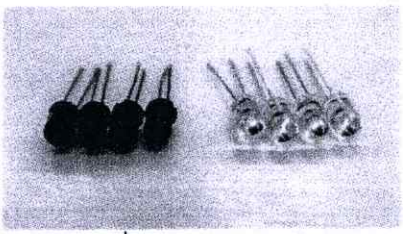
รูปที่ 3.40 แสดงสัญญาณการหมุนในทิศทางทวนเข็มและตามเข็มนาฬิกา สัญญาณจะมีลักษณะเป็นรูปพัลส์สี่เหลี่ยม (Square-wave Pulse) ที่มีการเหลื่อมกันทางเวลา โดยการหมุนตามเข็มนาฬิกา สัญญาณจากขา A จะเกิดก่อนสัญญาณจากขา B และจะตรงกันข้ามเมื่อหมุนในทิศทวนเข็มนาฬิกา สัญญาณดังกล่าวจะถูกส่งไปให้ไมโครคอรโทรลเลอร์เพื่อตรวจจับทิศทางการหมุน



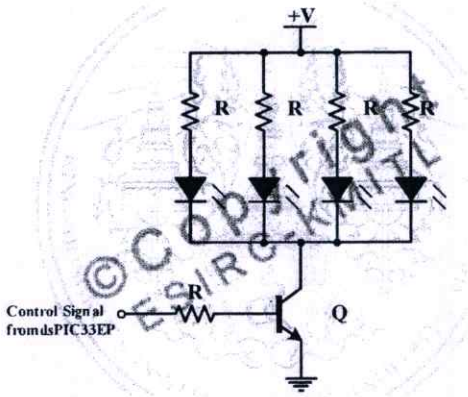
รูปที่ 3.40 ลักษณะสัญญาณของสวิตช์แบบหมุนสำหรับตรวจจับทิศทางการหมุนใช้งาน

3.7.4 การออกแบบไฟ LED แสดงการแจ้งเตือนและสถานะ

การแจ้งสถานะต่างๆให้กับผู้ใช้งานเลือกใช้หลอดไฟแบบ LED แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 3.41 และมีวงจรควบคุมการเปิดและปิดแสงสว่างแสดงดังรูปที่ 3.42



รูปที่ 3.41 หลอดแอลอีดีที่ใช้สำหรับการแจ้งเตือนและแสดงสถานะ



รูปที่ 3.42 การเชื่อมต่อวงจรขับหลอด LED กับไมโครคอนโทรเลอร์

รูปแบบไฟ LED จะถูกควบคุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยจะส่งลอจิก 0 หรือ 1 เพื่อแสดงสถานะดับและติด ตามลำดับ ไฟ LED ที่ใช้ในวงจรต้นแบบจะมี 2 สี คือสีฟ้าและสีแดง ออกแบบให้มีลักษณะการติด-ดับ 5 รูปแบบที่แตกต่างกัน ที่แสดงความหมายแตกต่างกัน แสดงดังตารางที่ 3.10

ตารางที่ 3.10 รูปแบบไฟ LED และความหมายในการแจ้งเตือนสถานะ

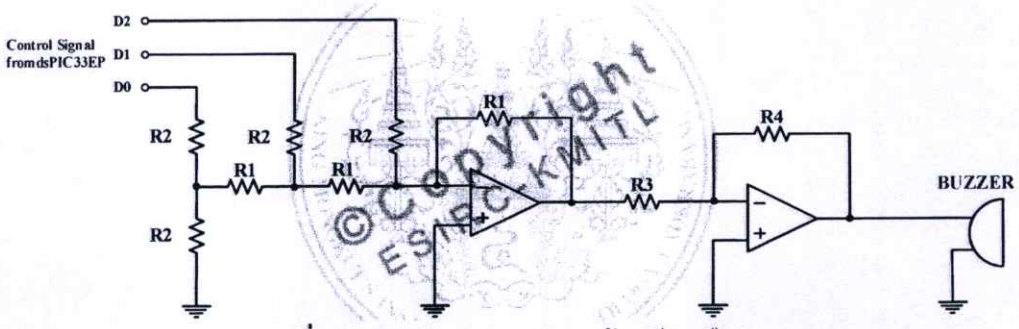
	รูปแบบไฟ LED		ความหมาย
	LED สีฟ้า	LED สีแดง	
1	ดับ	ดับ	- ไม่มีความผิดปกติขณะทำการรักษา - ไม่มีการเลือกปรับพารามิเตอร์ - เครื่องทำงานในโหมดปกติ
2	ติด	ดับ	แจ้งสถานะเมื่อสวิตช์แบบหมุนพร้อมใช้งาน สำหรับการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ
3	ดับ	ติด	แจ้งเตือนความผิดปกติขณะรักษา - แผ่นอิเล็กโทรดไม่สัมผัสกับผิวหนังผู้ป่วย - วงจรไฟฟ้าทำงานผิดปกติ
4	ติดไล่ระดับขึ้น 1 วินาทีแล้วดับ	ดับ	- แจ้งสถานะความพร้อมในการใช้งานหลังจากเปิดเครื่อง - แจ้งสถานะหลังจากออกจากโหมดประหยัดพลังงาน
5	ติดไล่ระดับลงจนดับ	ดับ	- แจ้งสถานะการเข้าสู่โหมดประหยัดพลังงาน

3.7.5 การออกแบบลำโพงบัซเซอร์แสดงการแจ้งเตือน

การแจ้งเตือนด้วยเสียงนั้น เลือกใช้ลำโพงชนิดบัซเซอร์ที่มีวงจรขับภายใน (Self-Drive Buzzer) แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 3.43 เป็นลำโพงชนิดที่มีโทนเสียงเดียว วงจรเสียงการแจ้งเตือนของเครื่องต้นแบบ แสดงดังรูปที่ 3.44 สัญญาณควบคุมการแจ้งเตือนจะถูกส่งมาจากไมโครคอนโทรลเลอร์



รูปที่ 3.43 ลำโพงบัซเซอร์ที่ใช้สำหรับการแจ้งเตือน



รูปที่ 3.44 การออกแบบวงจรสร้างเสียงเตือน

รูปแบบเสียงที่ใช้ในเครื่องต้นแบบ ถูกออกแบบให้มีทั้งหมด 4 รูปแบบ ซึ่งแต่ละรูปแบบจะมีความหมายแตกต่างกัน แสดงดังตารางที่ 3.11

ตารางที่ 3.11 รูปแบบเสียงและความหมายในการแจ้งเตือนสถานะ

รูปแบบเสียง	ความหมาย
1) ไม่มีเสียง	- การทำงานปกติ
2) เสียงดังยาวต่อเนื่องเป็นเวลา 2 วินาที	- หมดเวลาการรักษา - รีเซ็ตพารามิเตอร์ - หยุดการรักษาด้วยการกดปุ่มหยุดฉุกเฉิน - แผ่นอิเลคโทรดไม่สัมผัสผิวหนังผู้ป่วย
3) เสียงดังสั้น 2 ครั้ง	- พารามิเตอร์ที่ต้องการไม่สามารถปรับได้ขณะทำการรักษา - พารามิเตอร์ที่ต้องการไม่สามารถปรับได้ เนื่องจากยังไม่ตั้งเวลาในการรักษา
4) เสียงดังสั้น 1 ครั้ง	- เริ่มกระตุ้นอีกครั้ง ในกรณีที่มีการตั้งโปรแกรมให้มีช่วงพัก

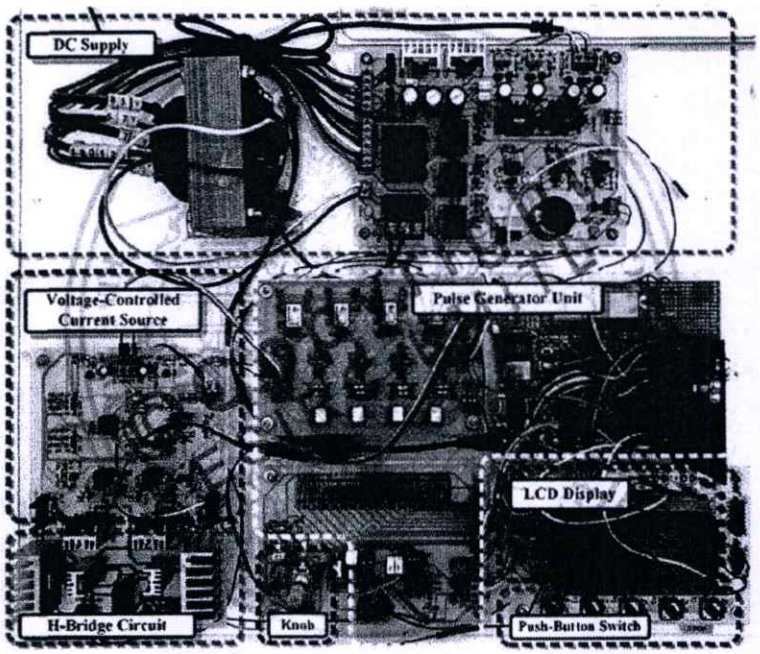
ระดับเสียงแจ้งเตือน ถูกออกแบบให้สามารถปรับความดังได้ 8 ระดับ คือระดับ 0 (ไม่มีเสียง) จนถึงระดับ 7 (เสียงดังสุด) โดยถูกควบคุมด้วยสัญญาณควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ด้วยการส่งลอจิก 0 หรือ 1 ให้กับขาพอร์ตเอาต์พุตที่ต่ออยู่กับลำโพงบัซเซอร์ แสดงดังตาราง 3.12

ตารางที่ 3.12 การควบคุมระดับเสียงด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์

ระดับเสียง	สัญญาณลอจิกควบคุมจากไมโครคอนโทรลเลอร์		
	พอร์ต D0	พอร์ต D1	พอร์ต D2
ระดับ 0 (ไม่มีเสียง)	0	0	0
ระดับ 1	0	0	1
ระดับ 2	0	1	0
ระดับ 3	0	1	1
ระดับ 4	1	0	0
ระดับ 5	1	0	1
ระดับ 6	1	1	0
ระดับ 7	1	1	1

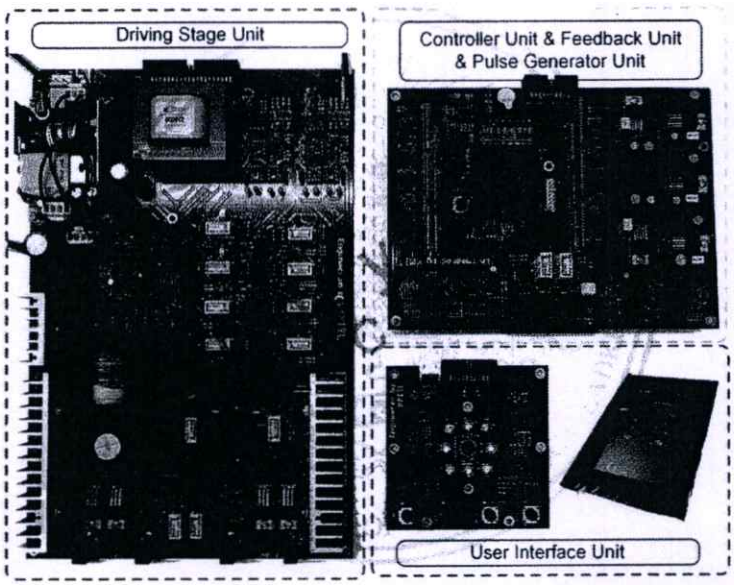
3.8 วงจรต้นแบบที่ได้จากการบูรณาการแต่ละส่วนเข้าด้วยกัน

แต่ละวงจรถูกสร้างและทดสอบความถูกต้องในการทำงานรวมกัน พบว่าสามารถทำงานได้อย่างถูกต้อง เมื่อรวมกันแล้ววงจรต้นแบบชุดทดลองมีขนาด 60x60 cm. แสดงในรูปที่ 3.45

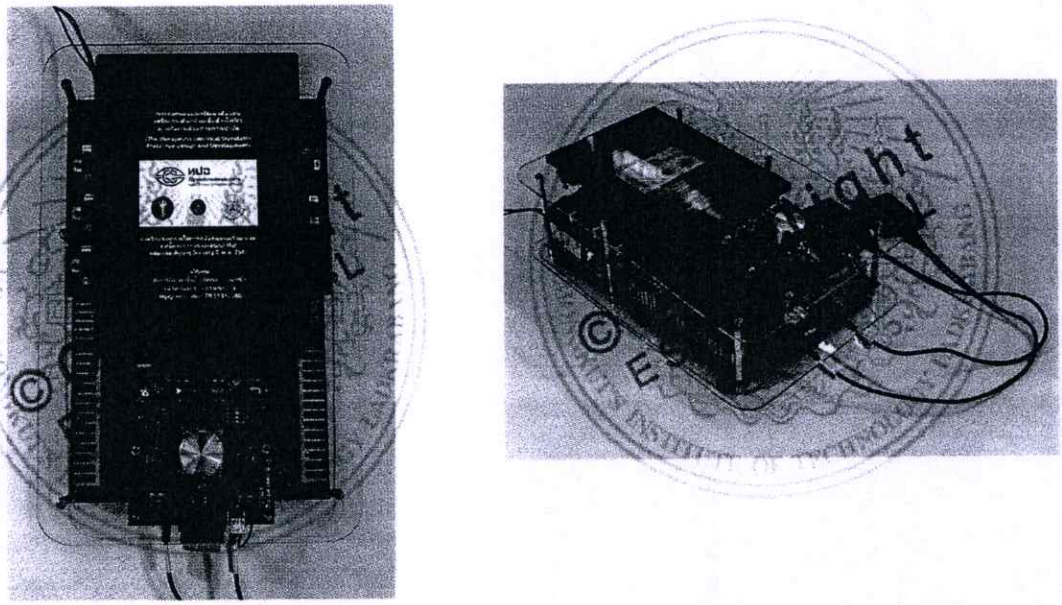


รูปที่ 3.45 วงจรต้นแบบชุดทดลอง

จากนั้นนำไปสร้างเป็นแผ่น PCB ที่มีขนาดที่เหมาะสมกับการใช้ในเครื่องต้นแบบ โดยคำนึงถึงการใช้งานจริง วงจรต้นแบบเวอร์ชันสมบูรณ์ที่จะประกอบในเครื่องต้นแบบจริงมีขนาด 30x20 cm. แสดงดังรูปที่ 3.46 และนำมาประกอบเป็นต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าที่มีขนาด 24x35x12 cm. ดังรูปที่ 3.47



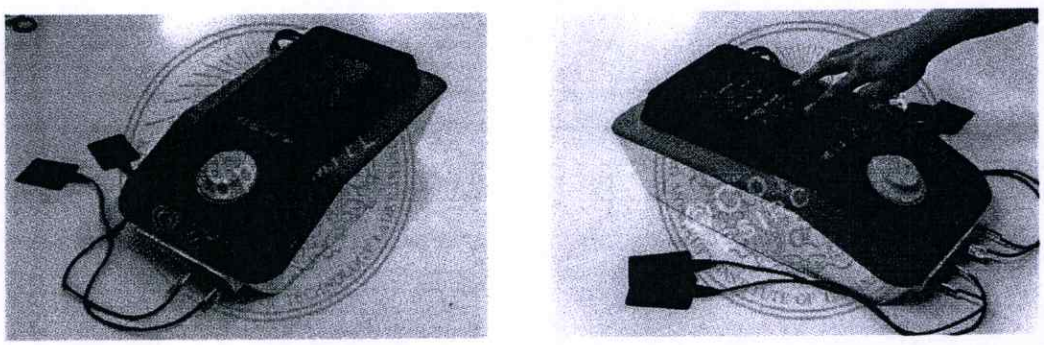
รูปที่ 3.46 วงจรต้นแบบชุดสมบูรณ์



รูปที่ 3.47 ต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า

3.9 ผลที่คาดว่าจะได้จากการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบ

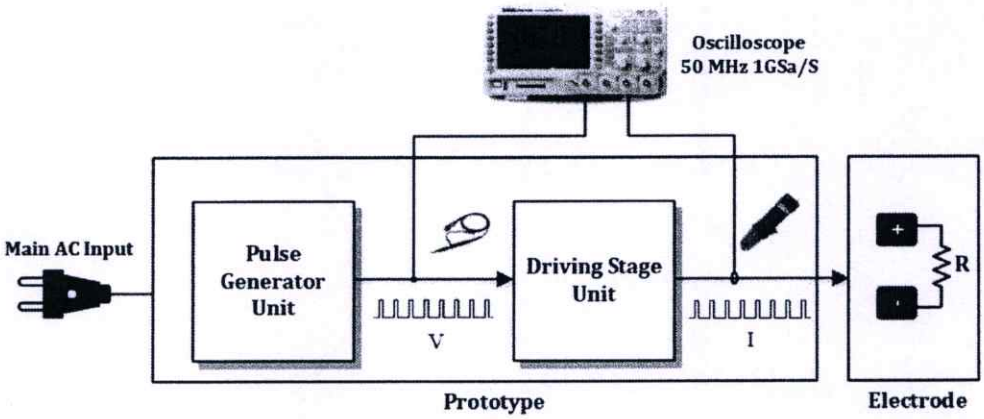
ผลที่คาดว่าจะได้ภายหลังการประกอบเป็นเครื่องต้นแบบแล้ว คือการออกแบบผลิตภัณฑ์เพื่อนำมาประกอบเข้ากับวงจรไฟฟ้าต้นแบบ ดังแสดงในรูปที่ 3.48 เป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าเสมือนจริง ซึ่งการออกแบบผลิตภัณฑ์นี้จะเป็นส่วนหนึ่งที่ช่วยผลักดันและส่งเสริมให้เครื่องต้นแบบที่ถูกออกแบบในวิทยานิพนธ์นี้ สามารถออกสู่เชิงพาณิชย์ได้และมีการใช้งานจริงในอนาคต



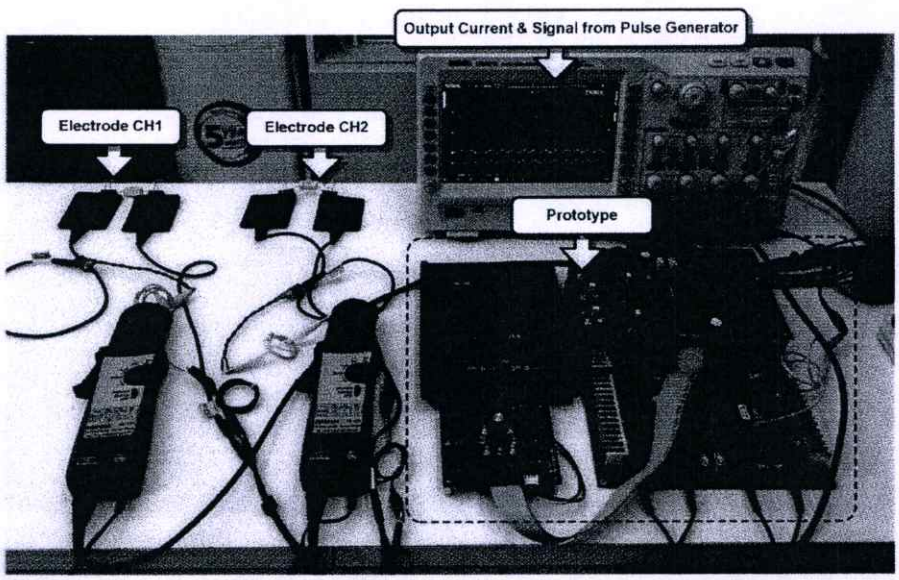
รูปที่ 3.48 เครื่องต้นแบบสามมิติจำลอง (Mock Up) ของเครื่องต้นแบบ

บทที่ 4
ผลทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ โดยแบ่งการทดสอบออกเป็น 6 ส่วน ดังนี้ ส่วนที่ 1) การทดสอบสัญญาณด้านขาออกของส่วนสร้างสัญญาณเทียบกับสัญญาณอุดมคติ ส่วนที่ 2) การทดสอบสัญญาณด้านขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ ส่วนที่ 3) การทดสอบสัญญาณด้านขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือเชิงพาณิชย์ที่มีใช้จริงในปัจจุบัน ส่วนที่ 4) การทดสอบสัญญาณด้านขาออกของเครื่องต้นแบบตามมาตรฐาน IEC60601-2-10 กำหนด ส่วนที่ 5) การทดสอบการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆของสัญญาณ และส่วนที่ 6) การทดสอบการทำงานของส่วนติดต่อผู้ใช้งาน แสดงไดอะแกรมการทดสอบในรูปที่ 4.1 และวงจรการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบในรูปที่ 4.2



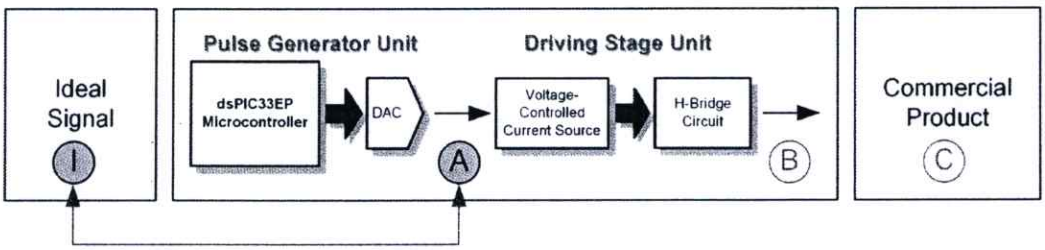
รูปที่ 4.1 ไดอะแกรมการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ



รูปที่ 4.2 วงจรการทดสอบการทำงานของเครื่องต้นแบบ

4.1 สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณเมื่อเทียบกับสัญญาณอุดมคติ

การทดสอบสัญญาณที่สร้างขึ้นจากเครื่องต้นแบบ แสดงภาพรวมในรูปที่ 4.3 สัญญาณที่นำมาวิเคราะห์ประกอบด้วย 4 ส่วนคือ 1) I: สัญญาณอุดมคติ (Ideal Signal) 2) A: สัญญาณแรงดันขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ 3) B: สัญญาณกระแสขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ ซึ่งหมายถึงสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบด้วย และส่วนที่ 4) C: สัญญาณกระแสขาออกของเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่าง ***ซึ่งในการทดสอบหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบสัญญาณส่วน I กับ สัญญาณส่วน A***

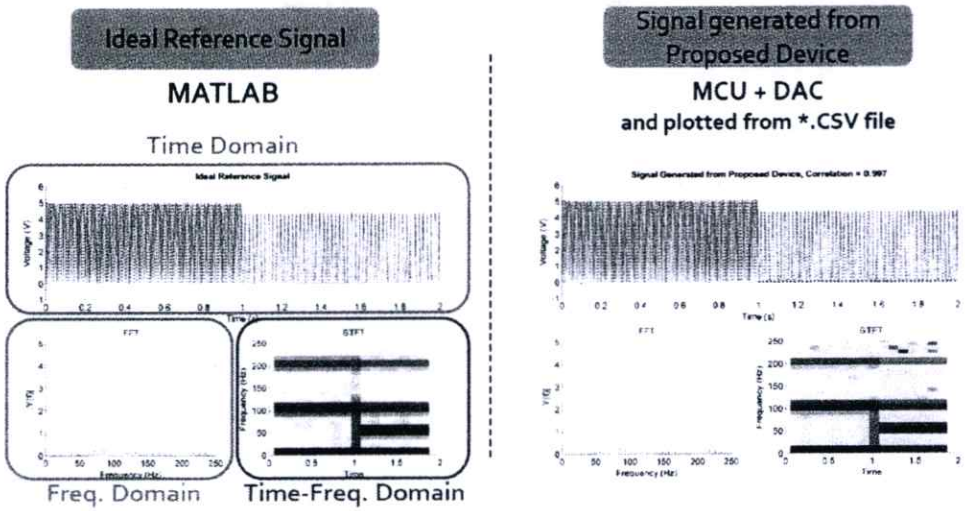


รูปที่ 4.3 การทดสอบสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณเทียบกับสัญญาณอุดมคติ

การทดสอบในหัวข้อนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของสัญญาณที่สร้างจากส่วนสร้างสัญญาณ (Pulse Generator unit) ในเครื่องต้นแบบ โดยการเปรียบเทียบกับสัญญาณอุดมคติที่สร้างจากโปรแกรม MATLAB ด้วยสมการและตัวแปรเดียวกันกับที่ตั้งค่าการสร้างสัญญาณในเครื่องต้นแบบ

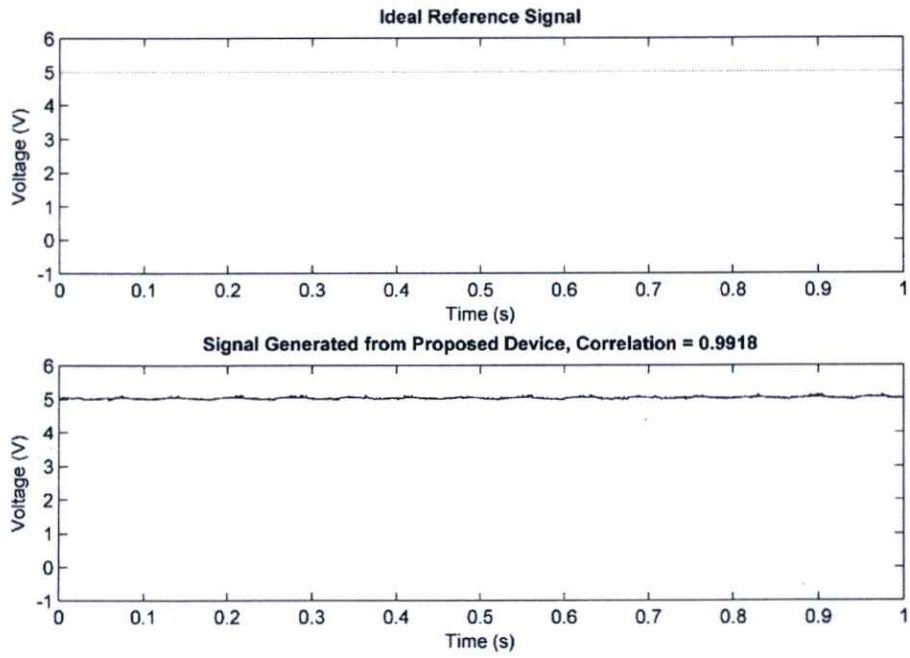
ทำการทดสอบโดยการวัดสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ ซึ่งอยู่ในรูปแบบสัญญาณแรงดันแอนะล็อกที่มีค่าอยู่ในช่วง 0-3.3 โวลต์ แล้วบันทึกผลในรูปแบบ .*CSV file แล้วนำมาพล็อตเทียบกับสัญญาณอุดมคติ (Ideal signal) เพื่อเปรียบเทียบใน 2 ประเด็นคือ 1) ความเหมือน (Similarity) โดยการเปรียบเทียบค่า Correlation ระหว่างสัญญาณทั้งสอง ยิ่งค่าสูง (เข้าใกล้ 1) ยิ่งบอกถึงความเหมือนของสัญญาณทั้งสอง และ 2) ความถูกต้อง (Accuracy) ของค่าแอมพลิจูด และค่าความถี่ของสัญญาณทั้งองค์ประกอบและการกระจายตัวของความถี่ ผลการเปรียบเทียบแสดงในรูปที่ 4.5 ถึง 4.16

แสดงตัวอย่างการแสดงผลการเปรียบเทียบ ในรูปที่ 4.4 แต่ละรูปแบบสัญญาณจะประกอบด้วย 2 รูปโดยรูป 4.4(ก) จะเป็นรูปสัญญาณอุดมคติ และรูป 4.4(ข) จะเป็นรูปสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ ในแต่ละรูปจะมีการแสดงผลสัญญาณในโดเมนเวลา (Time Domain) โดเมนความถี่ (Frequency Domain) และโดเมนเวลา-ความถี่ (Time-frequency Domain)



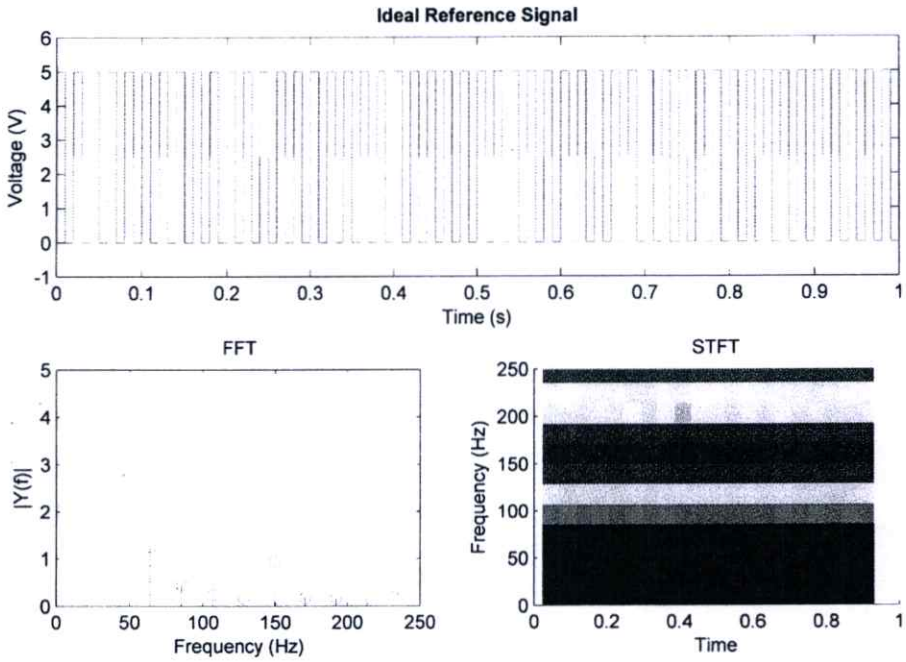
รูปที่ 4.4 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณรูปแบบ GI เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.1 สัญญาณรูปแบบ GC

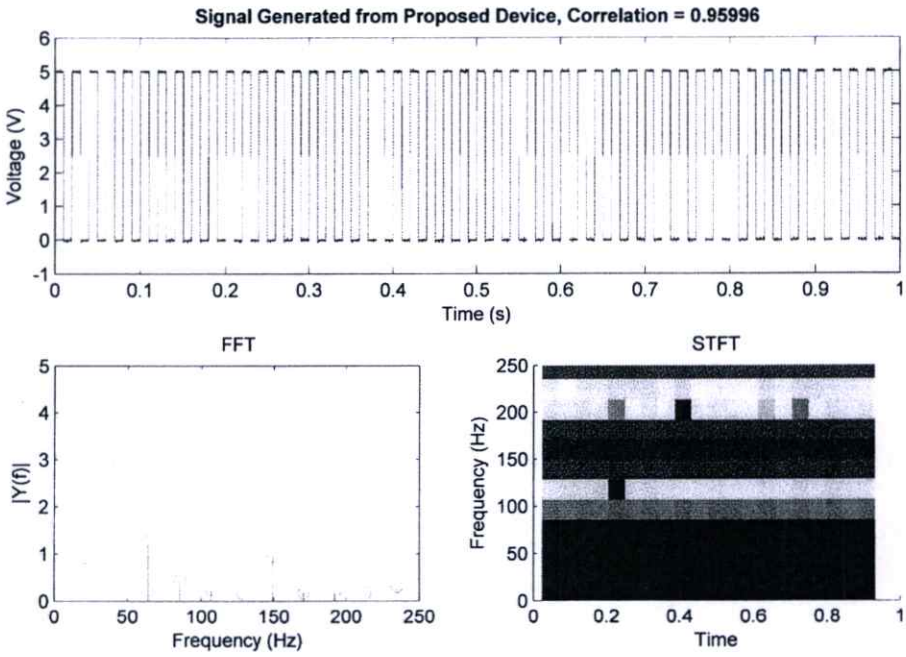


รูปที่ 4.5 สัญญาณรูปแบบ GC เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.2 สัญญาณรูปแบบ GI



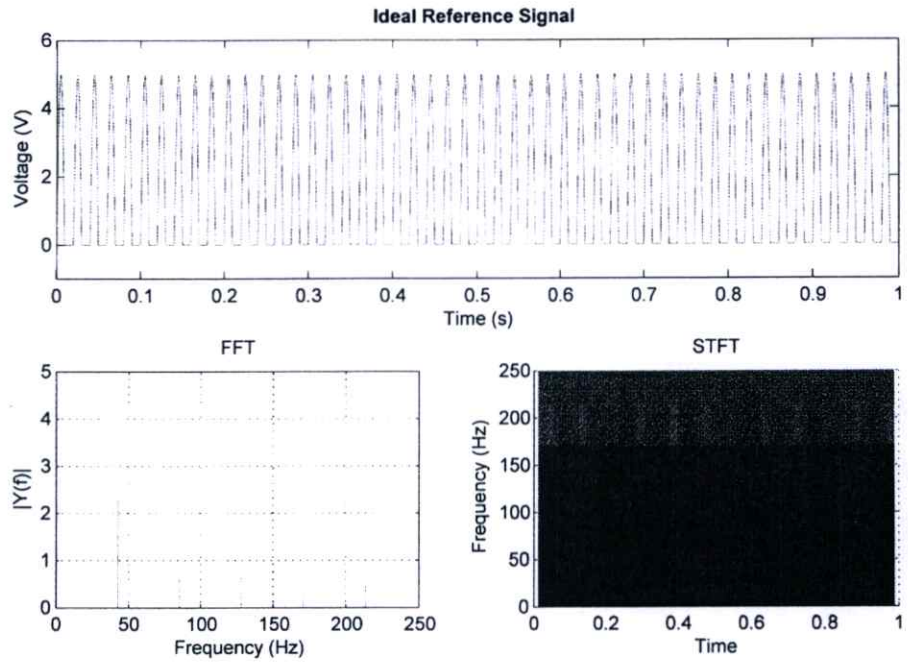
(ก) สัญญาณอุดมคติ



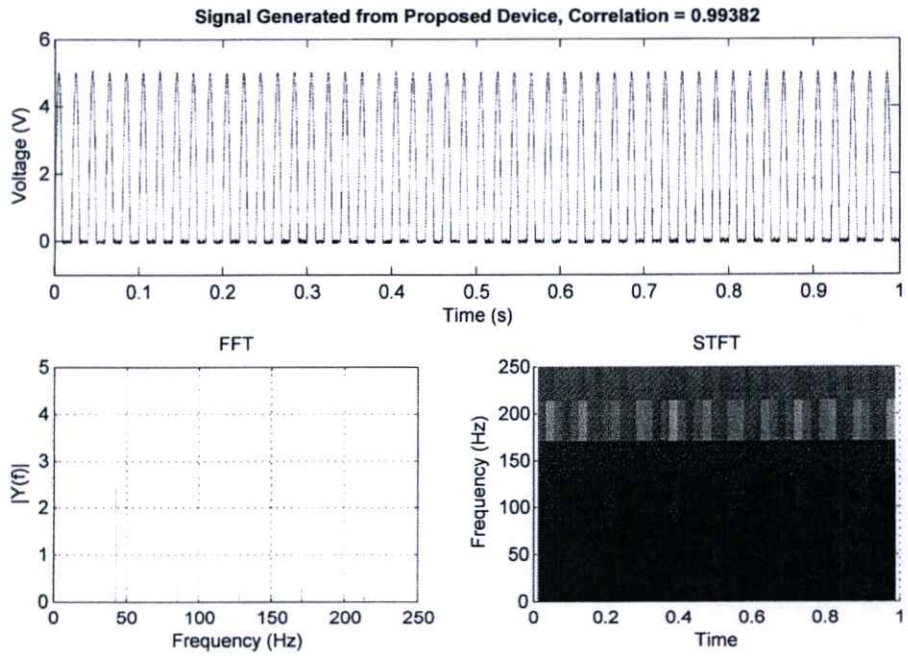
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.6 สัญญาณรูปแบบ MF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.3 สัญญาณรูปแบบ MF



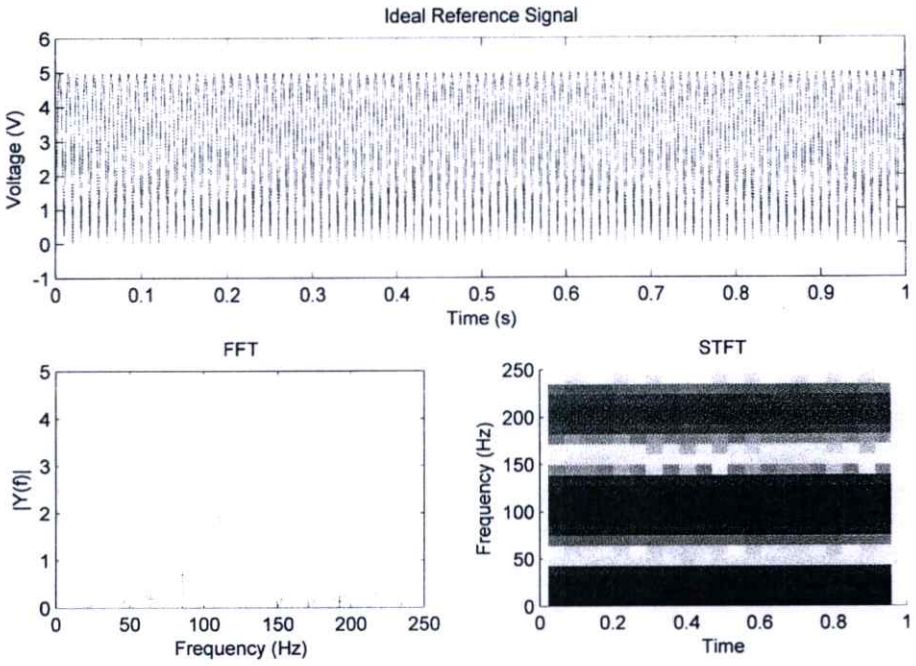
(ก) สัญญาณอุดมคติ



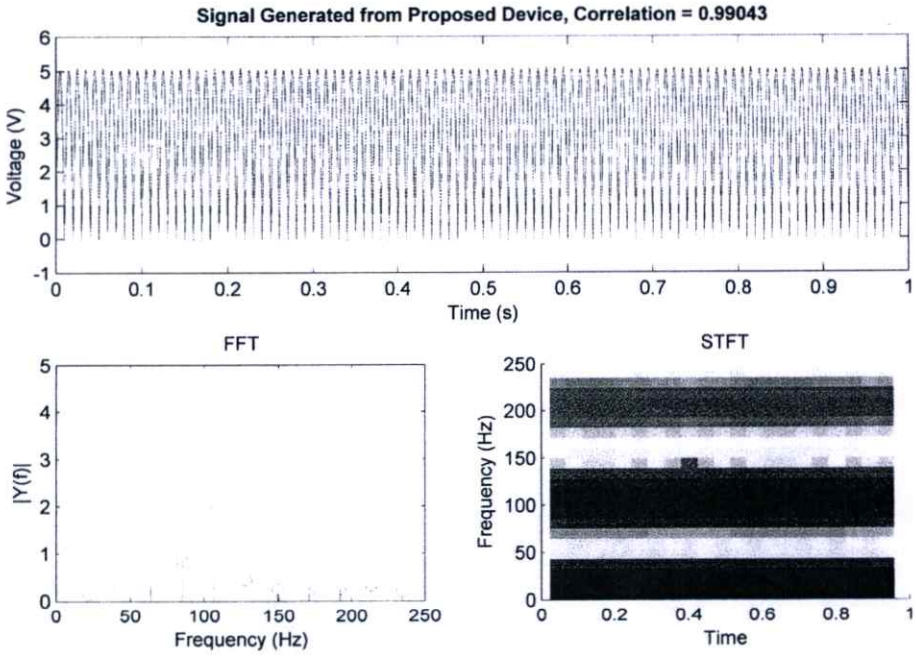
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.7 สัญญาณรูปแบบ MF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.4 สัญญาณรูปแบบ DF



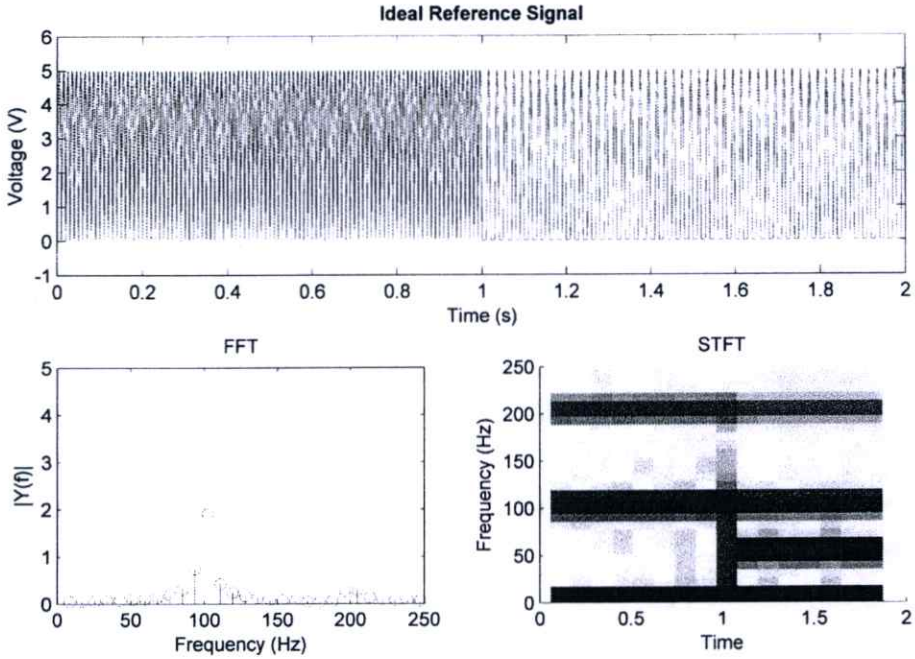
(ก) สัญญาณอุดมคติ



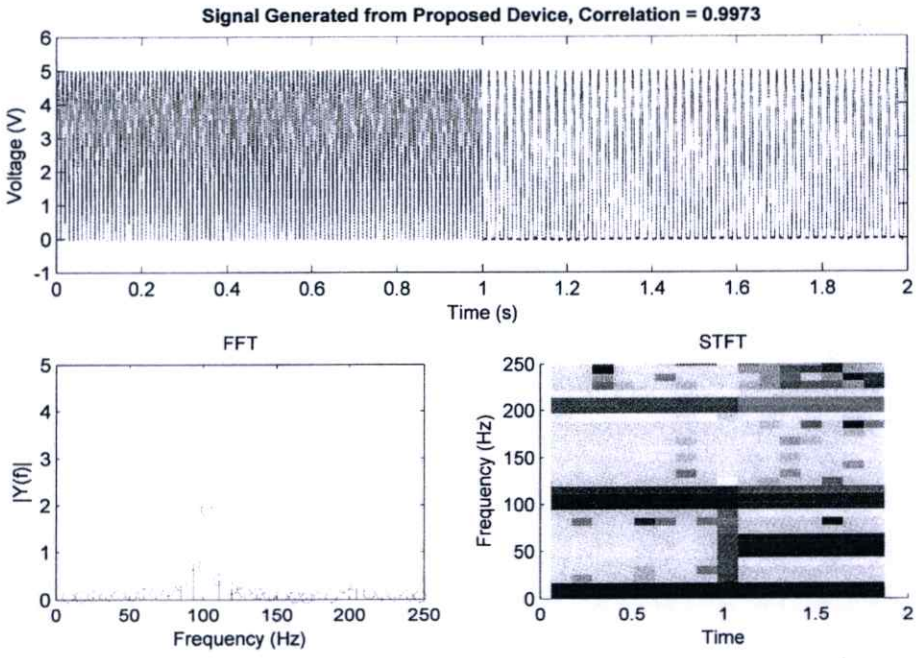
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.8 สัญญาณรูปแบบ DF เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.5 สัญญาณรูปแบบ CP



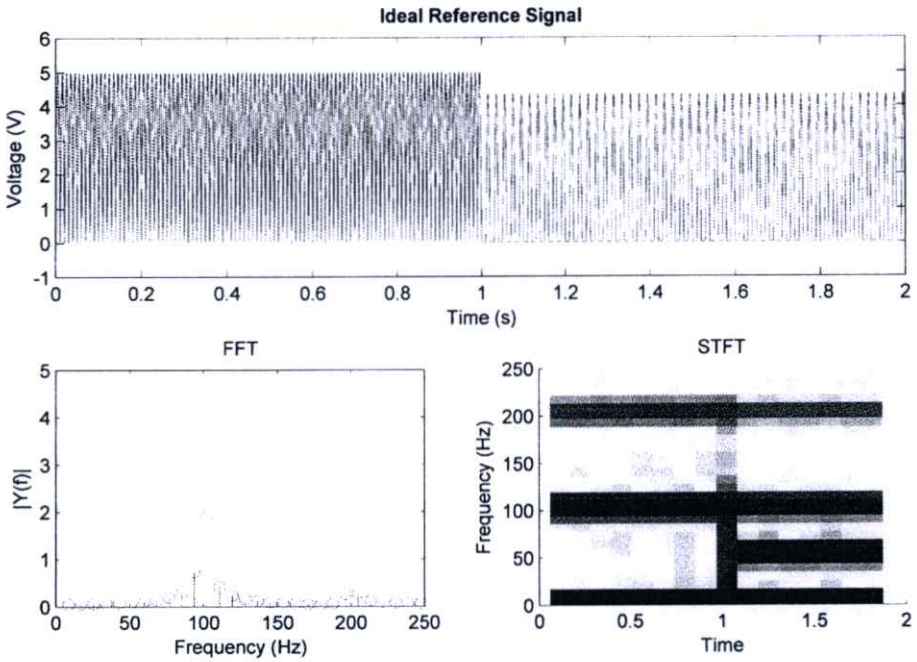
(ก) สัญญาณอุดมคติ



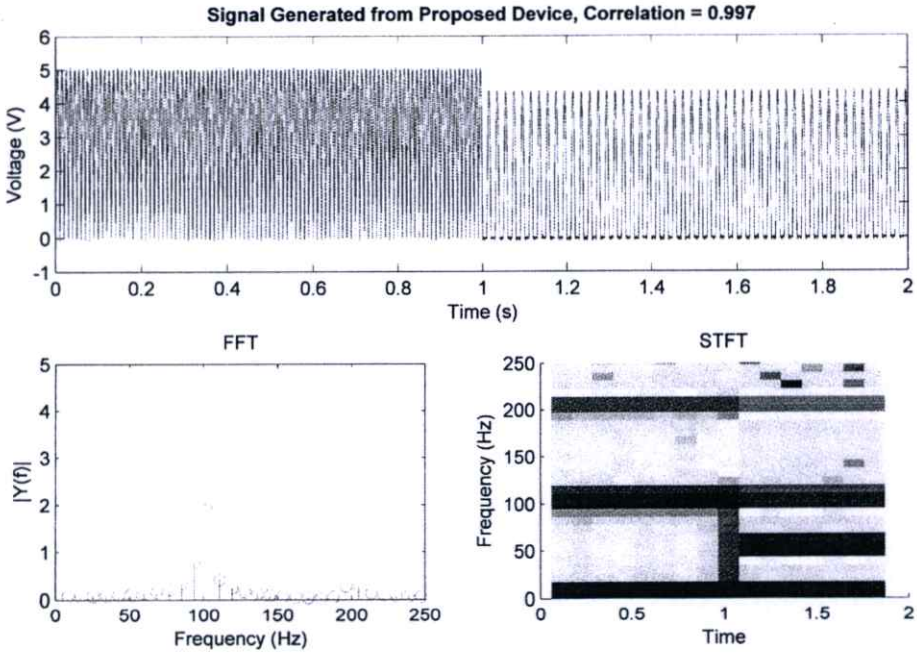
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.9 สัญญาณรูปแบบ CP เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.6 สัญญาณรูปแบบ CPid



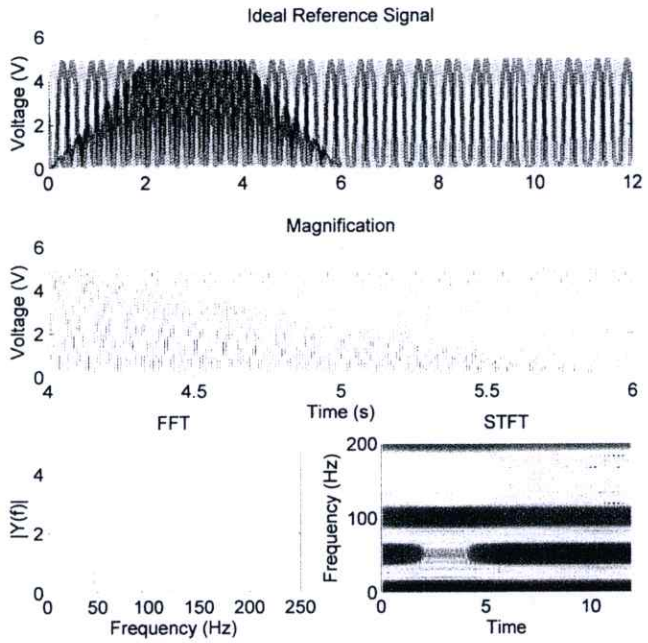
(ก) สัญญาณอุดมคติ



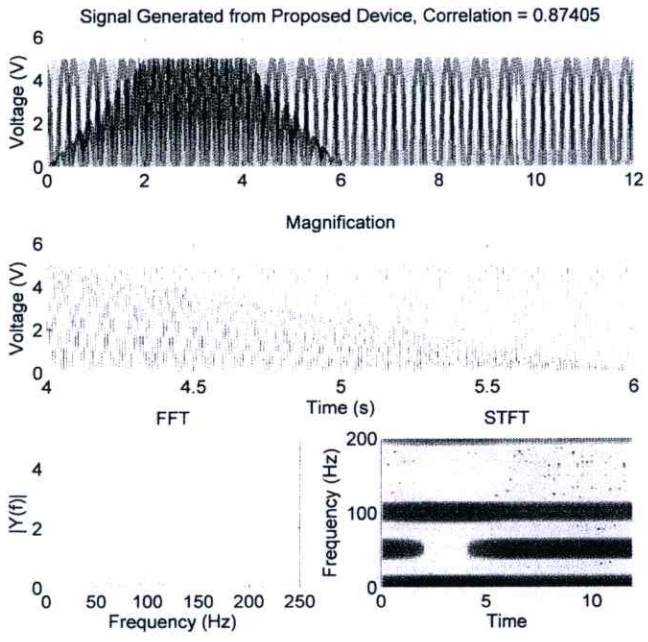
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.10 สัญญาณรูปแบบ CPid เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.7 สัญญาณรูปแบบ LP



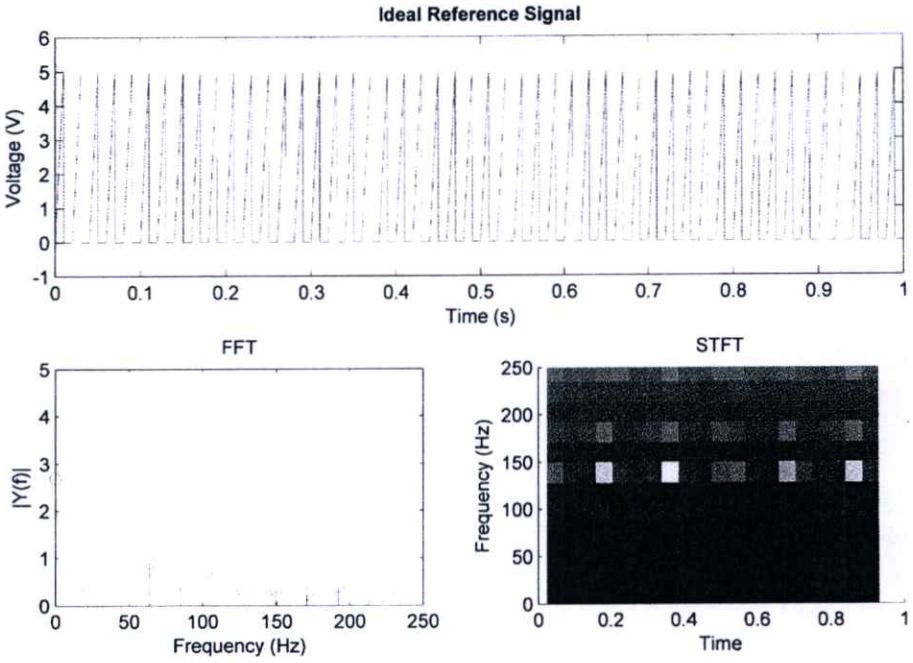
(ก) สัญญาณอุดมคติ



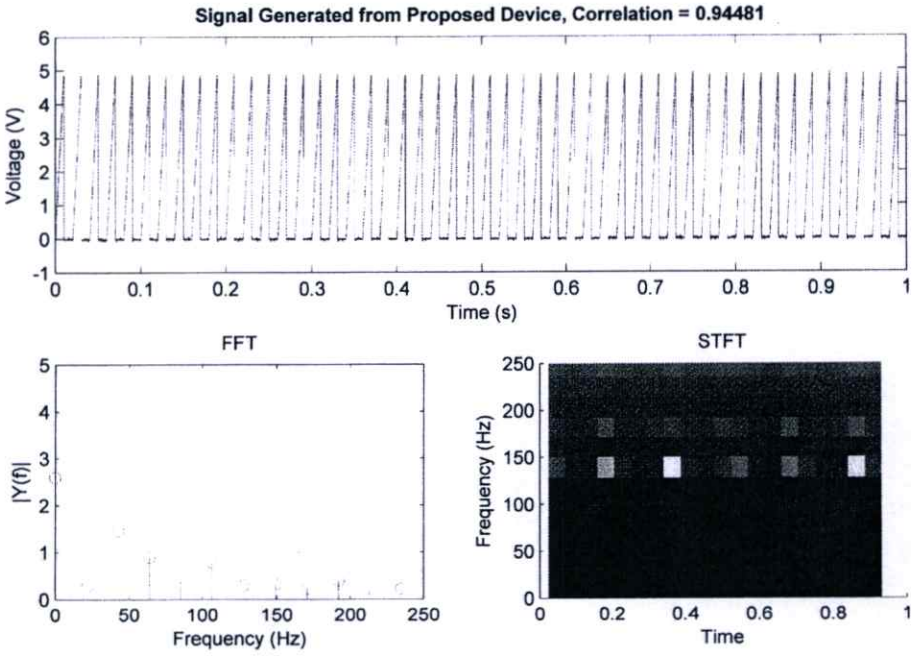
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.11 สัญญาณรูปแบบ LP เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.8 สัญญาณรูปแบบ TG



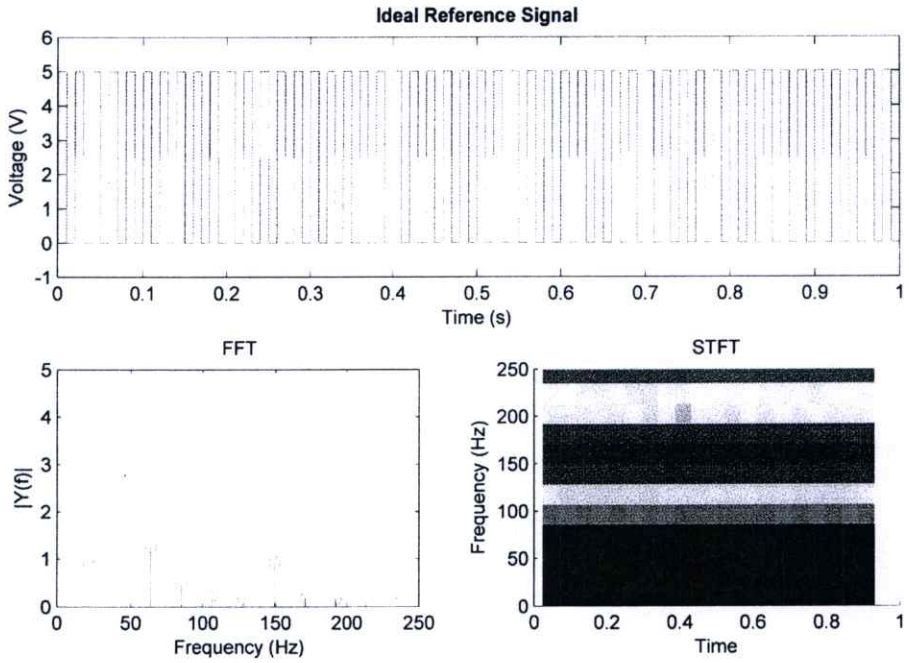
(ก) สัญญาณอุดมคติ



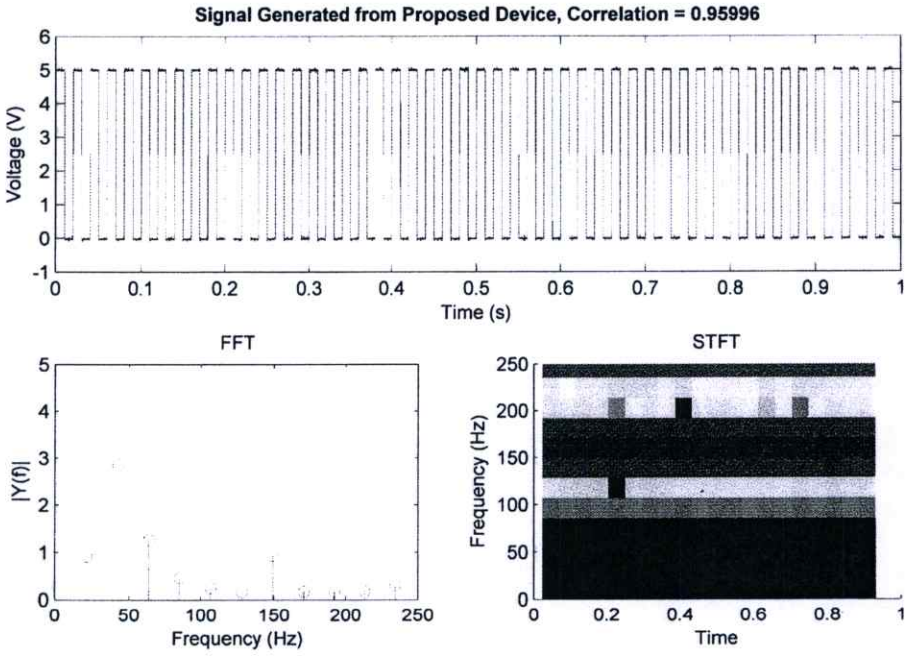
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.12 สัญญาณรูปแบบ TG เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.9 สัญญาณรูปแบบ RT



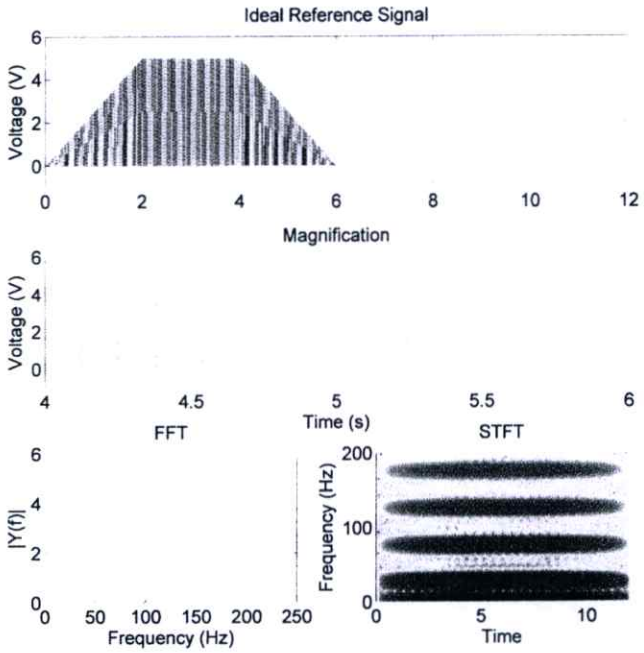
(ก) สัญญาณอุดมคติ



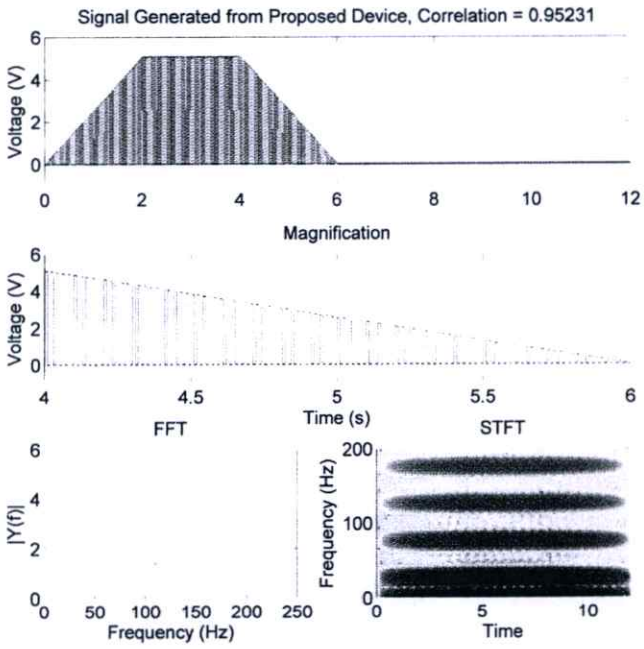
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.13 สัญญาณรูปแบบ RT เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.10 สัญญาณรูปแบบ ASYM



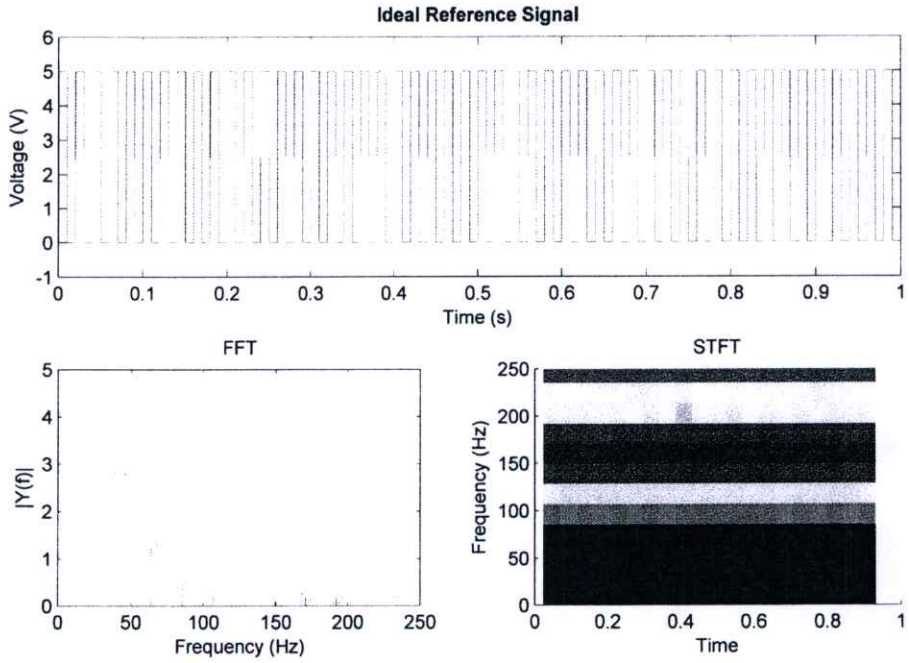
(ก) สัญญาณอุดมคติ



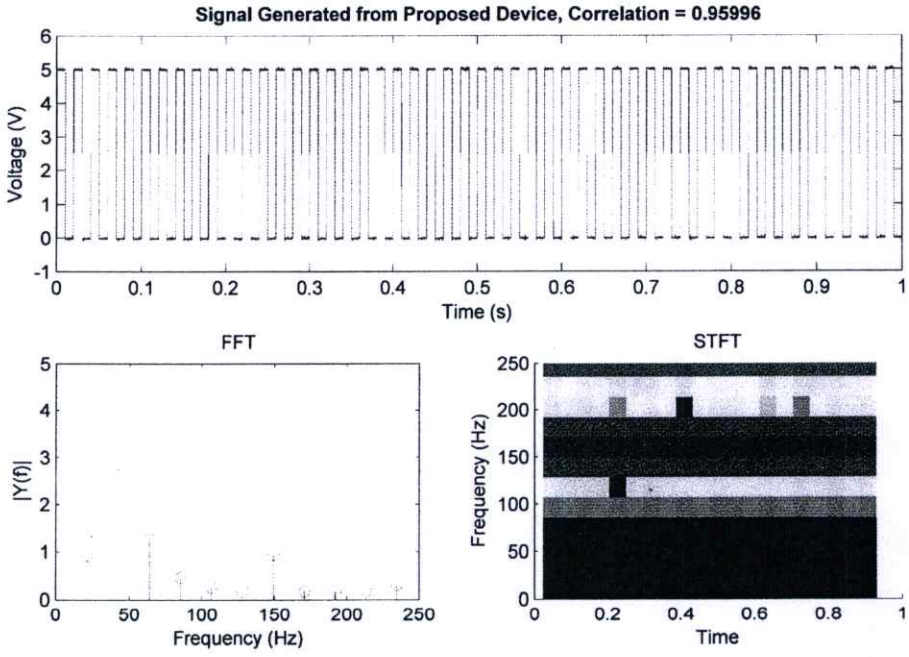
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.14 สัญญาณรูปแบบ ASYM เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.11 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A



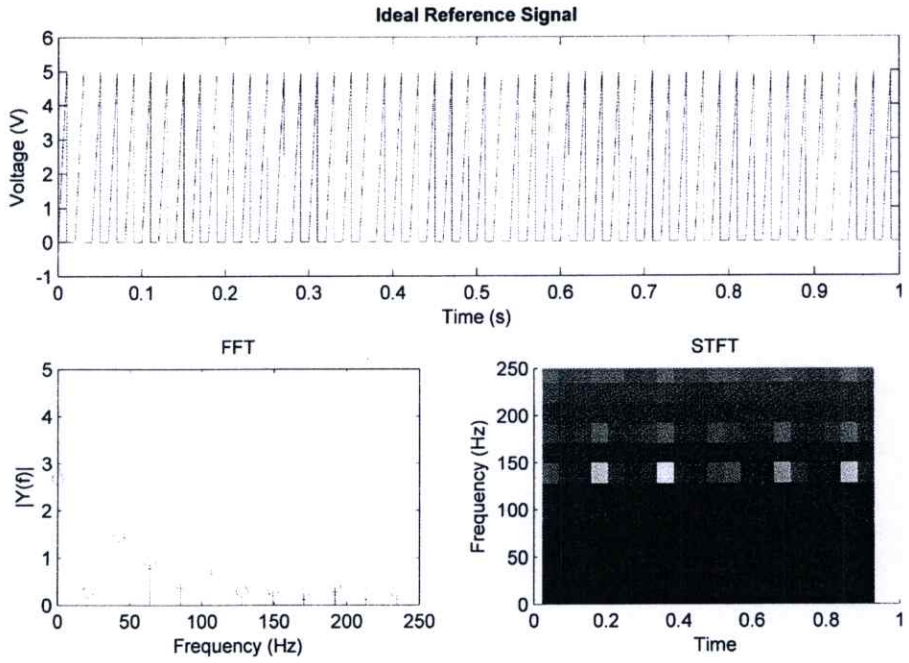
(ก) สัญญาณอุดมคติ



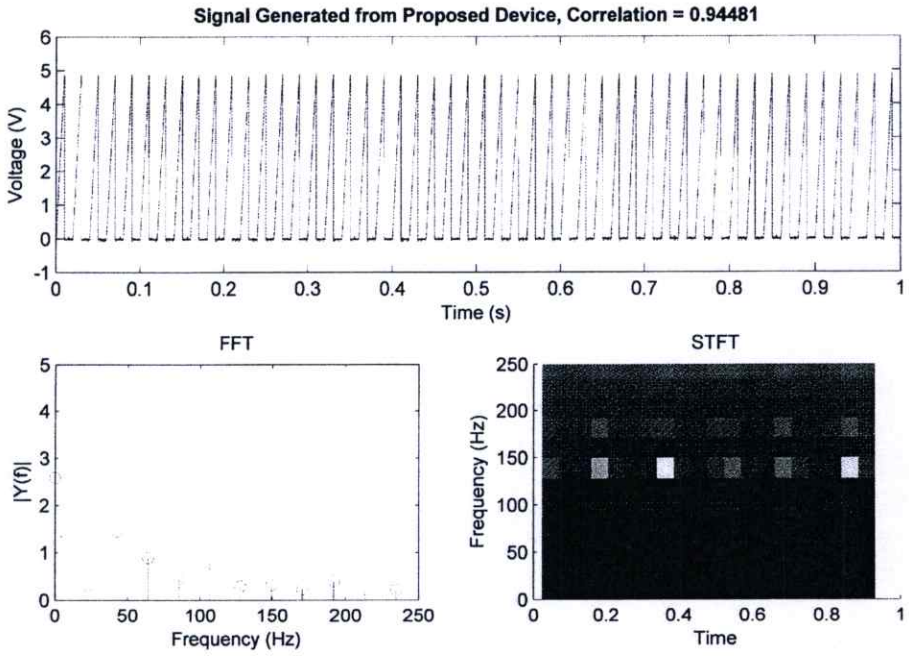
(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.15 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

4.1.12 สัญญาณรูปแบบ SYM



(ก) สัญญาณอุดมคติ



(ข) สัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ

รูปที่ 4.16 สัญญาณรูปแบบ SYM เทียบกับสัญญาณอุดมคติ

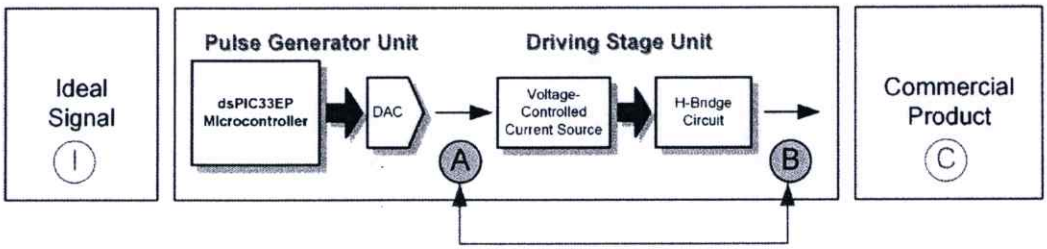
ตารางที่ 4.1 ผลการเปรียบเทียบสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณกับสัญญาณอุดมคติ

	Signal	Correlation	% Amplitude error	Pulse frequency
1	GC	0.9918	+0.024	±0.01 Hz
2	GI	0.9518	+0.032	±0.01 Hz
3	MF	0.9938	+0.016	±0.01 Hz
4	DF	0.9904	+0.024	±0.01 Hz
5	CP	0.9973	+0.024	±0.01 Hz
6	CPid	0.9970	+0.016	±0.01 Hz
7	LP	0.8740	+0.016	±0.01 Hz
8	TG	0.9599	+0.024	±0.01 Hz
9	RT	0.9448	+0.024	±0.01 Hz
10	ASYM	0.9524	+0.032	±0.01 Hz
11	ASYM-A	0.9478	+0.032	±0.01 Hz
12	SYM	0.9551	+0.051	±0.01 Hz

ผลการเปรียบเทียบสัญญาณขาออกของส่วนสร้างสัญญาณกับสัญญาณอุดมคติ แสดงในตารางที่ 4.1 และสามารถสรุปได้ว่า สัญญาณแรงดันที่สร้างขึ้นจากส่วนสร้างสัญญาณในเครื่องต้นแบบนั้น มีความเหมือนกับสัญญาณอุดมคติ (ค่า Correlation มีค่าใกลเคียงกับ 1 มาก) โดยค่าแอมพลิจูดและค่าความถี่มีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 0.1 % และจากกราฟ FFT และ STFT แสดงให้เห็นว่าสัญญาณที่ได้จากส่วนสร้างสัญญาณมีองค์ประกอบและการกระจายความถี่เหมือนกันกับสัญญาณอุดมคติ

4.2 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ

การทดสอบสัญญาณที่สร้างขึ้นจากเครื่องต้นแบบ แสดงภาพรวมในรูปที่ 4.17 สัญญาณที่นำมาวิเคราะห์ประกอบด้วย 4 ส่วนคือ 1) I: สัญญาณอุดมคติ (Ideal Signal) 2) A: สัญญาณแรงดันขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ 3) B: สัญญาณกระแสขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ ซึ่งหมายถึงสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบด้วย และส่วนที่ 4) C: สัญญาณกระแสขาออกของเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่าง ***ซึ่งในการทดสอบหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบสัญญาณส่วน A กับ สัญญาณส่วน B***

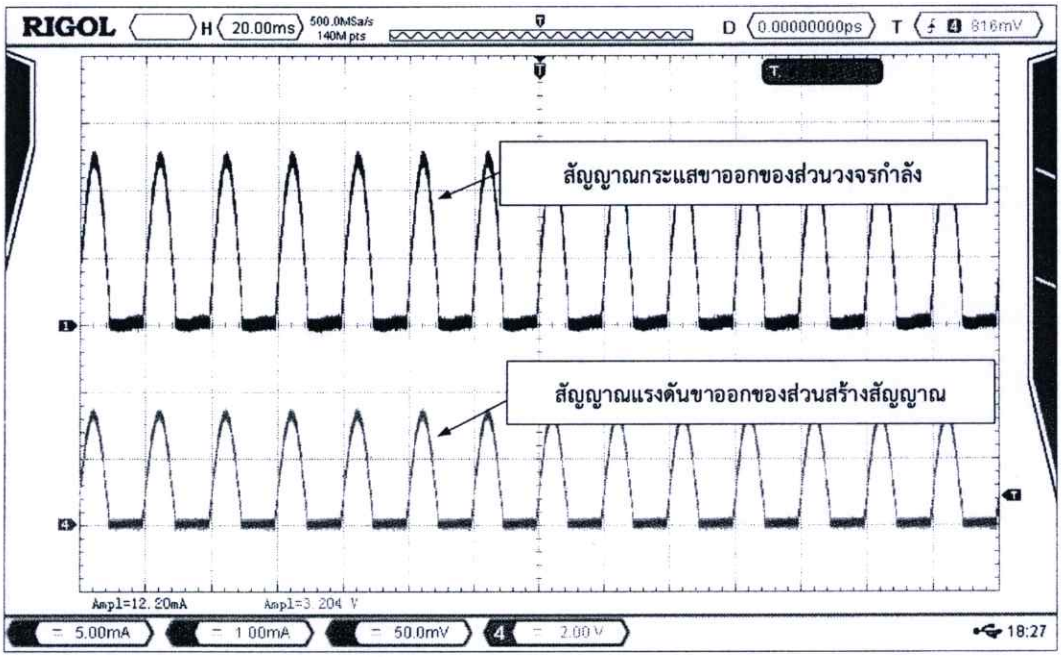


รูปที่ 4.17 การทดสอบสัญญาณขาออกของวงจรกำลังและขับสัญญาณ

การทดสอบในหัวข้อนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบความถูกต้องในการสร้างสัญญาณกระแส และเสถียรภาพของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ (Driving Stage Unit) ส่วนขับสัญญาณมีหน้าที่ในการสร้างสัญญาณกระแสไฟฟ้าที่ถูกควบคุมโดยแรงดันที่สร้างมาจากส่วนสร้างสัญญาณ โดยจะมีแอมพลิจูดและลักษณะเหมือนกับสัญญาณแรงดันที่รับเข้ามา และจะต้องมีคุณสมบัติในการคงที่สัญญาณทั้งลักษณะและขนาดแอมพลิจูดเมื่อโหลดมีการเปลี่ยนแปลง

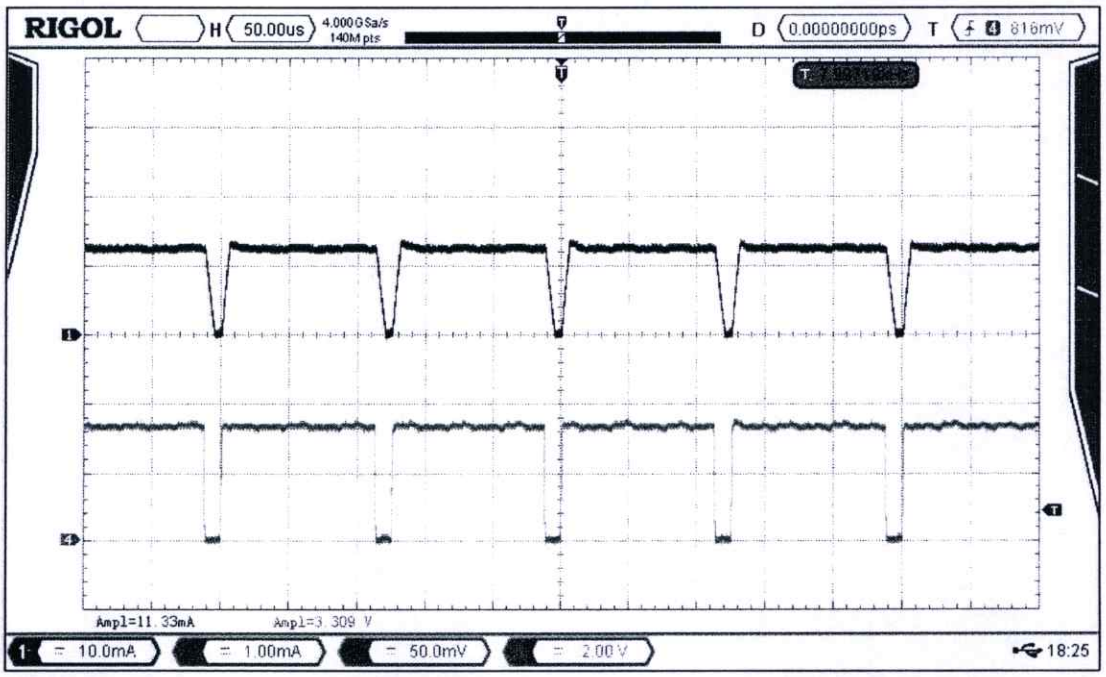
ทำการทดสอบความถูกต้องในการสร้างสัญญาณโดยวัดสัญญาณกระแสขาออกของวงจรกำลังและขับสัญญาณเทียบกับสัญญาณแรงดันขาออกของส่วนสร้างสัญญาณที่มีการปรับค่าแรงดันเท่ากับ 3.3 โวลต์ (ค่าสูงสุด) ความสัมพันธ์ระหว่างค่ากระแสที่สร้างได้กับค่าแรงดันที่ได้รับมาจากส่วนสร้างสัญญาณนั้นเป็นไปตามความสัมพันธ์ใน สมการที่ 3.1 ที่เลือกใช้ค่า R_{SENSE} เท่ากับ 300 Ω ทำให้ส่วนขับสัญญาณมีอัตราการขยายสัญญาณอยู่ที่ 3.3 mA/V ดังนั้นสัญญาณกระแสที่วัดได้จะมีค่าเท่ากับ 10.89 mA (3.3 mA/V x3.3 V) และทำการทดสอบเสถียรภาพการเปลี่ยนแปลงโหลด โดยการใช้โหลดค่าความต้านทานค่าต่างๆกัน เลือกใช้ค่าความต้านทานในช่วง 500 ถึง 2000 Ω จำลองแทนความต้านทานในเนื้อเยื่อมนุษย์

ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 4.19 ถึง 4.30 ซึ่งจะแสดงผลลักษณะเดียวกันในทุกรูปแบบสัญญาณแสดงตัวอย่างการแสดงผลในรูปที่ 4.18 (สัญญาณสีน้ำเงิน คือสัญญาณกระแสขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ ส่วนสัญญาณสีแดง คือสัญญาณแรงดันขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ)



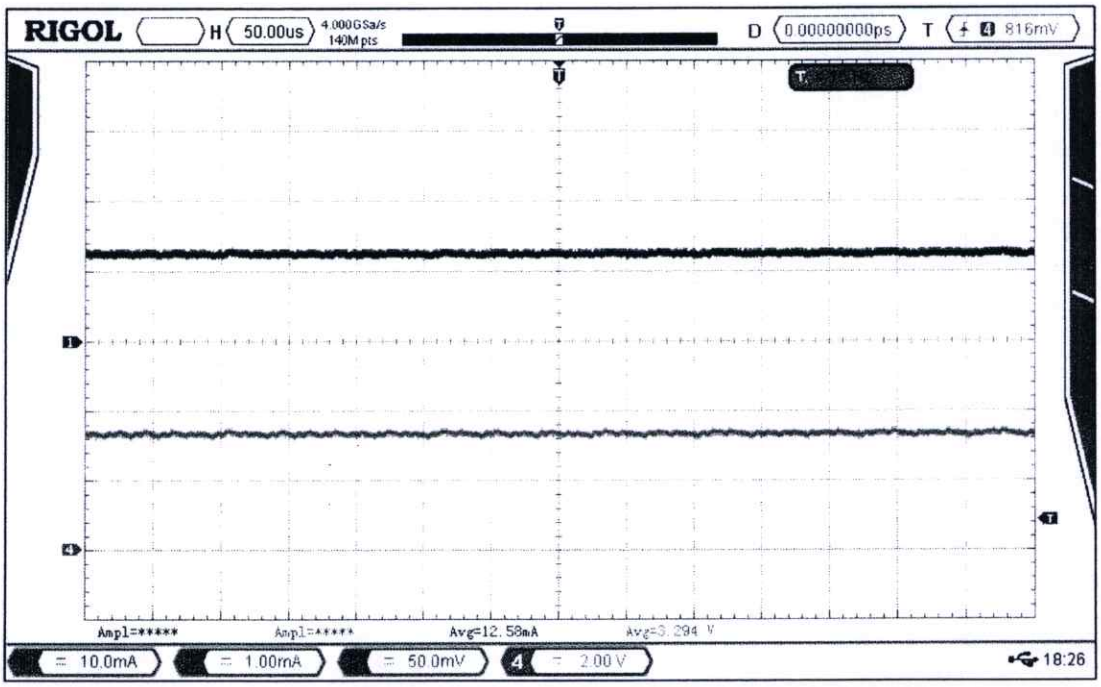
รูปที่ 4.18 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณขาออกของวงจรกำลังกับส่วนสร้างสัญญาณ

4.2.1 สัญญาณรูปแบบ GC



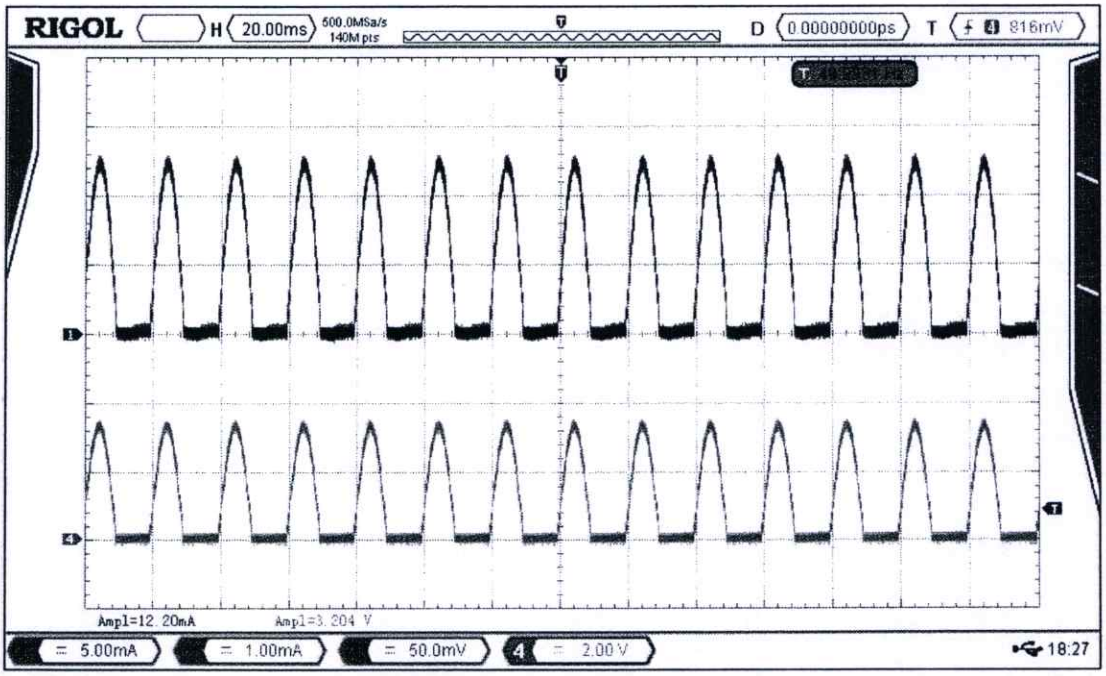
รูปที่ 4.19 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ GC

4.2.2 สัญญาณรูปแบบ GI



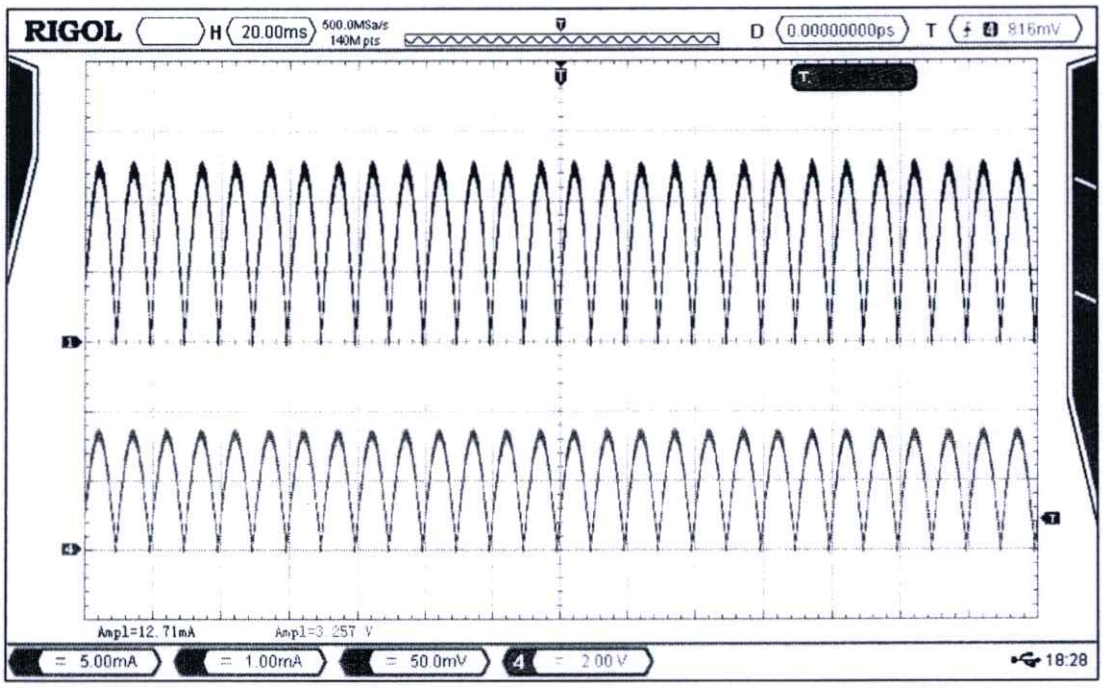
รูปที่ 4.20 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ GI

4.2.3 สัญญาณรูปแบบ MF



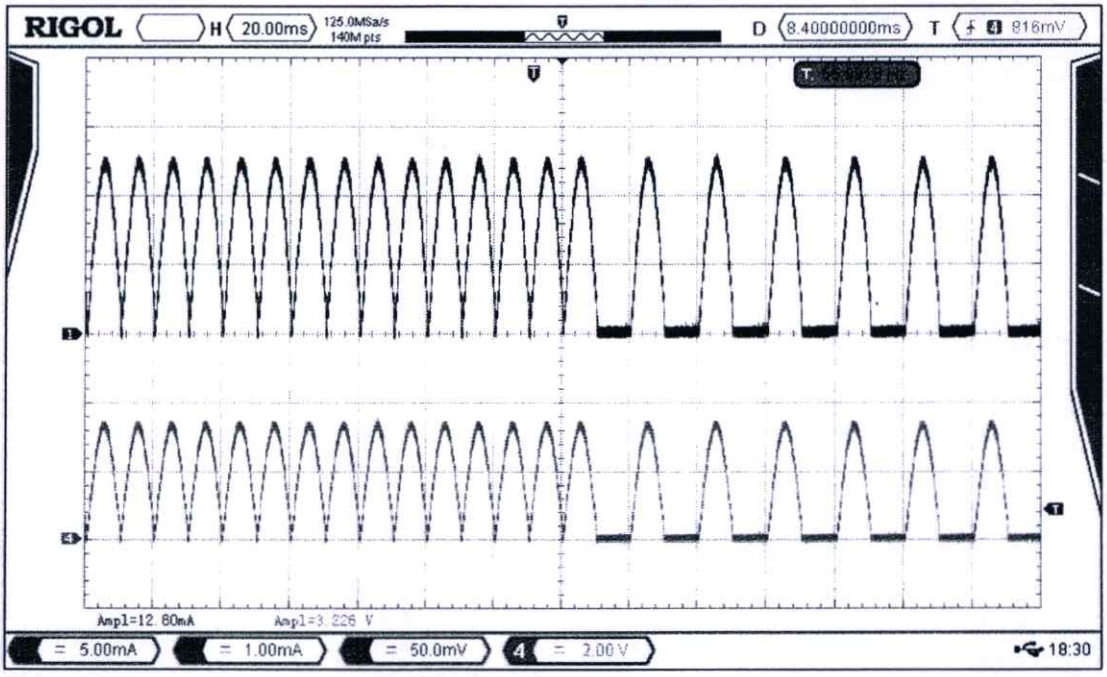
รูปที่ 4.21 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ MF

4.2.4 สัญญาณรูปแบบ DF



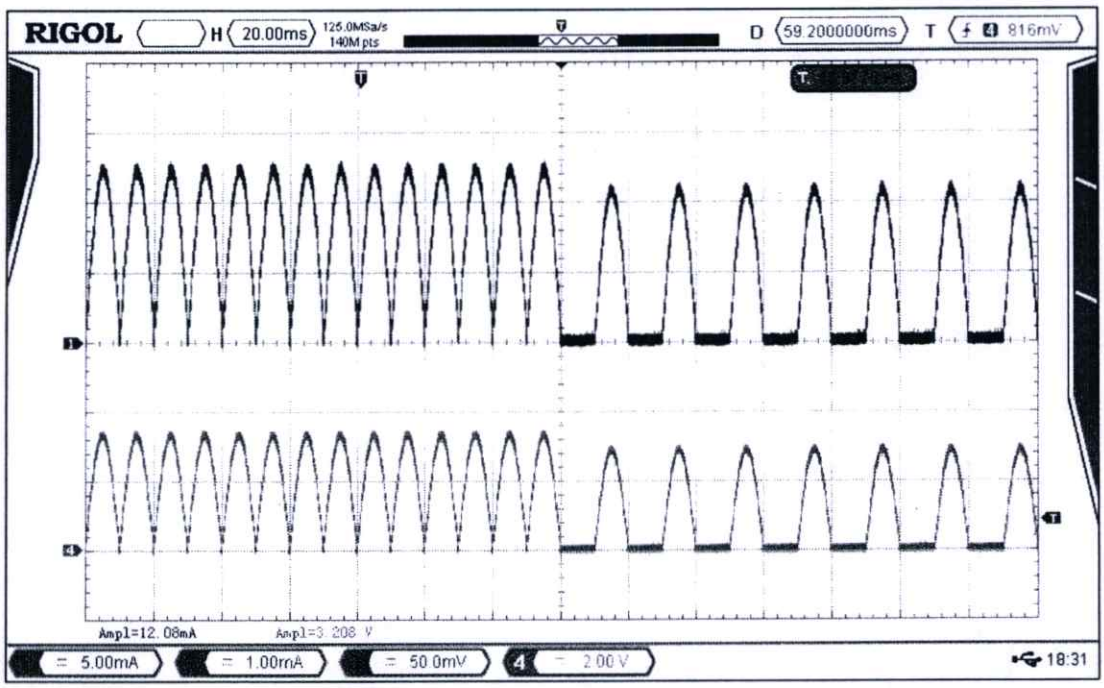
รูปที่ 4.22 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ DF

4.2.5 สัญญาณรูปแบบ CP



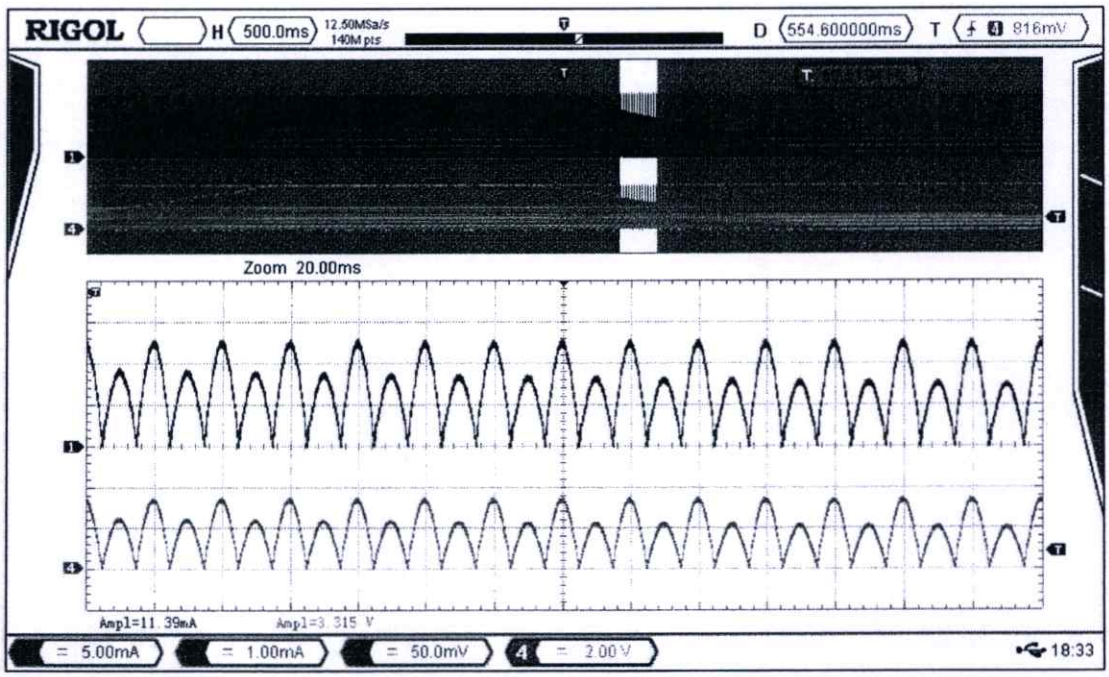
รูปที่ 4.23 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ CP

4.2.6 สัญญาณรูปแบบ CPid



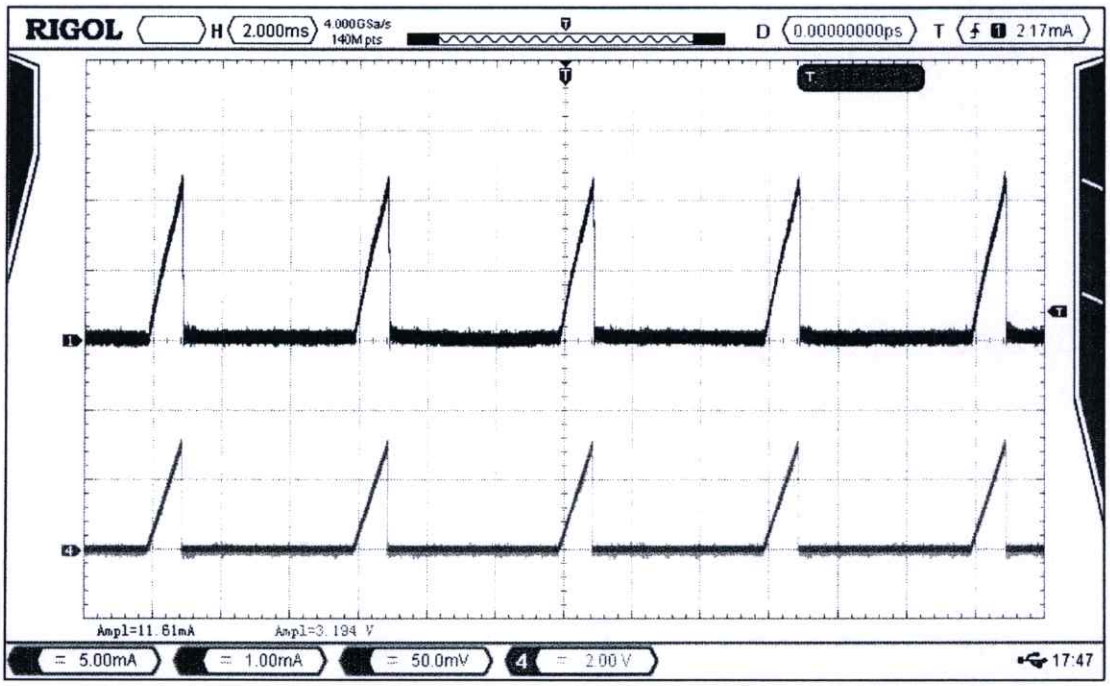
รูปที่ 4.24 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ CPid

4.2.7 สัญญาณรูปแบบ LP



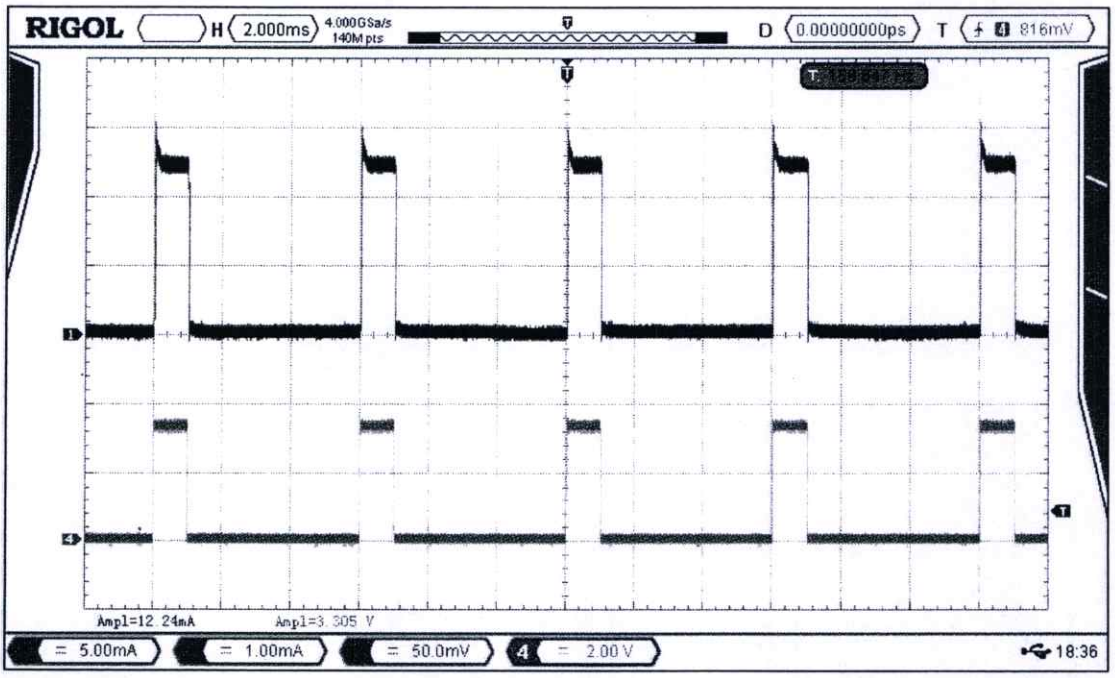
รูปที่ 4.25 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ LP

4.2.8 สัญญาณรูปแบบ TG



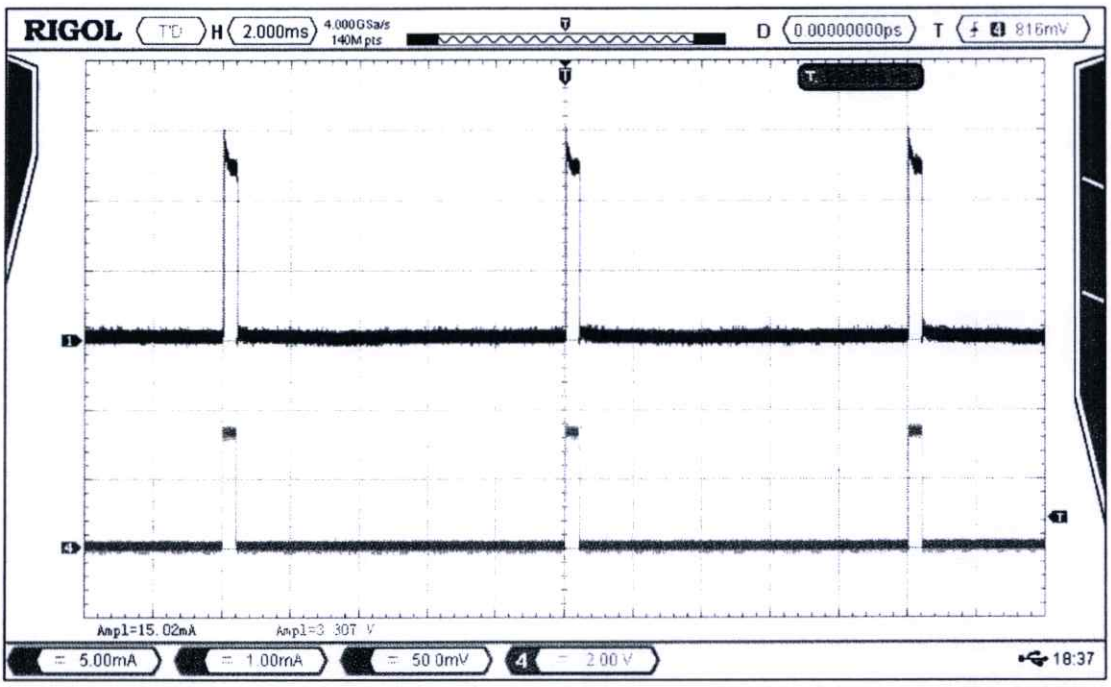
รูปที่ 4.26 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ TG

4.2.9 สัญญาณรูปแบบ RT



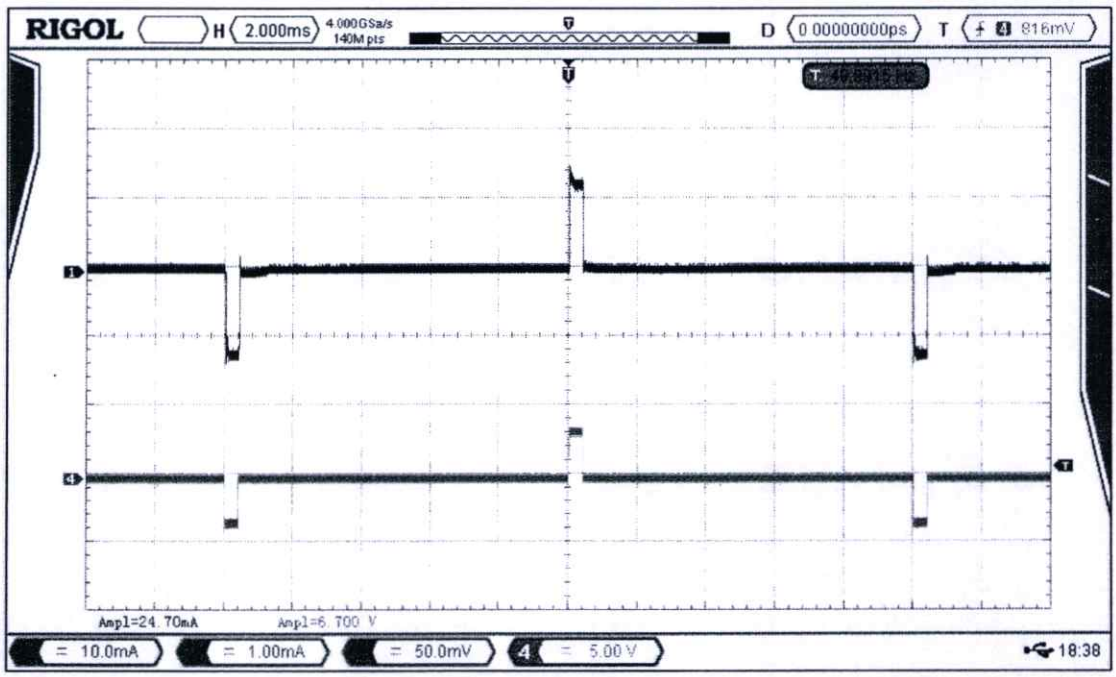
รูปที่ 4.27 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ RT

4.2.10 สัญญาณรูปแบบ ASYM



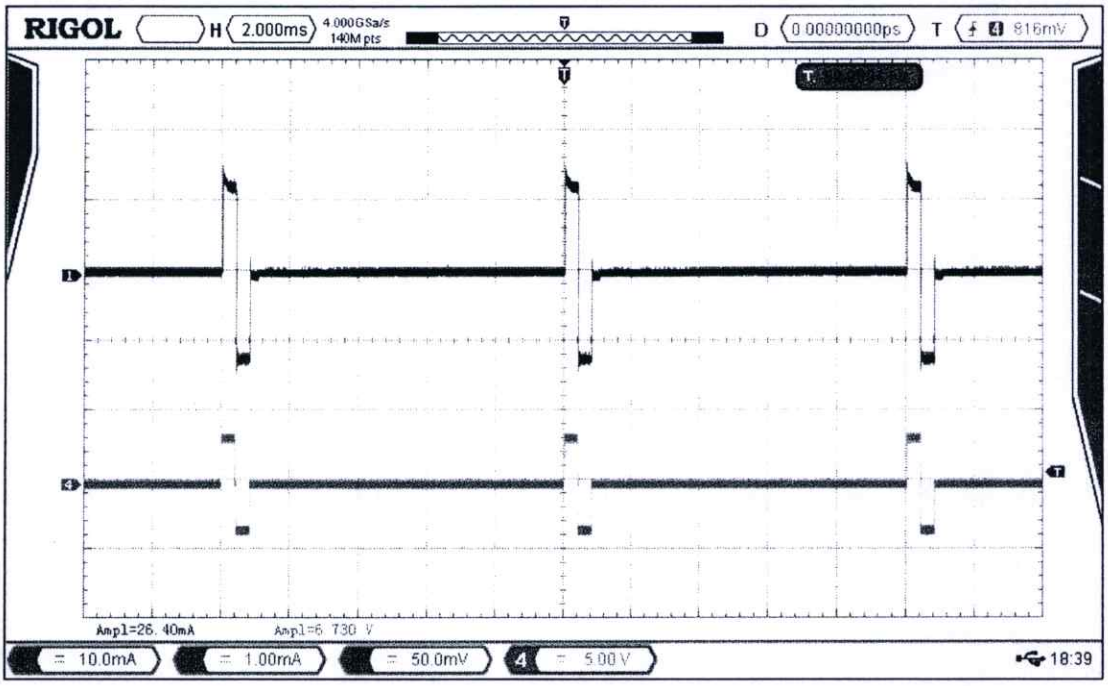
รูปที่ 4.28 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ ASYM

4.2.11 สัญญาณรูปแบบ ASYM-A



รูปที่ 4.29 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ ASYM-A

4.2.12 สัญญาณรูปแบบ SYM



รูปที่ 4.30 สัญญาณขาออกของส่วนวงจรกำลังและส่วนสร้างสัญญาณ รูปแบบ SYM

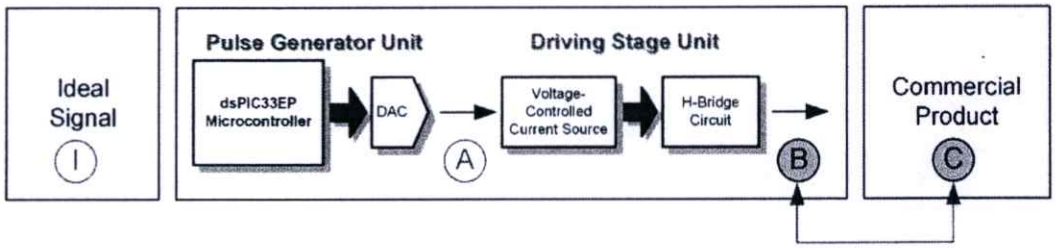
จากผลการทดสอบ สามารถสรุปได้ดังนี้

1) วงจรกำลังและขับสัญญาณสามารถสร้างสัญญาณกระแสไฟฟ้าได้อย่างถูกต้อง เป็นไปตามความสัมพันธ์ที่ออกแบบไว้และมีลักษณะเหมือนกับสัญญาณแรงดันที่สร้างจากส่วนสร้างสัญญาณความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น เป็นผลมาจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในส่วนวงจรการทำงาน (Hardware) ซึ่งสามารถปรับชดเชยได้โดยการเขียนโปรแกรมชดเชยในส่วนสร้างสัญญาณ

2) วงจรกำลังและขับสัญญาณมีเสถียรภาพในการเปลี่ยนแปลงโหลด เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงโหลดวงจรกำลังและขับสัญญาณสามารถควบคุมขนาดและลักษณะของสัญญาณกระแสให้คงที่ได้

4.3 สัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือเชิงพาณิชย์ที่ใช้ในปัจจุบัน

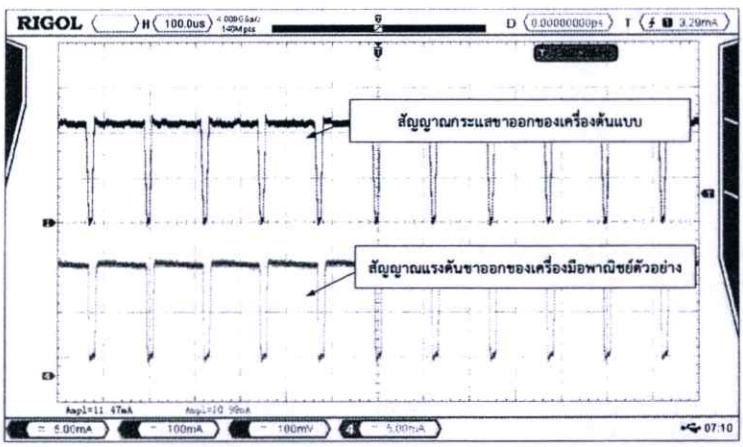
การทดสอบสัญญาณที่สร้างขึ้นจากเครื่องต้นแบบ แสดงภาพรวมในรูปที่ 4.31 สัญญาณที่นำมาวิเคราะห์ประกอบด้วย 4 ส่วนคือ 1) I: สัญญาณอุดมคติ (Ideal Signal) 2) A: สัญญาณแรงดันขาออกของส่วนสร้างสัญญาณ 3) B: สัญญาณกระแสขาออกของส่วนวงจรกำลังและขับสัญญาณ ซึ่งหมายถึงสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบด้วย และส่วนที่ 4) C: สัญญาณกระแสขาออกของเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่าง ***ซึ่งในการทดสอบหัวข้อนี้จะเป็นการทดสอบสัญญาณส่วน B กับ สัญญาณส่วน C***



รูปที่ 4.31 การทดสอบสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบกับเครื่องมือพาณิชย์

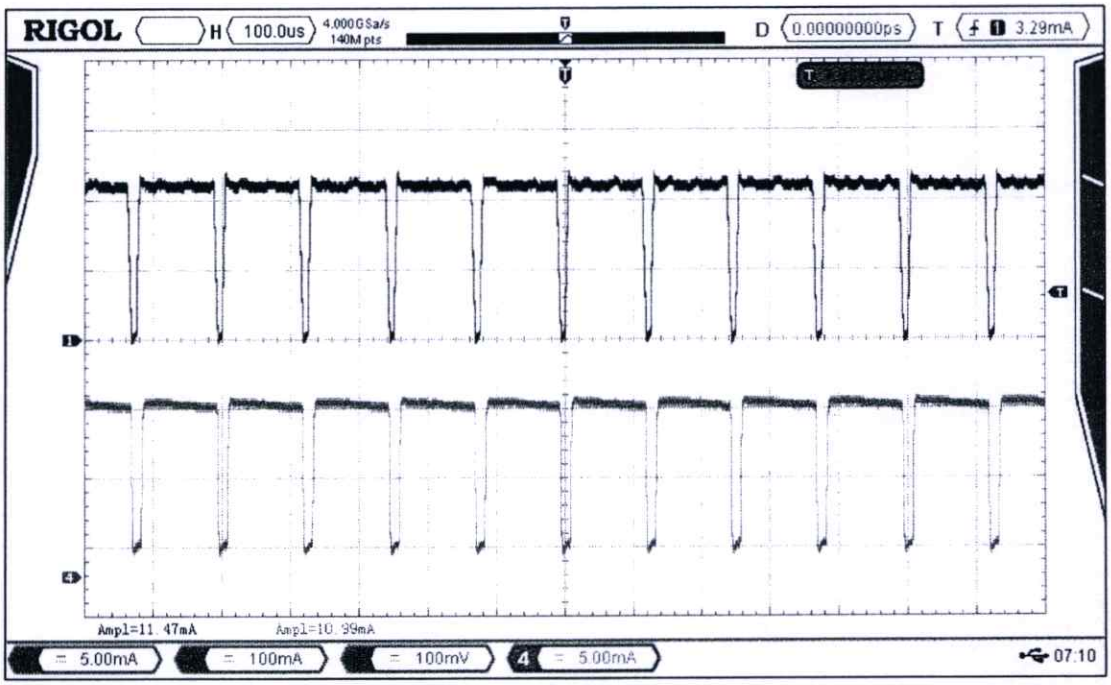
การทดสอบในหัวข้อนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องในการสร้างสัญญาณและเสถียรภาพของสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบกับเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าเชิงพาณิชย์ที่มีการใช้งานอยู่จริงในปัจจุบัน โดยเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่างที่นำมาใช้เปรียบเทียบคือเครื่องมือรุ่น Endomed 482 เป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้าที่นำเข้าจากประเทศเนเธอร์แลนด์ และะเป็นรุ่นที่ได้รับความนิยมและใช้งานมากที่สุดในโรงพยาบาลและคลินิกทั้งในภาครัฐและเอกชนในประเทศไทย ทำการทดสอบโดยการวัดสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบ และเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่าง ที่มีการปรับตั้งรูปแบบกระแสและค่าพารามิเตอร์เดียวกัน ที่โหลดความต้านทานจำลอง 500 และ 2000 Ω

ผลการทดสอบแสดงในรูปที่ 4.33 ถึง 4.44 ซึ่งจะแสดงผลลักษณะเดียวกันในทุกรูปแบบสัญญาณแสดงตัวอย่างการแสดงผลในรูปที่ 4.32 (สัญญาณสีน้ำเงิน คือสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบ ส่วนสัญญาณสีแดง คือสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องมือพาณิชย์ตัวอย่าง)

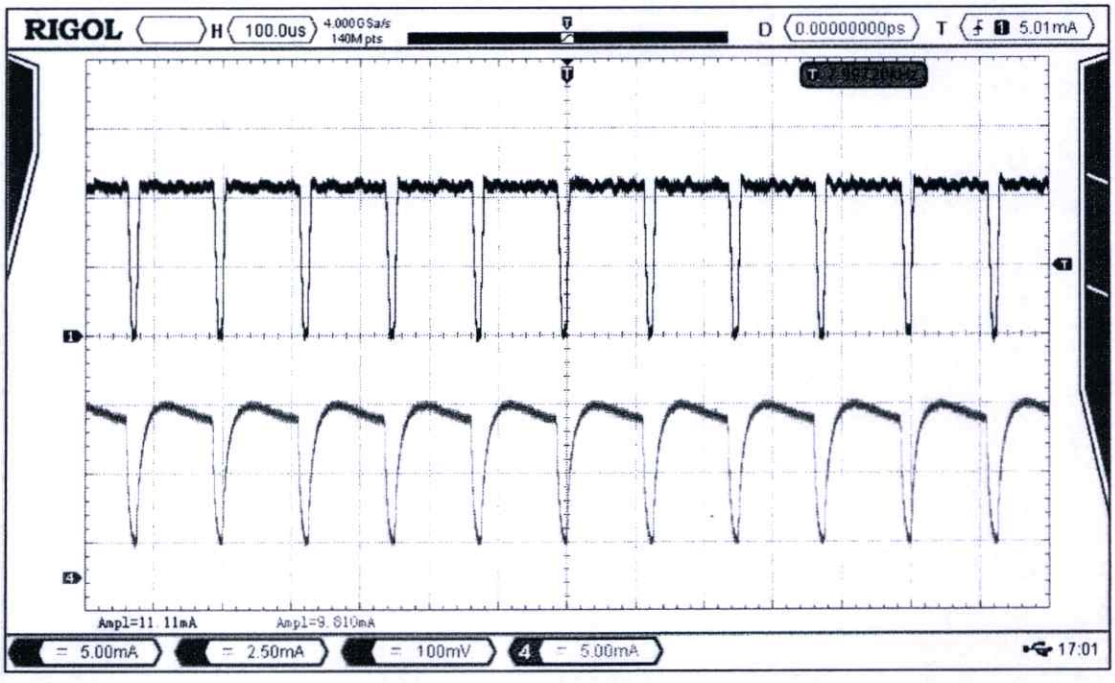


รูปที่ 4.32 ตัวอย่างการแสดงผลสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.1 รูปแบบสัญญาณ GC



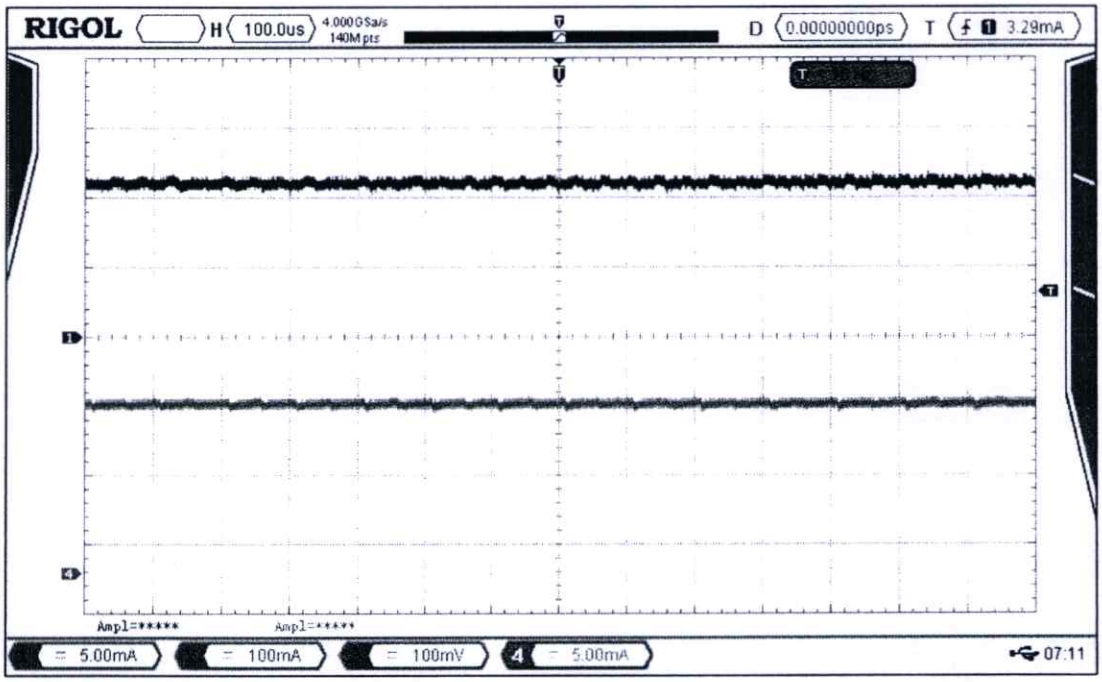
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



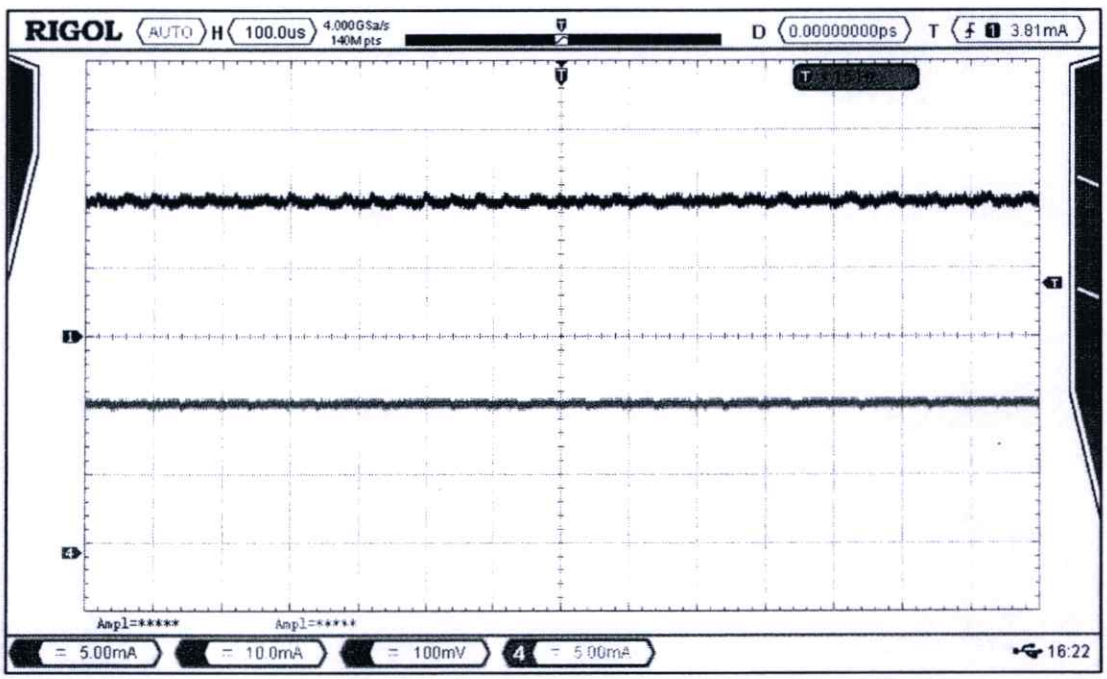
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.33 สัญญาณขาออกรูปแบบ GC ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.2 รูปแบบสัญญาณ GI



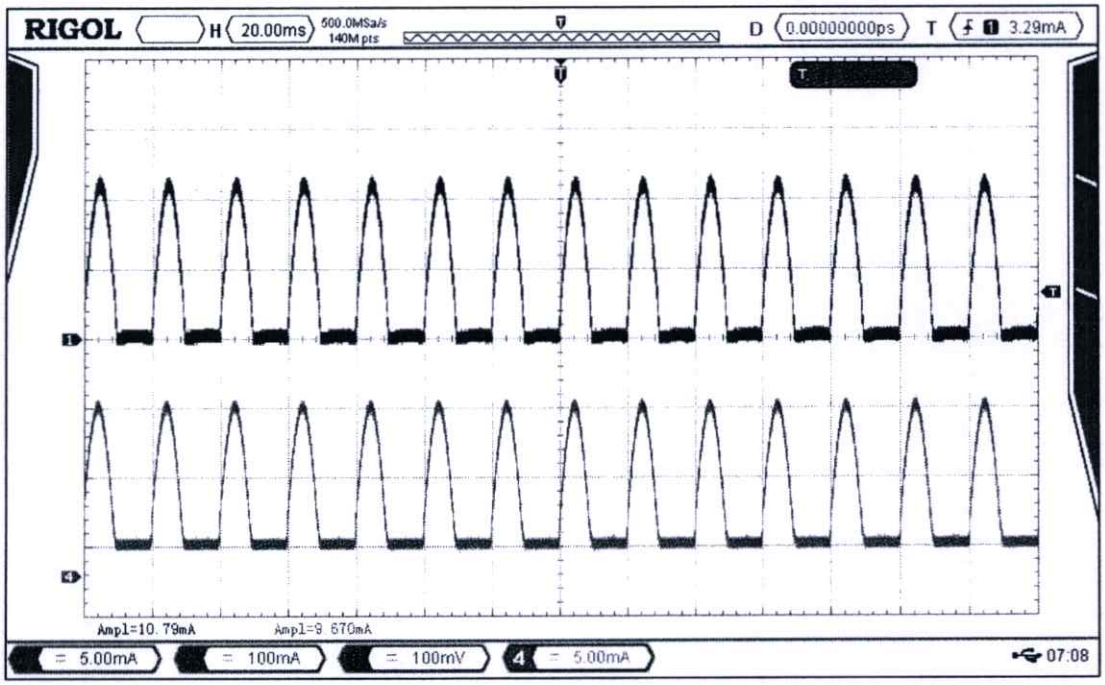
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



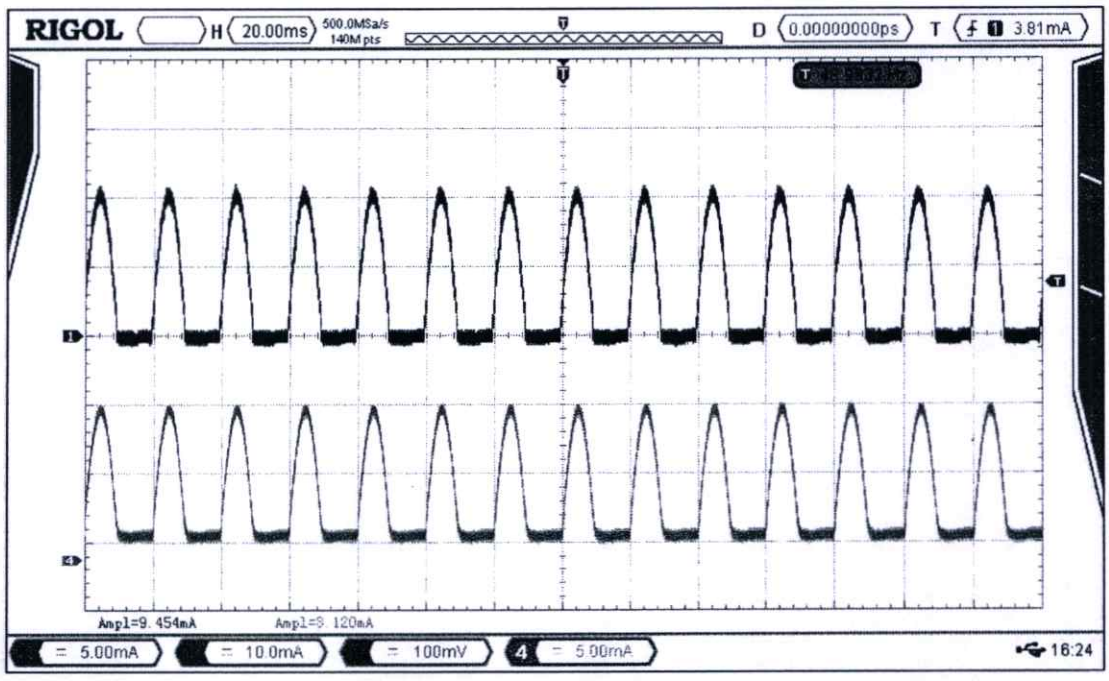
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.34 สัญญาณขาออกรูปแบบ GI ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.3 รูปแบบสัญญาณ MF



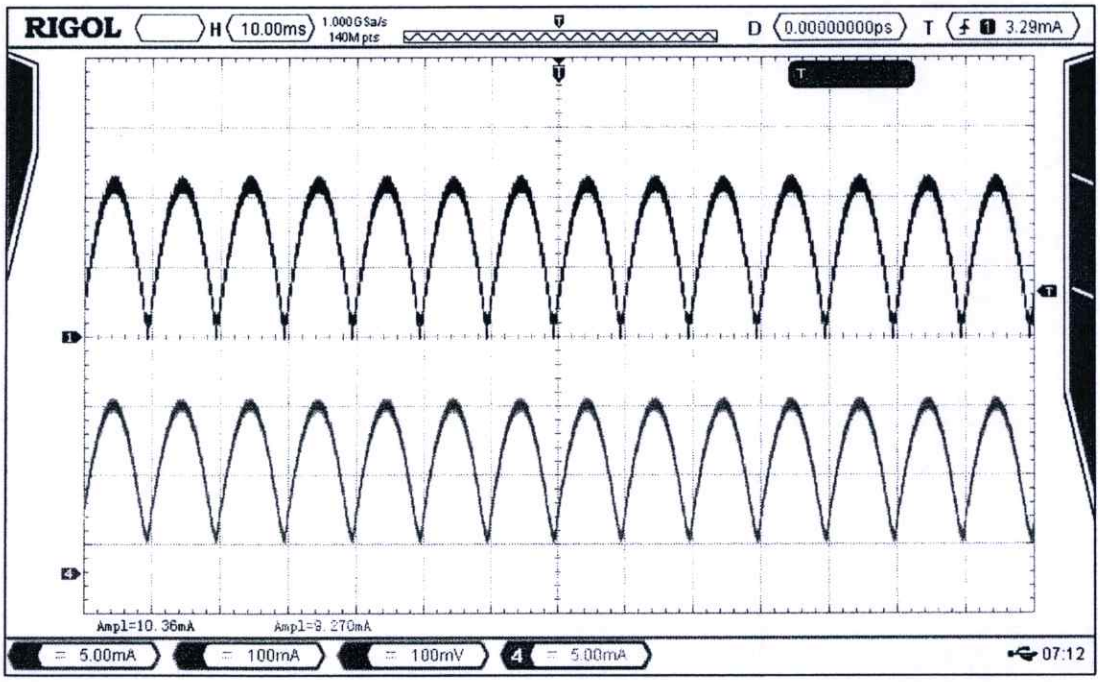
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



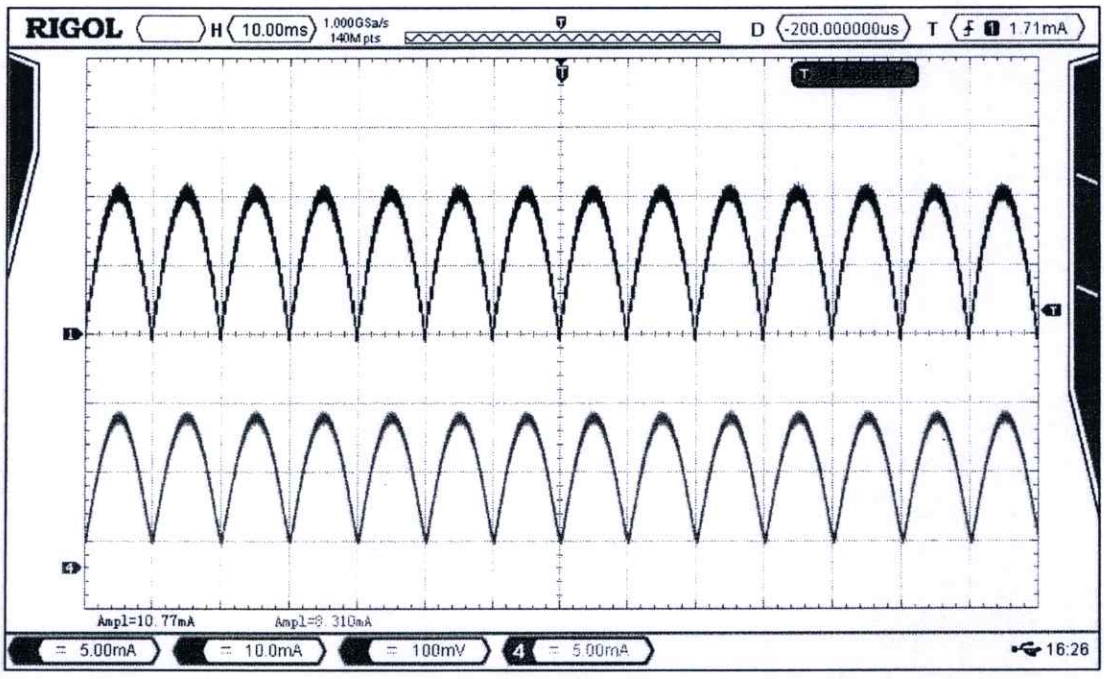
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.35 สัญญาณขาออกรูปแบบ MF ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.4 รูปแบบสัญญาณ DF



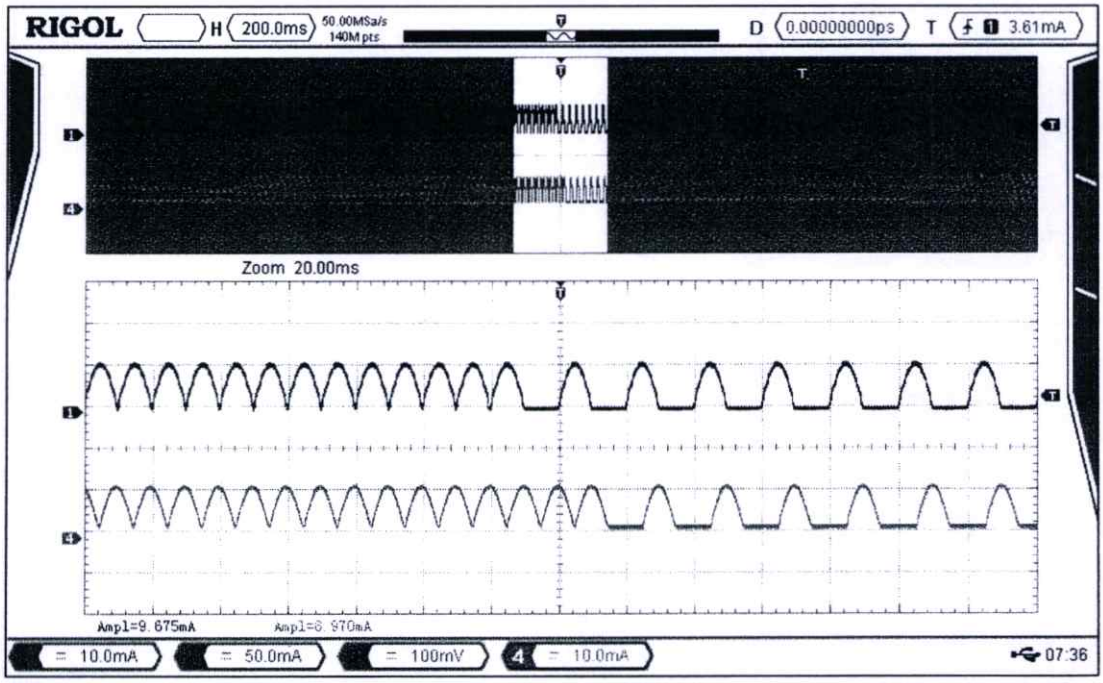
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



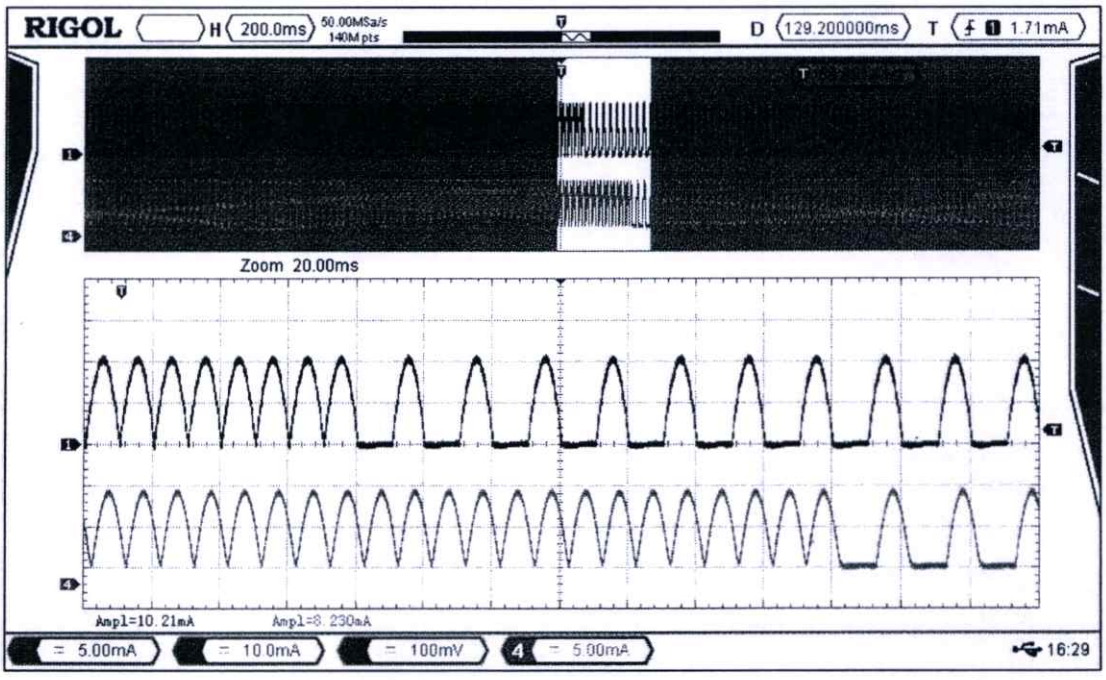
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.36 สัญญาณขาออกรูปแบบ DF ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.5 รูปแบบสัญญาณ CP



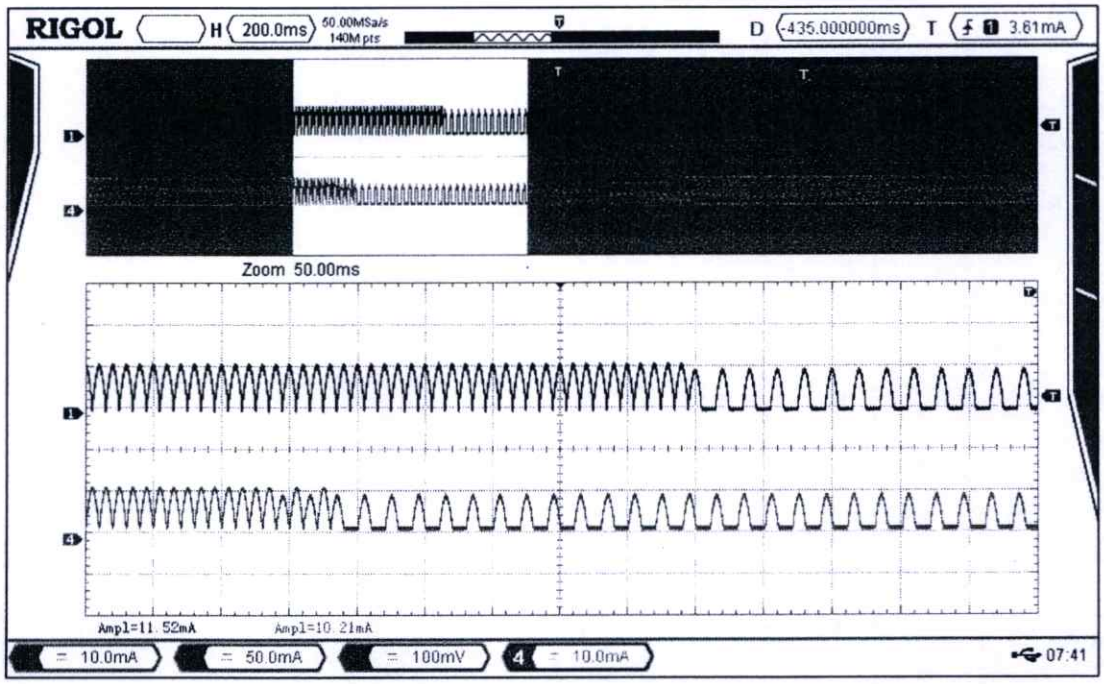
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



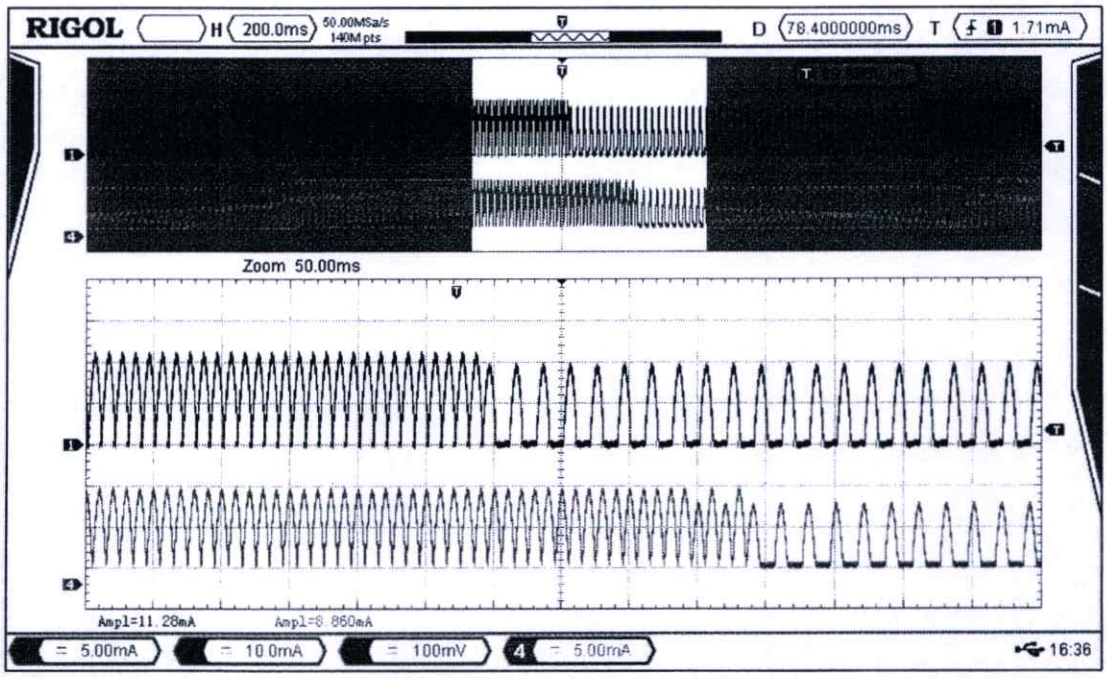
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.37 สัญญาณขาออกรูปแบบ CP ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.6 รูปแบบสัญญาณ CPid



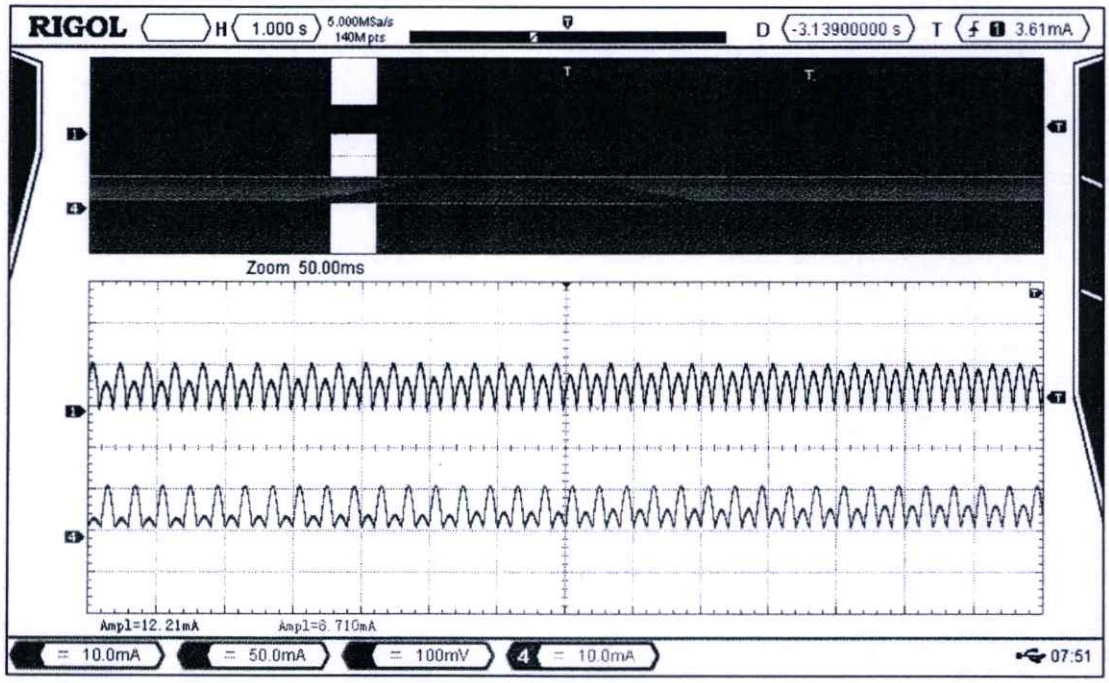
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



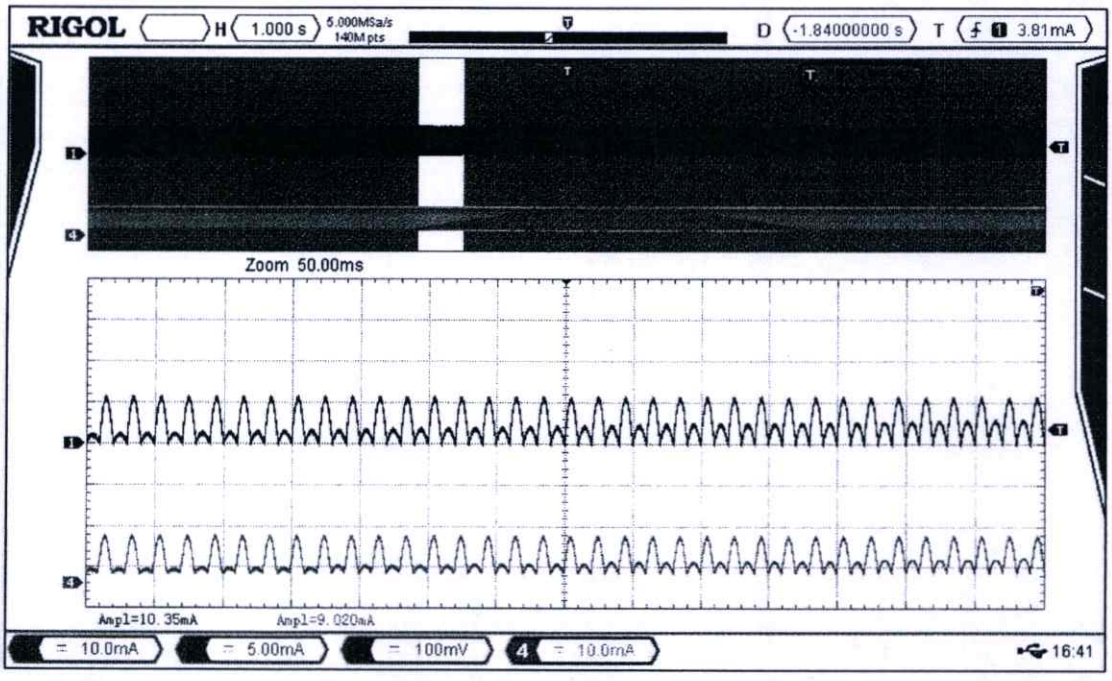
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.38 สัญญาณขาออกรูปแบบ CPid ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.7 รูปแบบสัญญาณ LP



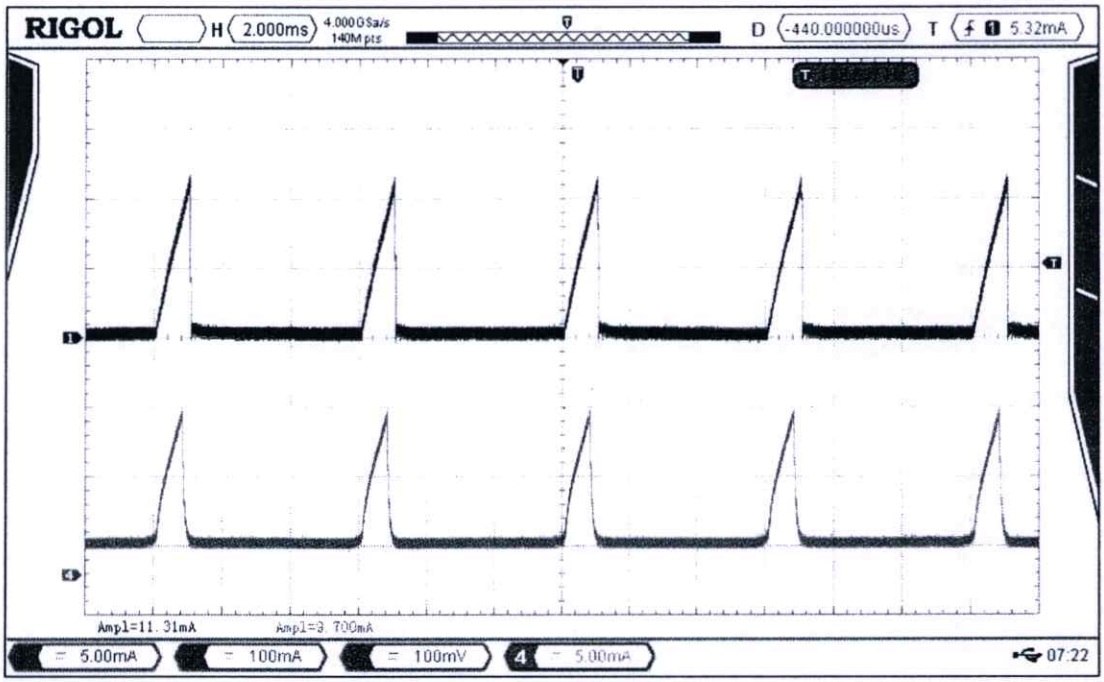
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



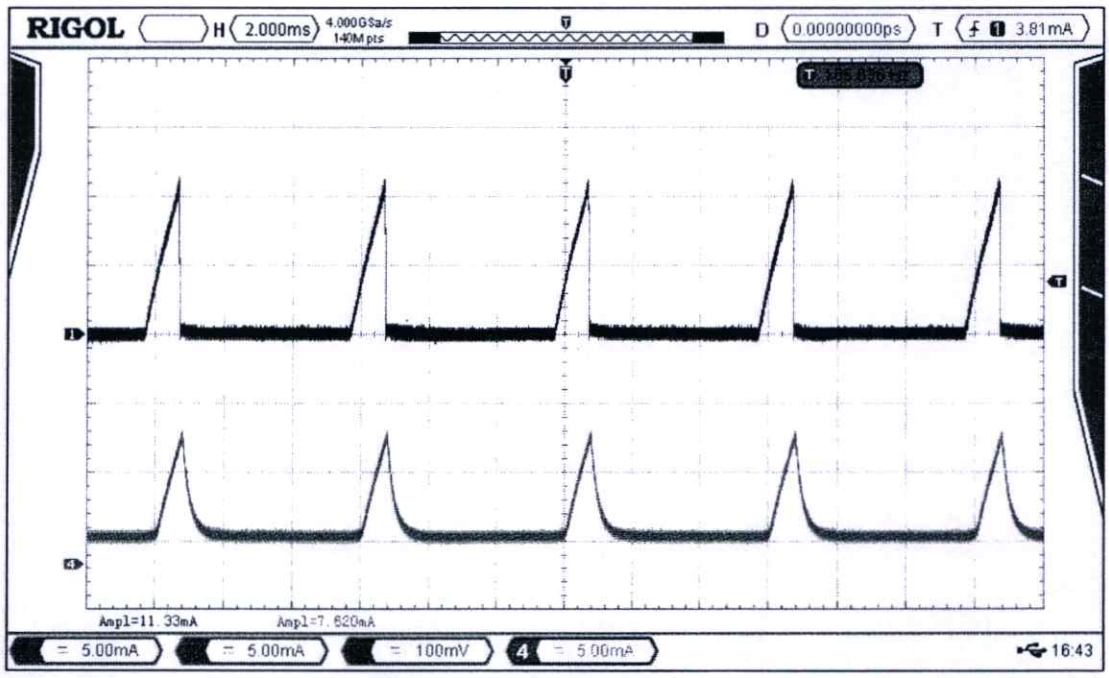
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.39 สัญญาณขาออกรูปแบบ LP ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.8 รูปแบบสัญญาณ TG



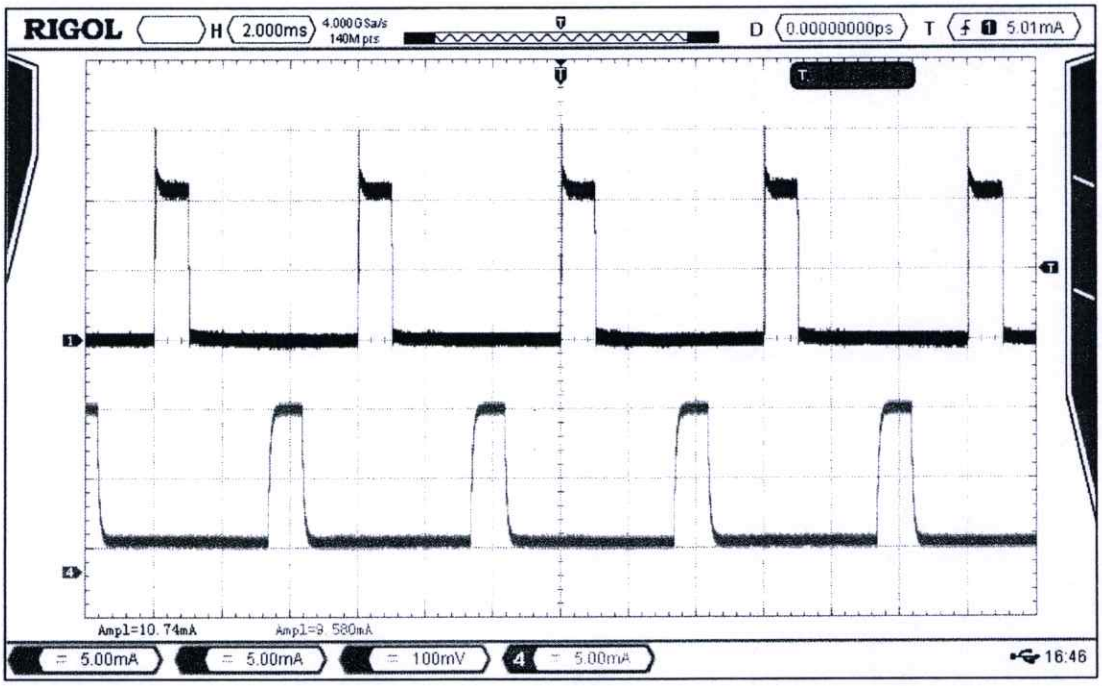
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



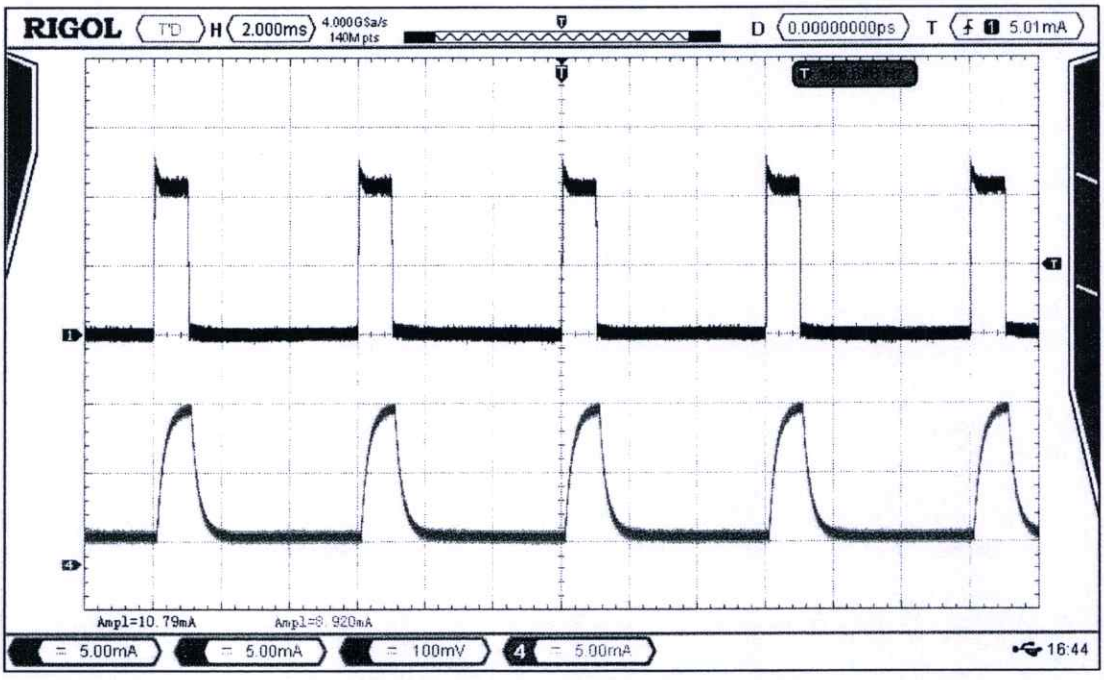
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.40 สัญญาณขาออกรูปแบบ TG ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.9 รูปแบบสัญญาณ RT



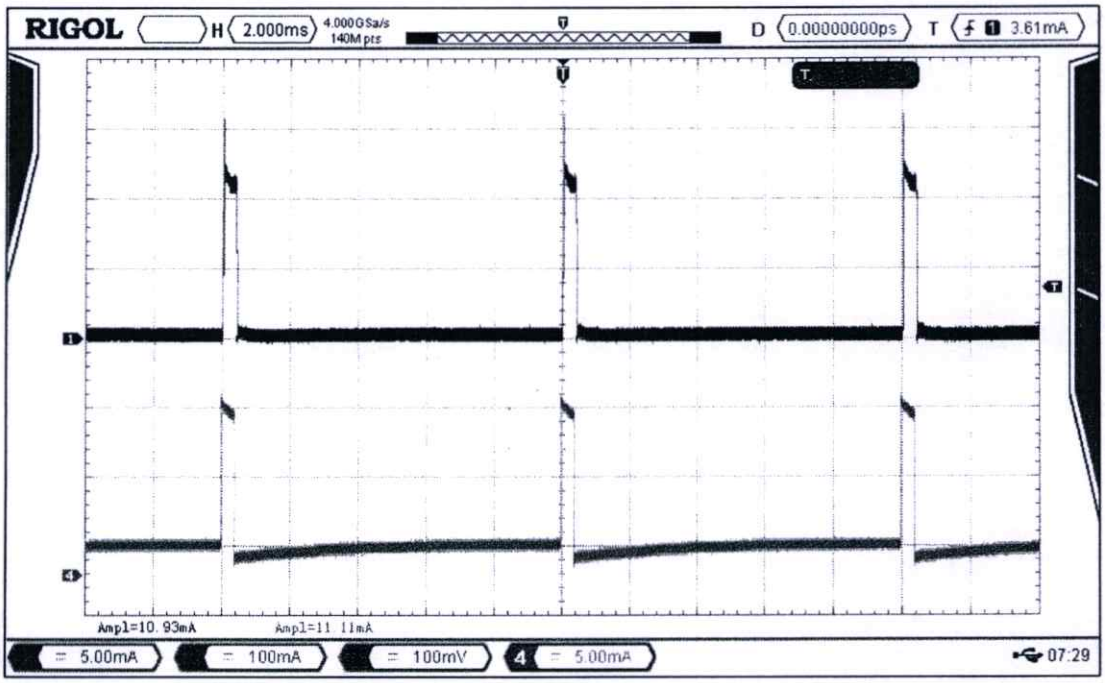
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



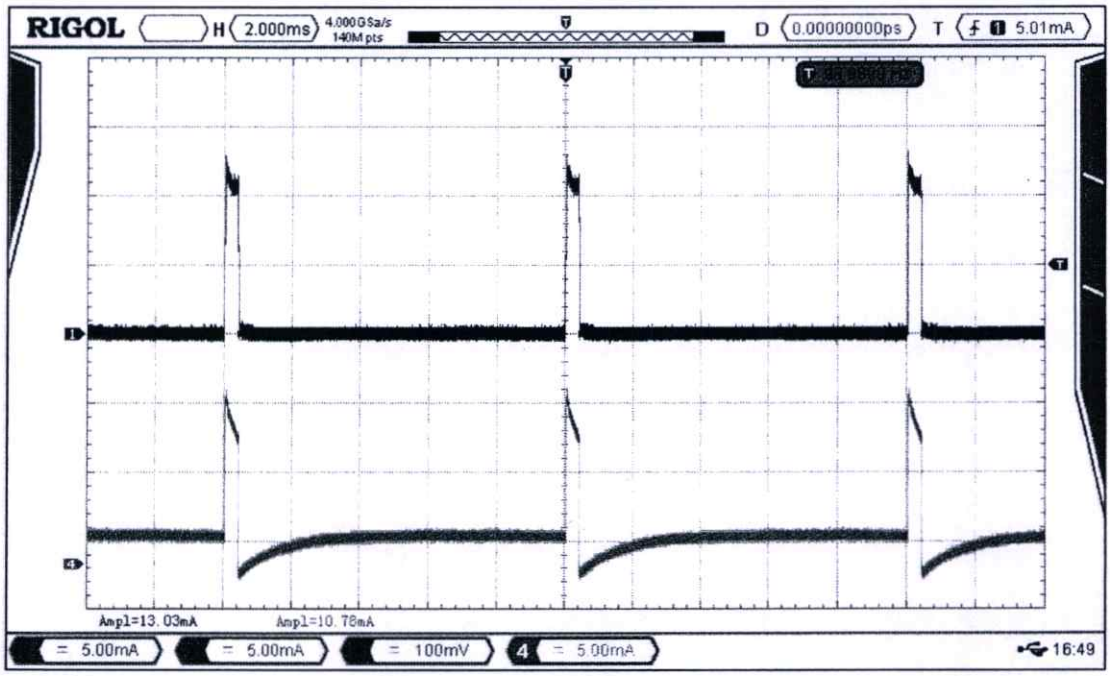
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.41 สัญญาณขาออกรูปแบบ RT ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.10 รูปแบบสัญญาณ ASYM



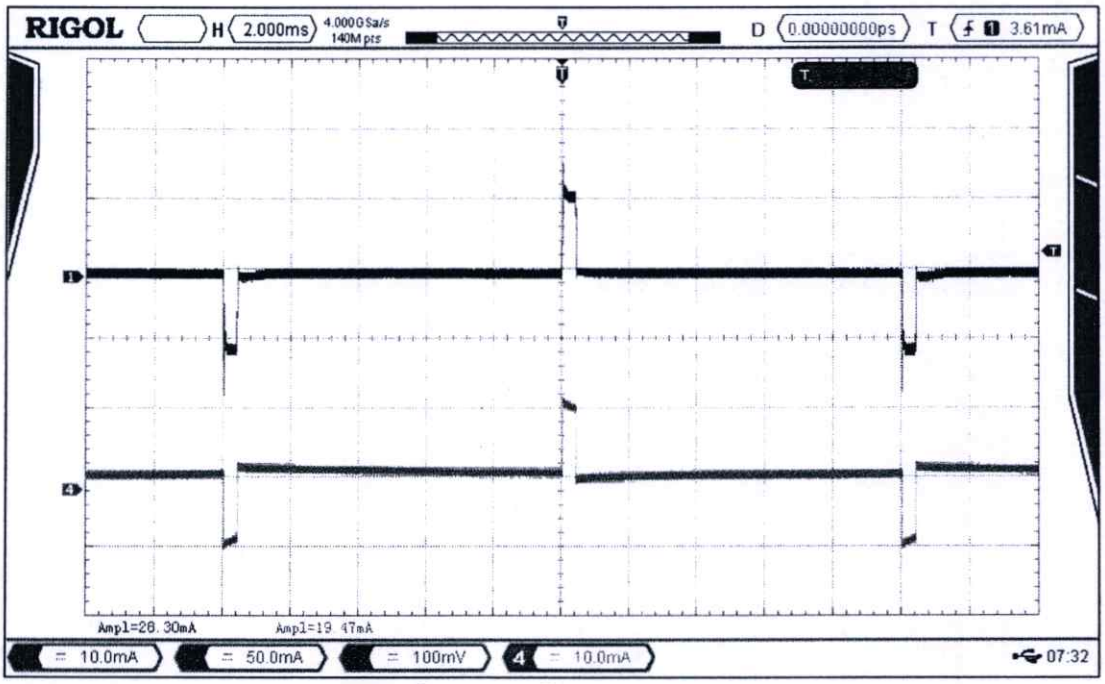
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



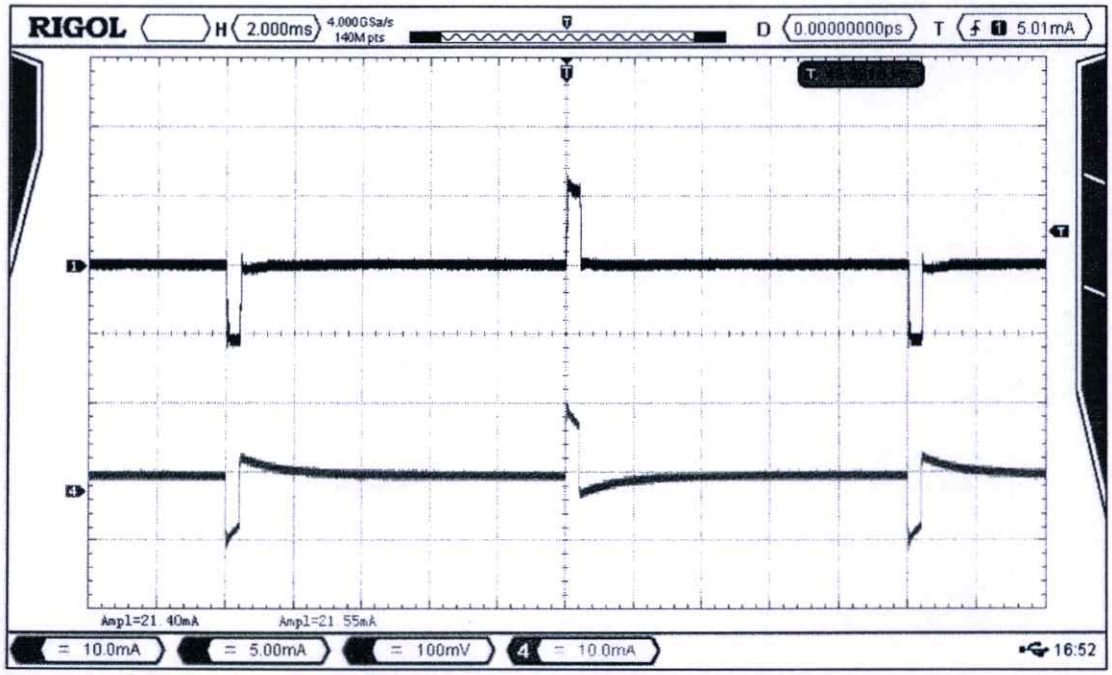
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.42 สัญญาณขาออกรูปแบบ ASYM ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.11 รูปแบบสัญญาณ ASYM-A



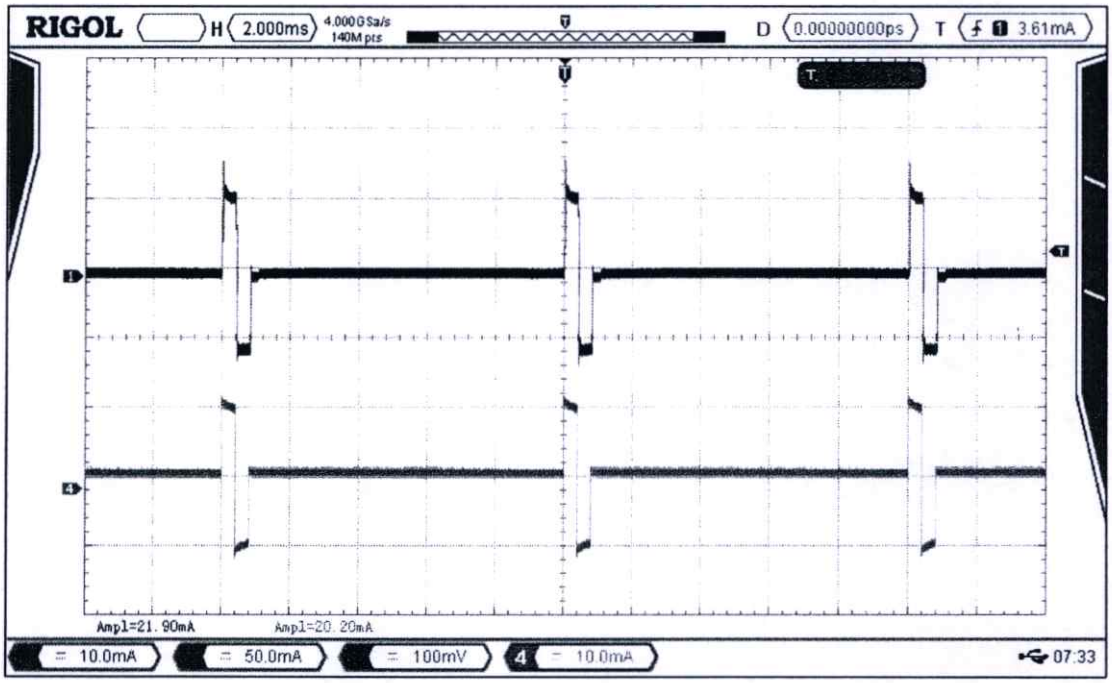
(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



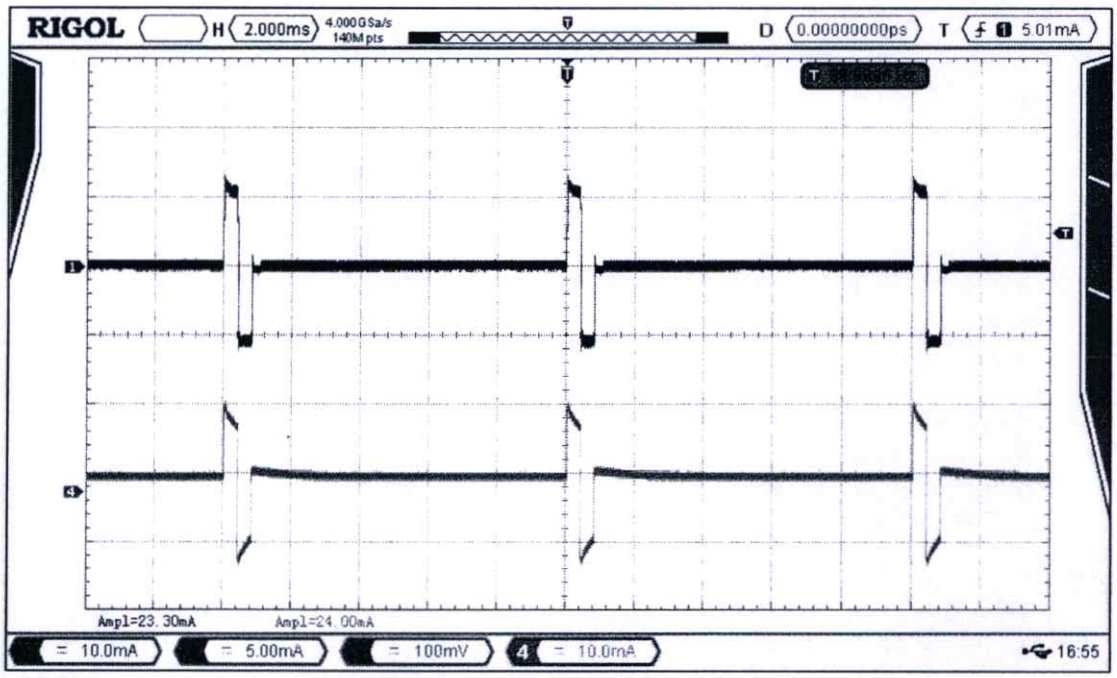
(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.43 สัญญาณขาออกรูปแบบ ASYM-A ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

4.3.12 รูปแบบสัญญาณ SYM



(ก) โหลดความต้านทาน 500 Ω



(ข) โหลดความต้านทาน 2000 Ω

รูปที่ 4.44 สัญญาณขาออกรูปแบบ SYM ของเครื่องต้นแบบเทียบกับเครื่องมือพาณิชย์

ผลการทดสอบเมื่อเปลี่ยนแปลงโหลดจาก 500 Ω ไปเป็น 2000 Ω แสดงในตารางที่ 4.2 โดยทำการเปรียบเทียบค่าแอมพลิจูดสูงสุดของสัญญาณ (Peak amplitude) และค่าความผิดเพี้ยนของสัญญาณ (Signal distortion) พบว่า สัญญาณที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีค่าแอมพลิจูดคงที่และมีลักษณะเหมือนเดิม ไม่มีความผิดเพี้ยน ขณะที่สัญญาณกระแสที่ได้จากเครื่องพาณิชย์นั้น มีบางรูปสัญญาณที่มีค่าแอมพลิจูดลดลงถึง 20 % (รูปสัญญาณ TG) และบางรูปสัญญาณที่มีความผิดเพี้ยนของสัญญาณ (รูปสัญญาณ GC TG RT ASYM ASYM-A และ SYM)

ตารางที่ 4.2 ผลเปรียบเทียบลักษณะสัญญาณเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงโหลดจาก 500 และ 2000 Ω

Signal		Peak Amplitude		Signal Distortion	
		เครื่องต้นแบบ	เครื่องพาณิชย์	เครื่องต้นแบบ	เครื่องพาณิชย์
1	GC	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	มี
2	GI	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
3	MF	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
4	DF	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
5	CP	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
6	CPid	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
7	LP	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	ไม่มี
8	TG	เท่าเดิม	ลดลง 20%	ไม่มี	มี
9	RT	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	มี
10	ASYM	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	มี
11	ASYM-A	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	มี
12	SYM	เท่าเดิม	เท่าเดิม	ไม่มี	มี

จากการทดสอบสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องต้นแบบเทียบกับสัญญาณกระแสขาออกของเครื่องพาณิชย์นั้นสามารถสรุปได้ว่า เครื่องต้นแบบนั้นสามารถสร้างสัญญาณกระแสที่มีลักษณะเหมือนสัญญาณอุดมคติ โดยสัญญาณที่ได้จากเครื่องต้นแบบนั้นมีลักษณะเหมือนกับสัญญาณที่ได้จากเครื่องพาณิชย์ และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงโหลด สัญญาณที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีเสถียรภาพมากกว่า นั่นหมายความว่า เมื่อนำไปใช้จริง สัญญาณที่ได้จากเครื่องต้นแบบจะให้ผลการรักษาที่ถูกต้องและแม่นยำกว่า

4.4 สัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบตามมาตรฐาน IEC60601-2-10

การทดสอบในหัวข้อนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบว่าสัญญาณกระแสที่ได้จากเครื่องต้นแบบนั้นมีความปลอดภัยหรือไม่ หากนำไปใช้งานจริง

IEC60601-2-10 เป็นมาตรฐานที่เกี่ยวกับข้อกำหนดด้านความปลอดภัยของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า ในหัวข้อที่ 201.12.4.104 "Limitation of output parameters" กำหนดไว้ว่า ค่ากระแสไฟฟ้าอาร์เอ็มเอส ที่โหลดขนาด 500 Ω จะต้องไม่เกินค่าที่กำหนด ในตารางที่ 4.3 และสำหรับรูปที่มีการปรับ Pulse duration มากกว่า 100 ms ให้ใช้ข้อกำหนดเดียวกับประเภท d.c.

ตารางที่ 4.3 ข้อกำหนดค่ากระแสไฟฟ้าของสัญญาณขาออกตามมาตรฐาน IEC60601-2-10

Pulse Frequency	Current limit
d.c.	80 mA
≤ 400 Hz	50 mA
> 400 Hz to ≤ 1500 Hz	80 mA
> 500 Hz	100 mA

สัญญาณกระแสทั้ง 12 รูปแบบของเครื่องต้นแบบนั้นแบ่งตามมาตรฐานได้ 3 ประเภทคือ สัญญาณ d.c. สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่า 400 Hz และสัญญาณที่มีความถี่มากกว่า 500 Hz ทำการทดสอบโดยปรับค่ากระแสที่ค่าสูงสุดของแต่ละรูปแบบสัญญาณ และค่า pulse duration สูงสุดสำหรับรูปแบบที่สามารถปรับได้ แล้วทำการวัดค่ากระแสอาร์เอ็มเอสของแต่ละรูปแบบสัญญาณ ผลการทดสอบแสดงในตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ผลการทดสอบสัญญาณขาออกตามมาตรฐาน IEC60601-2-10

Signal	Setting Value			Current Output		
	Pulse Duration	Pulse frequency	Intensity	Prototype		IEC Allowed
				I_{PEAK}	I_{RMS}	I_{RMS}
1. GI	N/A	0 Hz	40 mA	*40 mA*	*40 mA*	80 mA
2. GC	15.6 µs	8 kHz	40 mA	*40 mA*	*39.4 mA*	100 mA
3. MF	N/A	50 Hz	70 mA	*69.8 mA*	*35.9 mA*	50 mA
4. DF	N/A	100 Hz	70 mA	*69.7 mA*	*49.25 mA*	50 mA
5. CP	N/A	50/100 Hz	70 mA	*69.8 mA*	*49.17 mA*	50 mA
6. CPid	N/A	50/100 Hz	70 mA	*69.5 mA*	*48.95 mA*	50 mA

Signal	Setting Value			Current Output		
	Pulse Duration	Pulse frequency	Intensity	Prototype		IEC Allowed
				I_{PEAK}	I_{RMS}	I_{RMS}
7. LP	N/A	50/100 Hz	70 mA	*68.9 mA*	*49.91 mA*	50 mA
8. TG	1000 ms	0.2 Hz	80 mA	*79.1 mA*	*37.76 mA*	80 mA
9. RT	1000 ms	0.2 Hz	80 mA	*79.6 mA*	*39.87 mA*	80 mA
10.ASYM	400 µs	200 Hz	140 mA	*140.5 mA*	*38.01 mA*	50 mA
11.ASYM-A	400 µs	200 Hz	140 mA	*139.8 mA*	*40.20 mA*	50 mA
12.SYM	400 µs	200 Hz	140 mA	*140.7 mA*	*45.80 mA*	50 mA

จากผลการทดสอบ สรุปได้ว่า ค่ากระแสอาร์เอ็มเอสของสัญญาณขาออกของเครื่องต้นแบบเป็นไปตามที่มาตรฐานกำหนด นั่นหมายความว่าสัญญาณที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีความปลอดภัยในการนำไปใช้งานจริง

4.5 ความถูกต้องของการปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ

การทดสอบในหัวข้อนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความสามารถในการปรับค่าพารามิเตอร์ของเครื่องต้นแบบ ว่าสามารถปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆได้อย่างถูกต้องหรือไม่ โดยแบ่งออกเป็น 3 ตอนคือ การทดสอบการปรับค่าแอมพลิจูด (Amplitude) การทดสอบการปรับค่าความถี่ (Pulse Frequency) และทดสอบปรับค่าช่วงกระตุ้นหรือค่าความกว้างพัลส์ (Pulse duration) โดยค่าที่ใช้ปรับเพื่อทดสอบนั้นแสดงในตารางที่ 4.5

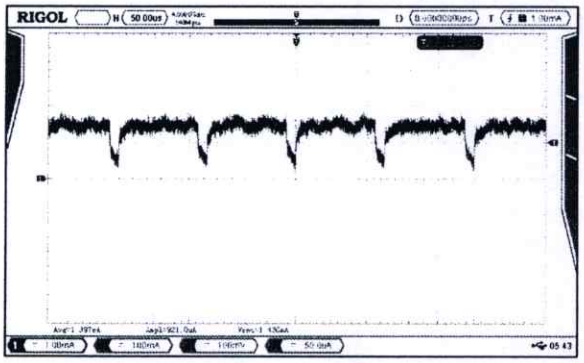
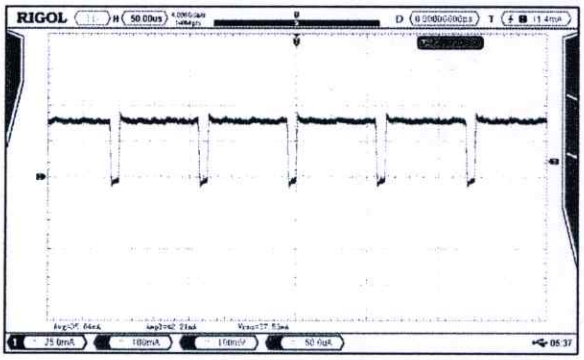
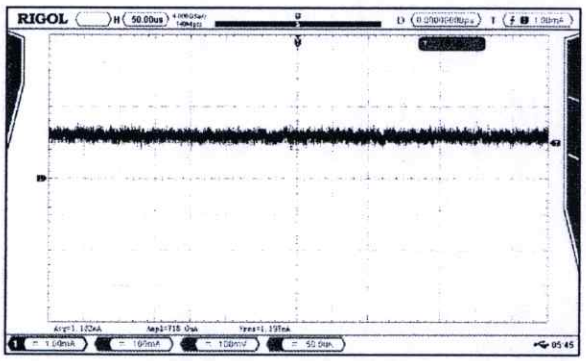
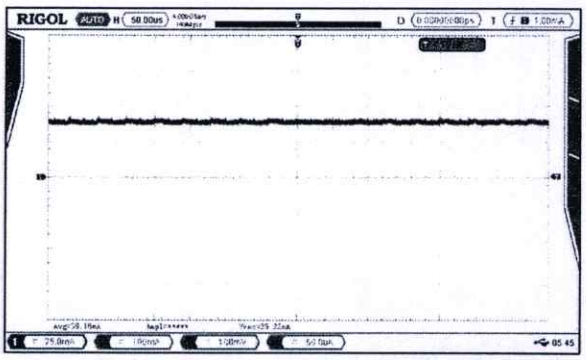
ตารางที่ 4.5 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการทดสอบความถูกต้องในการปรับค่าของสัญญาณ

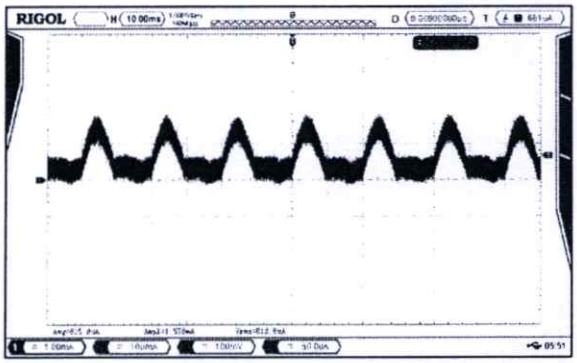
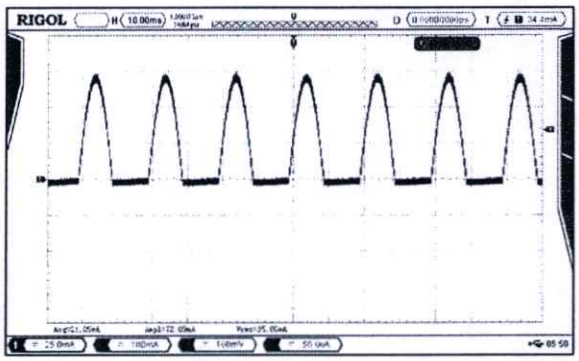
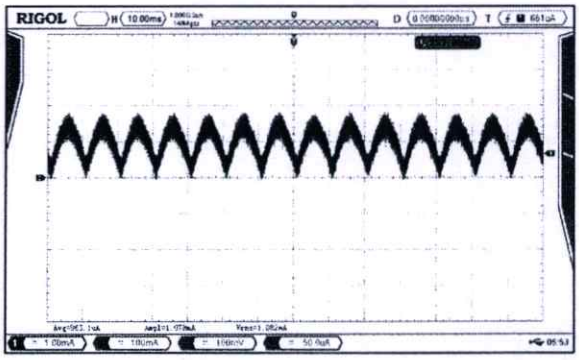
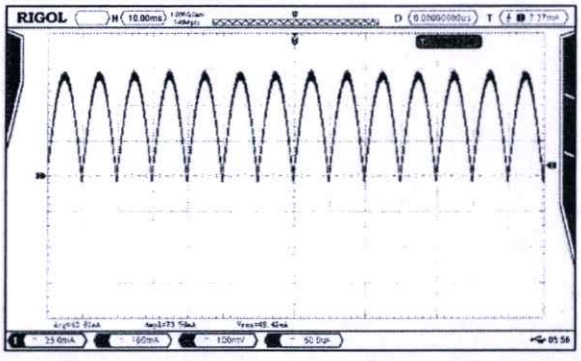
ค่า / พารามิเตอร์	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	ความละเอียด
Amplitude	0 mA	140 mA	0.2 mA
Pulse duration	100 µs	1000 ms	100 µs / 1 ms
Pulse Frequency	0.2	200 Hz	0.1 1 Hz

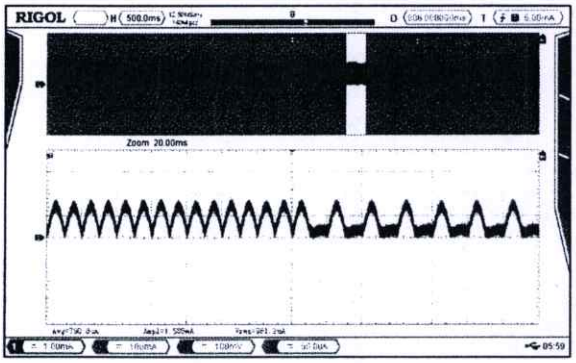
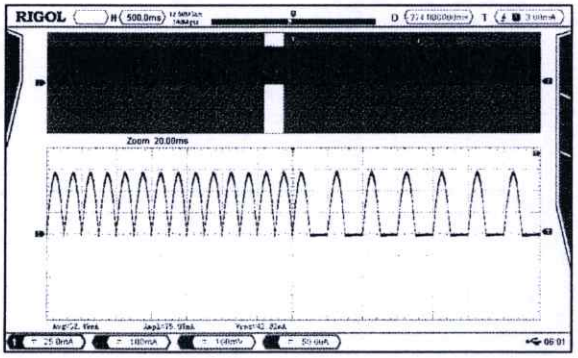
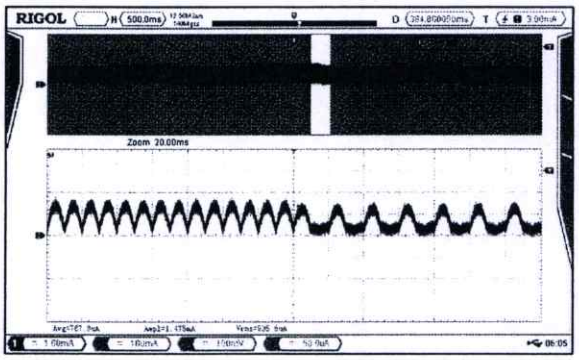
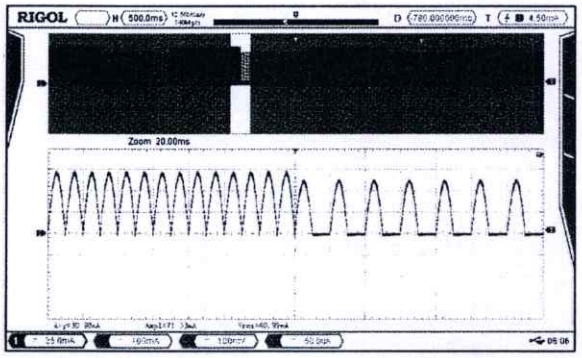
4.5.1 การปรับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณกระแสกระตุ้น

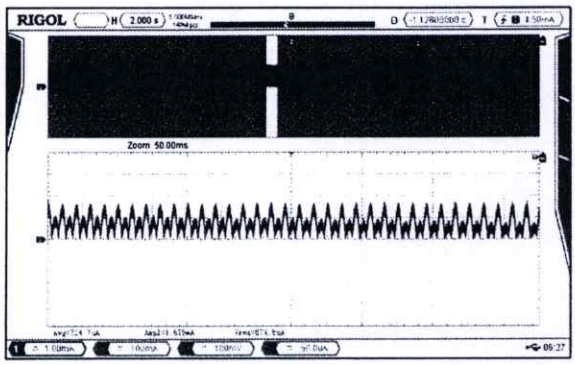
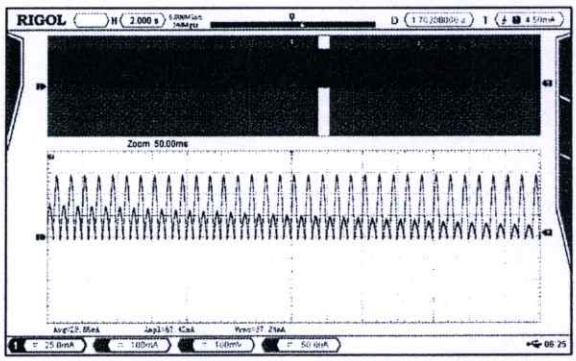
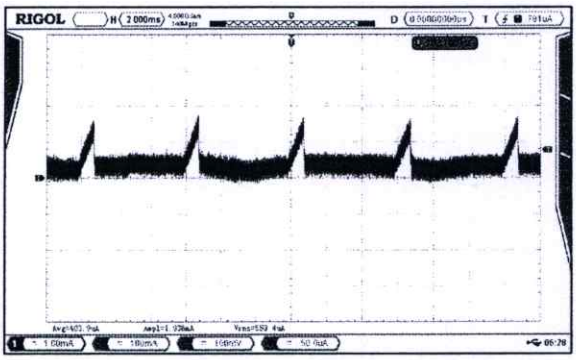
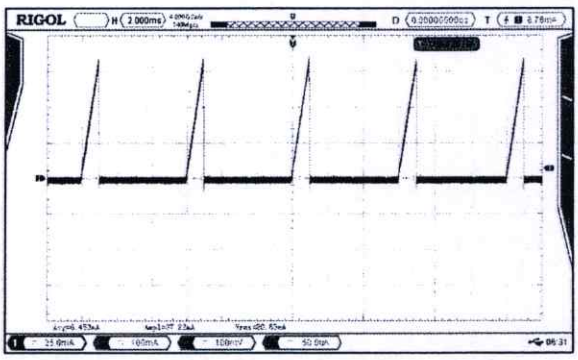
การทดสอบการปรับค่าแอมพลิจูดนั้น ทำโดยการปรับค่าตั้งแต่ค่า 1 mA ไปจนถึงค่าสูงสุดที่แต่ละรูปแบบสัญญาณสามารถปรับได้ (40-140 mA) แล้วตรวจจับสัญญาณกระแส โดยทำการทดสอบลักษณะเดียวกันกับทุกรูปแบบสัญญาณ แสดงผลการทดสอบดังตารางที่ 4.5 โดยแต่ละรูปแบบสัญญาณจะแสดงผลการตรวจจับสัญญาณที่ 1 mA และค่าสูงสุดที่ปรับได้เท่านั้น

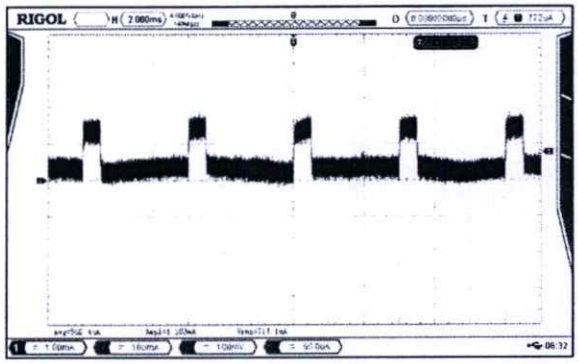
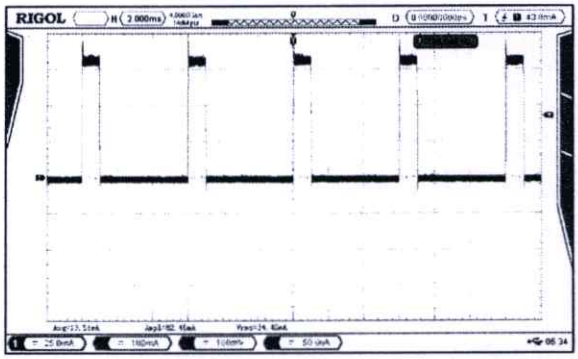
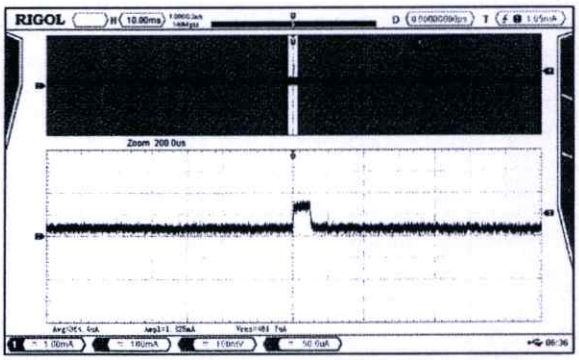
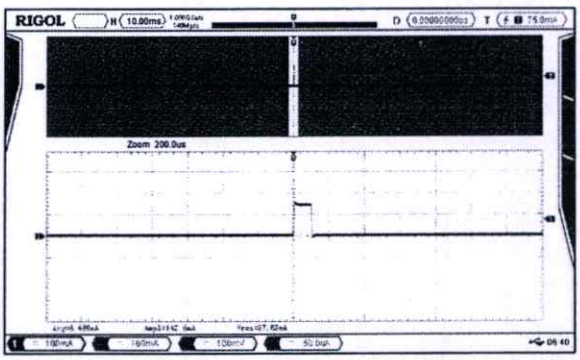
ตารางที่ 4.6 ผลทดสอบการปรับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ

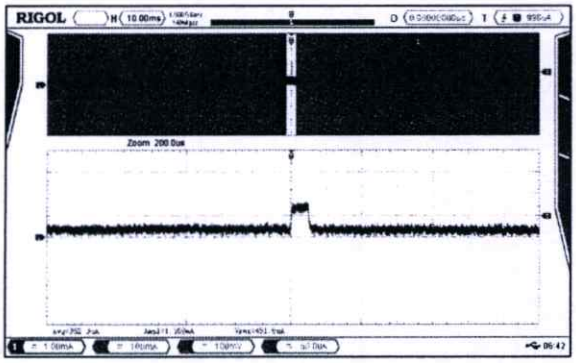
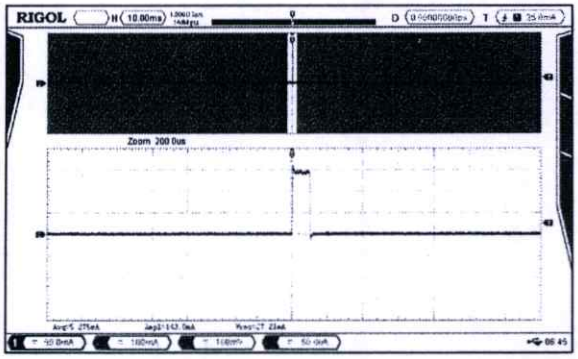
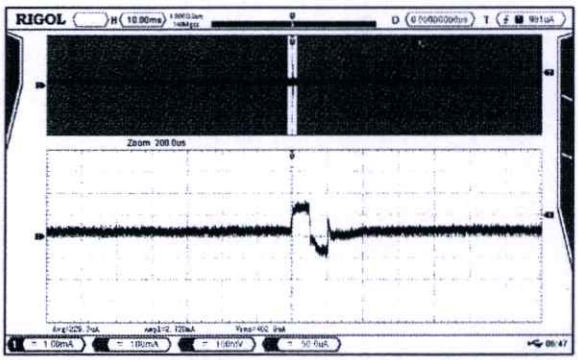
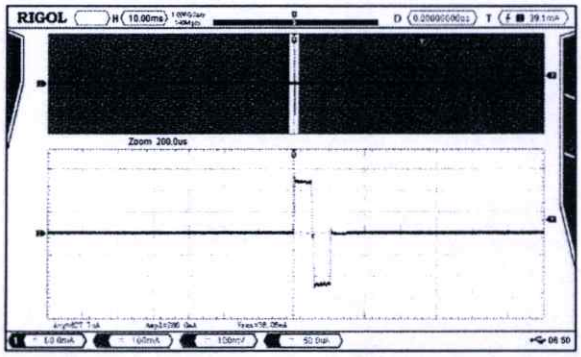
ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
1. GC	1 mA	
	40 mA	
2. GI	1 mA	
	40 mA	

ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
3. MF	1 mA	
	70 mA	
4. DF	1 mA	
	70 mA	

ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
5. CP	1 mA	
	70 mA	
6. CPid	1 mA	
	70 mA	

ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
7. LP	1 mA	
	70 mA	
8. TG	1 mA	
	80 mA	

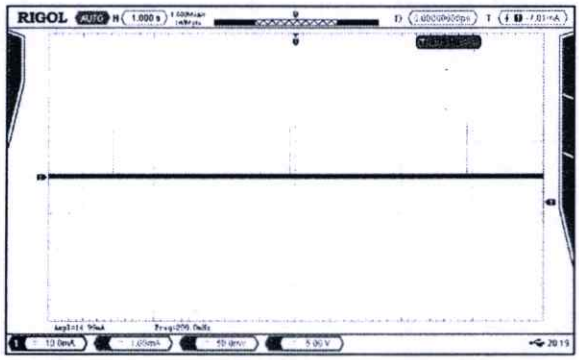
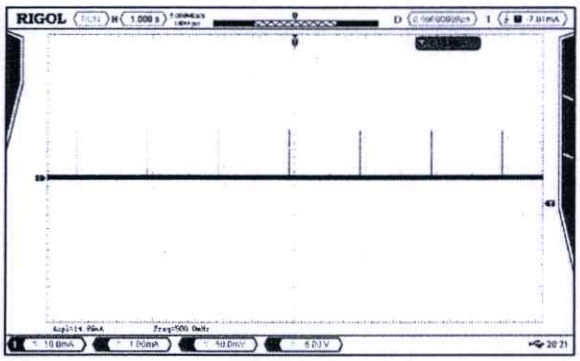
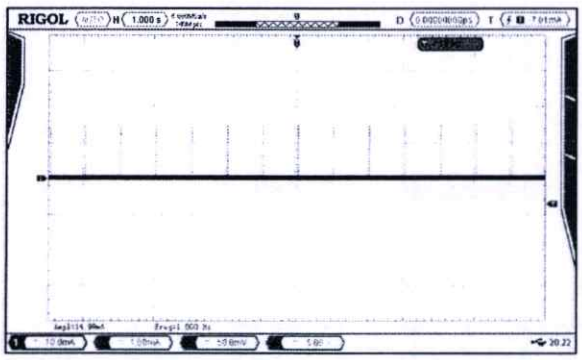
ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
9. RT	1 mA	
	80 mA	
10. ASYM	1 mA	
	140 mA	

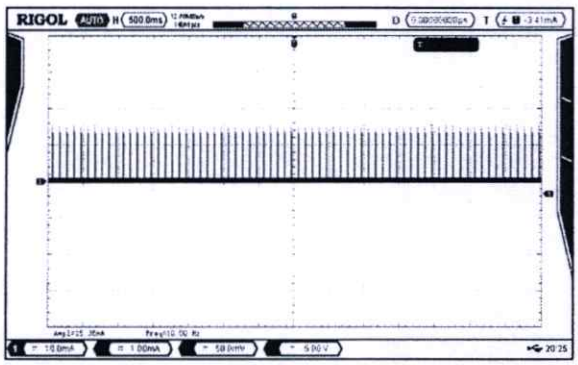
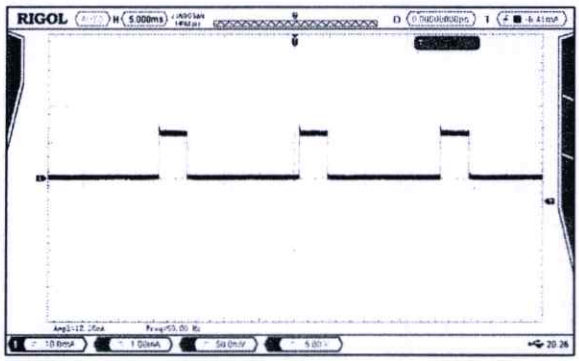
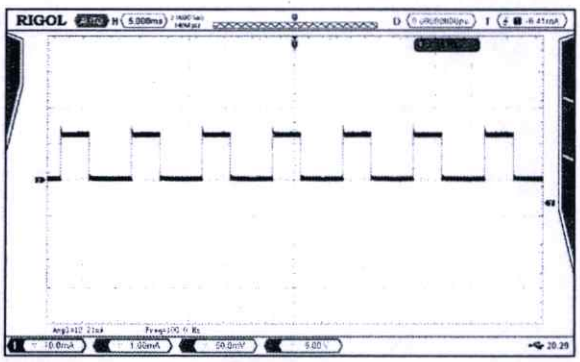
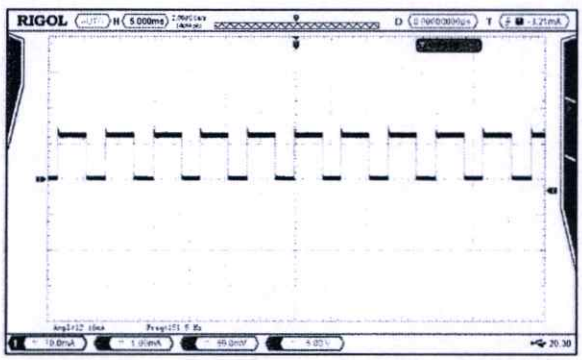
ชนิดรูปคลื่น	ขนาดกระแส	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
11. ASYM-A	1 mA	
	140 mA	
12. SYM	1 mA	
	140 mA	

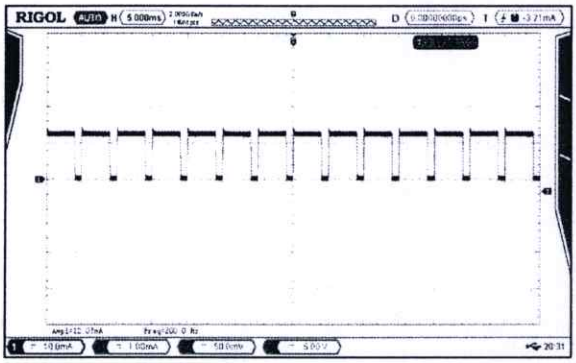
4.5.2 การปรับค่าความถี่ของสัญญาณกระแสกระตุ้น

รูปคลื่นที่สามารถปรับเปลี่ยนความถี่ ได้นั้นมี 5 รูปแบบ ได้แก่ TG, RT, ASYM, ASYM-A และ SYM โดยใช้หลักการเดียวกันทั้งหมด ทำการทดสอบโดยการปรับค่าตั้งแต่ 0.2 Hz ไปจนถึง 200 Hz ผลการทดสอบแสดงในตาราง 4.7 โดยจะแสดงเฉพาะค่า 0.2 0.5 1 10 50 100 150 และ 200 Hz เท่านั้น

ตารางที่ 4.7 ผลทดสอบการปรับค่าความถี่

Frequency	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
0.2 Hz	
0.5 Hz	
1 Hz	

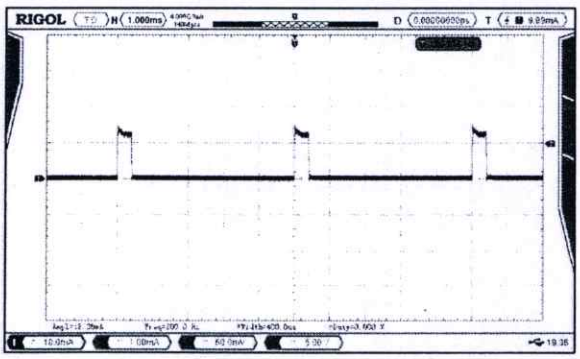
Frequency	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
10 Hz	
50 Hz	
100 Hz	
150 Hz	

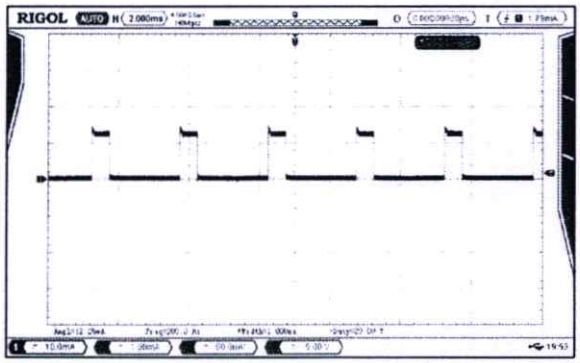
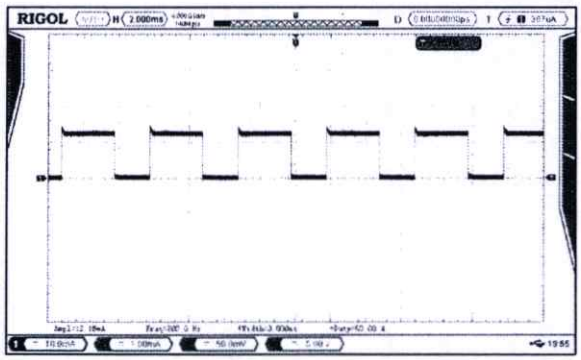
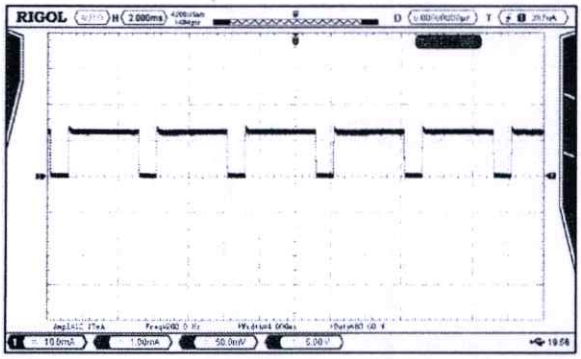
Frequency	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
200 Hz	

4.5.3 การปรับค่าช่วงกระตุ้นของสัญญาณกระแสกระตุ้น

ในการรักษาทางกายภาพบำบัดด้วยกระแสไฟฟ้านั้น สามารถเพิ่มความแรงในการกระตุ้นได้ด้วยการปรับช่วงกระตุ้น (Phase duration)หรือความกว้างพัลส์ โดยขณะที่ปรับช่วงกระตุ้นนั้นค่าความถี่ต้องคงที่ รูปคลื่นที่สามารถปรับช่วงกระตุ้นของสัญญาณกระแสกระตุ้นได้นั้นมี 5 รูปแบบ ได้แก่ TG, RT, ASYM, ASYM-A และ SYM โดยใช้กระบวนการแบบเดียวกันทั้งหมด ทำการทดสอบโดยการปรับค่าช่วงกระตุ้นที่ค่าต่างๆกัน โดยปรับความถี่ 200 Hz แล้วทำการปรับค่า Phase duration ตั้งแต่ 100 µs ไปจนถึง 4 ms (ช่วงกระตุ้นจะสามารถปรับได้สูงสุดไม่เกิน 80% ของคาบเวลาของสัญญาณ) ผลการทดสอบแสดงในตาราง 4.7 โดยในวิทยานิพนธ์นี้จะแสดงผลตัวอย่างเฉพาะค่า ช่วงกระตุ้น 400 µs 1 ms 3 ms และ 4 ms เท่านั้น

ตารางที่ 4.8 ผลทดสอบการปรับค่าช่วงกระตุ้นหรือความกว้างพัลส์

Phase duration	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
400 µs	

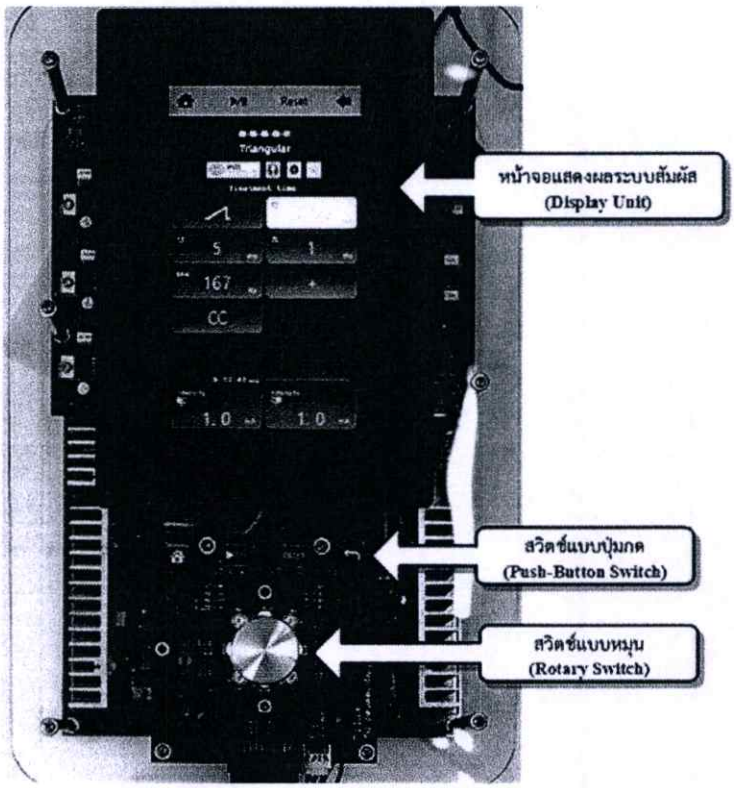
Phase duration	ผลการตรวจจับสัญญาณกระแส
1 ms	
3 ms	
4 ms	

จากผลการทดสอบทั้ง 2 ตอน พบว่าเครื่องต้นแบบสามารถปรับค่าแอมพลิจูด, ความถี่สัญญาณ และ duty cycle ได้แบบเรียลไทม์ โดยทุกรูปแบบสัญญาณสามารถปรับได้ตั้งแต่ค่าต่ำสุดจนถึงค่าสูงสุดตามที่ออกแบบไว้ มีความถูกต้องตามค่าที่ปรับตั้งและสามารถปรับได้ตั้งแต่ค่าต่ำสุดจนถึงค่าสูงสุดได้อย่างถูกต้องด้วย

4.6 การทำงานของส่วนติดต่อผู้ใช้งาน

4.6.1 ส่วนรับค่าจากผู้ใช้งาน

ส่วนรับค่าถูกออกแบบให้ทำงานแบบคู่ขนานระหว่าง สวิตช์แบบหมุน (Rotary switch), สวิตช์ปุ่มกด (Push-button switches), และหน้าจอระบบสัมผัส (Multi-point touch screen) ดังแสดงในรูปที่ 4.45 ส่วนรับค่าถูกออกแบบให้ทำงานแบบแยกส่วนหรือทำงานร่วมกันทั้งสามส่วน เพื่อรองรับกรณีที่อุปกรณ์ส่วนใดส่วนหนึ่งชำรุด หรือกรณีที่ผู้ใช้งานไม่สะดวกจะใช้งาน เช่น หากผู้ใช้งานไม่ต้องการใช้ระบบสัมผัสของหน้าจอ ก็สามารถป้อนค่าผ่านสวิตช์ปุ่มหมุดและสวิตช์ปุ่มกดได้ ในทางกลับกันผู้ใช้งานสามารถใช้งานเฉพาะการสัมผัสที่หน้าจอระบบสัมผัสก็ได้ จากการทดสอบ ส่วนรับค่าทำงานได้อย่างถูกต้อง ผลการทดสอบส่วนรับค่าแสดงในตารางที่ 4.9 ถึง 4.11



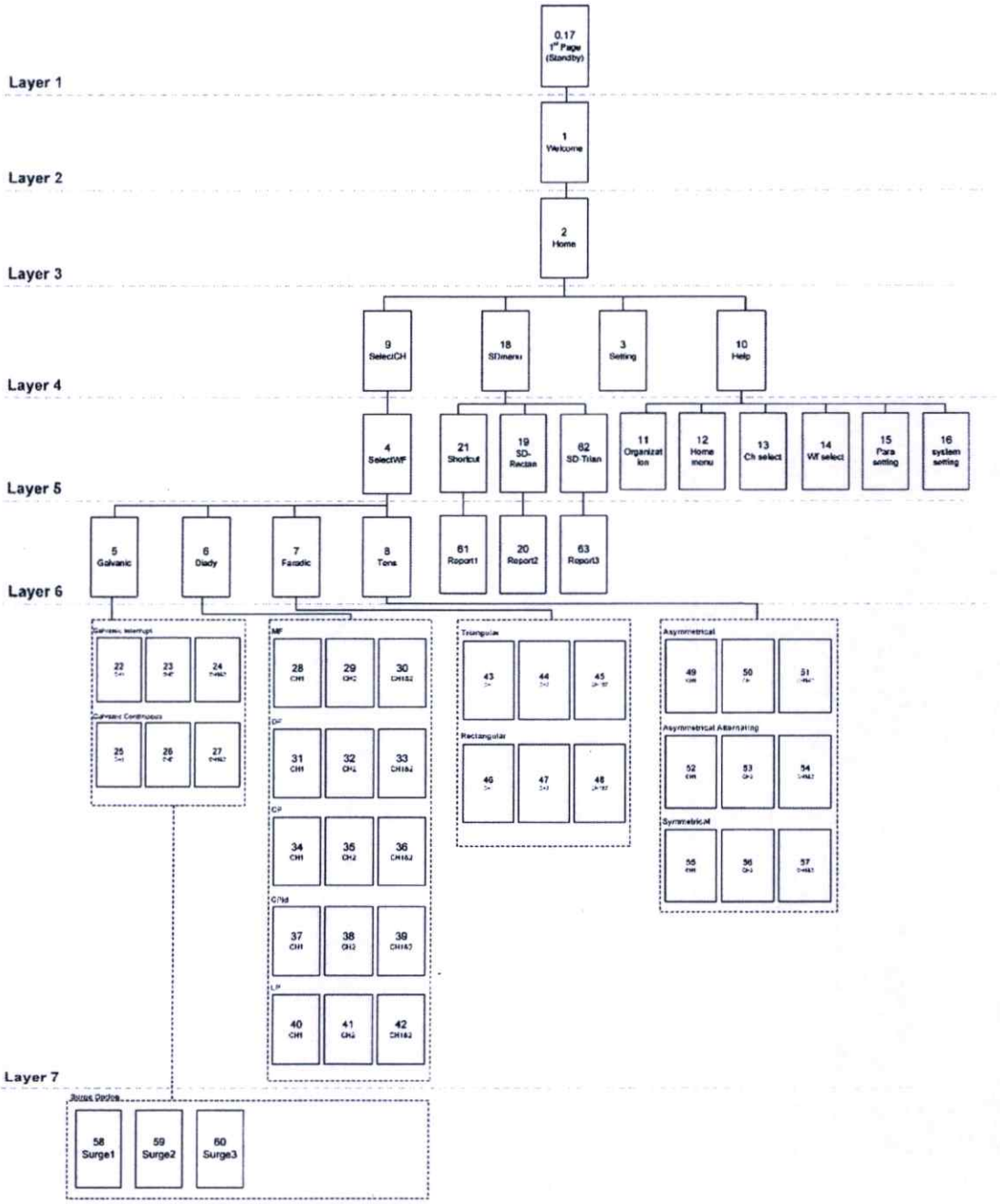
รูปที่ 4.45 ส่วนประกอบของส่วนการรับค่าจากผู้ใช้งาน

4.6.2 ส่วนแจ้งเตือน

การแจ้งสถานะต่างๆให้กับผู้ใช้งานนั้นจะแสดงโดยหลอดไฟแบบ LED และเสียงจากลำโพงบัซเซอร์ สถานะต่างๆของเครื่องต้นแบบที่ถูกแจ้งเตือนด้วยเสียง ยกตัวอย่างเช่น แผ่นเพทลอิเล็กโทรดไม่สัมผัสกับผิวหนังผู้ป่วย วงจรไฟฟ้าทำงานผิดปกติ และเมื่อหมดเวลาการรักษา เป็นต้น จากการทดสอบการทำงาน ส่วนแจ้งเตือนทำงานได้อย่างถูกต้องทุกกรณี ผลการทดสอบส่วนแจ้งเตือน แสดงในตารางที่ 4.9 ถึง 4.11

4.6.3 ส่วนแสดงผล

จอแสดงผลถูกออกแบบให้มีหน้าจอแสดงผลทั้งหมด 63 หน้าจอ 7 ลำดับหน้าจอแสดงภาพรวมในรูปที่ 4.46 แต่ละหน้าแสดงผลได้ตามที่ออกแบบไว้ทุกกรณี และทำงานสัมพันธ์กันกับส่วนของ สวิตช์แบบหมุน (Rotary switch), สวิตช์ปุ่มกด (Push-button switches) ได้อย่างถูกต้อง ผลการทดสอบส่วนแสดงผลแสดงในตารางที่ 4.9 ถึง 4.11



รูปที่ 4.46 ภาพรวมหน้าจอแสดงผลของเครื่องต้นแบบ

ตารางที่ 4.9 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 1

Page	Display		Touch Screen					Push button				Knob	Buzzer	LED
	Status	Value	Parameter	Home	Start/ Pause	Reset	Back	Home	Start/ Pause	Reset	Back			
1. Home	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
2. Channel Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
3. Waveform Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
4. SD Curve program	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5. System Setting	N/A	✓	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
6. Help	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
7. Galvanic Interrupted	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8. Galvanic Continuous	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9. MF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
10. DF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
11. CP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
12. CPid	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
13. LP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
14. Triangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
15. Rectangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
16. Asymmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
17. Asymmetrical Alternating	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
18. Symmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
19. Surge Setting	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

ตารางที่ 4.10 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 2

Page	Display		Touch Screen					Push button				Knob	Buzzer	LED
	Status	Value	Parameter	Home	Start/ Pause	Reset	Back	Home	Start/ Pause	Reset	Back			
1. Home	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
2. Channel Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
3. Waveform Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
4. SD Curve program	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5. System Setting	N/A	✓	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
6. Help	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
7. Galvanic Interrupted	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8. Galvanic Continuous	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9. MF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
10. DF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
11. CP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
12. CPid	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
13. LP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
14. Triangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
15. Rectangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
16. Asymmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
17. Asymmetrical Alternating	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
18. Symmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
19. Surge Setting	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

ตารางที่ 4.11 ผลทดสอบส่วนติดต่อผู้ใช้งานในโหมดการทำงานช่องกระตุ้นที่ 1 และ 2 พร้อมกัน

Page	Display		Touch Screen					Push button				Knob	Buzzer	LED
	Status	Value	Parameter	Home	Start/ Pause	Reset	Back	Home	Start/ Pause	Reset	Back			
1. Home	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
2. Channel Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
3. Waveform Selection	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
4. SD Curve program	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5. System Setting	N/A	✓	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
6. Help	N/A	N/A	N/A	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A	✓	✓	N/A	N/A
7. Galvanic Interrupted	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8. Galvanic Continuous	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9. MF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
10. DF	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
11. CP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
12. CPid	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
13. LP	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
14. Triangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
15. Rectangular	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
16. Asymmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
17. Asymmetrical Alternating	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
18. Symmetrical	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
19. Surge Setting	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์เรื่องนี้นำเสนอการออกแบบต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยไฟฟ้า ที่ใช้สำหรับการรักษาด้านกายภาพบำบัด เครื่องต้นแบบถูกควบคุมและประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรเลอร์ มีช่องกระตุ้นจำนวน 2 ช่องที่สามารถทำงานพร้อมกันหรือแยกอิสระต่อกันได้ สามารถทำงานได้หลากหลายรูปแบบฟังก์ชันการทำงานและการรักษา สร้างรูปแบบสัญญาณกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นได้อย่างน้อย 12 รูปแบบ แต่ละรูปแบบสัญญาณถูกออกแบบให้ปรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆได้แบบเรียลไทม์ พารามิเตอร์ดังกล่าวได้แก่ Amplitude, Pulse frequency, Phase duration และ Pulse interval ซึ่งจะมีช่วงการปรับแตกต่างกันไปในแต่ละประเภทรูปคลื่นสัญญาณ ส่วนขับสัญญาณมีเสถียรภาพต่อการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานเนื้อเยื่อ สามารถคงที่ขนาดและลักษณะของสัญญาณมื่อโหลดเปลี่ยนได้ ส่วนติดต่อผู้ใช้งานสามารถรับค่าและแสดงผลได้อย่างถูกต้อง มีความเป็นมิตรกับผู้ใช้งาน ใช้งานง่าย และมีความถูกต้องแม่นยำ

สัญญาณกระแสไฟฟ้าที่ได้จากเครื่องต้นแบบมีความถูกต้องเหมือนสัญญาณอุดมคติ และดีกว่าหรือเทียบเท่ากับสัญญาณที่ได้จากเครื่องมือเชิงพาณิชย์ที่นำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งเป็นรุ่นที่มีการใช้งานมากที่สุดในโรงพยาบาลและคลินิกทั้งในภาครัฐและเอกชนของไทย และมีความปลอดภัยในการนำไปใช้งานตามมาตรฐานความปลอดภัยเกี่ยวกับสัญญาณขาออกของเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้า (IEC60601-2-10)

จากผลการทดสอบการทำงานส่วนต่างๆ เครื่องต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้สามารถที่จะพัฒนาสร้างเป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้าที่ใช้งานได้จริง ดังนั้นแนวทางการพัฒนาต่อในอนาคตคือ การทดสอบและปรับปรุงแก้ไขให้เป็นไปตามมาตรฐานสากลของ Medical Electrical Equipment ในทุกๆด้าน รวมทั้งมาตรฐานขององค์การอาหารและยาของประเทศไทยด้วย เพื่อเป็นการรับประกันคุณภาพและความปลอดภัย ส่งเสริมให้มีการผลิตขึ้นจริงภายในประเทศ และหากเครื่องต้นแบบในวิทยานิพนธ์นี้ถูกสนับสนุนต่อยอดสู่เชิงพาณิชย์เพื่อการผลิตได้จริง จะทำให้สามารถลดภาระการนำเข้าเครื่องมือจากต่างประเทศได้ ทั้งยังเป็นการส่งเสริมนักวิจัยไทยในการใช้นวัตกรรมด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีขั้นสูงที่ผลิตได้ในประเทศอีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

[1] Han-Chang Wu, Shuenn-Tsong Young, and Te-Son Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol.51, no.1, pp.2-7, February 2002.

[2] M. Ilic, D. Vasiljevic, and D. B. Popovic, "A programmable electronic stimulator for FES systems", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 2, no. 4, pp.234-238, December 1994.

[3] E. A. Cheever, D. R. Thompson, B. L. Cmolik, W. P. Santamore, and D. T. George, "A versatile microprocessor-based multichannel stimulator for skeletal muscle cardiac assist," IEEE Transaction Biomedical Engineering, vol. 45, pp. 56–67, January 1998.

[4] P. Meadows, "Portable electrical stimulation systems," IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, vol.6, no.10, pp. 6–10, October 1991.

[5] K.W. Eric Cheng, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A.B. Rad, Daniel H.K. Chow and Danny Sutatto, "Development of a circuit for functional electrical stimulation", IEEE Transaction on Neural system and rehabilitation engineering, vol.12, no.1, pp.43-47, March 2004.

[6] T. Stieglitz, T. Matal, and M. Staemmler, "A modular multichannel stimulator for arbitrary shaped current pulses for experimental and clinical use in FES," Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 1777-1780, 1997.

[7] Milos R. Popovic, "Transcutaneous Electrical Stimulation Technology for Functional Electrical Therapy Applications", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, USA, pp. 2142-2145, September 2006.

[8] Y.Forneiro, M.E. Cartaya, J Folgueras, O.Corolado and J.A. Garcia, "Therapeutic Electrical Stimulatior", Proceedings of the 25" Annual International Conference of the IEEE EMBS, Mexico, pp.1716-1719, September 2003.

[9] Qi Xu, Tao Huang, Jiping He, Yizhao Wang and Houlun Zhou, "A Programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation", Proceedings of the 2011 IEEEIICME International Conference on Complex Medical Engineering, China, pp.652-656, May 2011.

[10] Kenneth L Knight and David O Draper, Therapeutic modalities, 2nd Edition, 2013.

[11] Y.Forneiro, M.E. Cartaya, J Folgueras, O.Corolado and J.A. Garcia, "Therapeutic Electrical Stimulatior", IEEE EMBS, Cancun,Mexico, 2003

[12] Han-Chang Wu, Shuenn-Tsong Young and Te-Son Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications", IEEE Trans. Instrument and measurement vol.51 pp.2-7, 2002.

[13] K.W. Eric Cheng, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A.B. Rad, Daniel H.K. Chow and Danny Sutatto, "Development of a circuit for functional electrical stimulation", IEEE Trans. Neural system and rehabilitation engineering vol.12 pp.43-47,2004.

[14] Milos R. Popovic, "Transcutaneous Electrical Stimulation Technology for Functional Electrical Therapy Applications", IEEE EMBS, New York, USA, 2006.

[15] Qi Xu, Tao Huang, Jiping He, Yizhao Wang and Houlun Zhou, "A Programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation", IEEE ICME, Harbin,China, 2011

[16] Souhail Smaoui, Hamadi Ghariani, Ahmed Ben Hamadi, Chokri Mhiri and Imed Feki, "Transcutaneous electrical nerve stimulation for pain relief", IEEE, 2004.

[17] Subaryani D H Soedirdjo and Mervin T Hutabarat, Microcontroller-based Transcutaneous Electrical nerve Stimulator with 8 Bit Cascade DAC", IEEE, 2008.

[18] J.B. Velloso and M.N. Souza, "A Programmable System of Functional Electrical Stimulation", IEEE EMBS, Lyon, France, 2007.

[19] Haibin Wang, Guan Guan, and Qing He, "An Electrical Muscle Stimulator Based on Functional Electrical Stimulation", IEEE ICRB, Guangzhou, China, 2012.

[20] IEC60601-1 standard, Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance, 2005

[21] IEC60601-2-10 standard, Medical electrical equipment – Part 2-10: Particular requirements for basic safety and essential performance of nerve and muscle stimulators, 2012

[22] สมชาย รัตนทองคำ. เอกสารประกอบการบรรยายวิชา 471 231 ไฟฟ้าบำบัดและเครื่องมือกายภาพบำบัด เรื่อง การกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทด้วยกระแสไฟฟ้า. ขอนแก่น สายวิชากายภาพบาบัด มหาวิทยาลัยขอนแก่น; 2559.

[23] สมชาย รัตนทองคำ. (2544). ไฟฟ้า แสง เสียง และแม่เหล็กไฟฟ้าทางกายภาพบำบัด.ขอนแก่น: ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น.

ภาคผนวก ก

คุณสมบัติเฉพาะของเครื่องต้นแบบ

ก.1) Function Comparisons (S-109 & Endomed 482 & ESIRC-104)

ก.2) Range & Resolution Setting Comparisons (S-109 & Endomed 482 & ESIRC-104)

ก.1) Function Comparisons (S-109 & Endomed 482 & ESIRC-104)

No.	Descriptions/Capabilities/Functions		S-109	Endomed 482	ESIRC-104
1	Electrical Signal Generation		Analog	Digital	Digital
2	Output Support (Channel)		1	2	2
3	Signal Distortion/Accuracy/Tolerance		25%	10%	<5%
4	Multi-function Touch Screen Control		-	Yes	Yes
5	Multi-function Touch Screen Display		-	Yes	Yes
6	Firmware/Software upgradable		-	-	Yes
7	Features/Functions modifications		-	-	Possible
8	Product of		Thailand	Import	Thailand
9	Ownership of Technology		-	-	Yes
10	Continuous/ Galvanic Current	*Interrupted*	-	✓	✓
		Continuous	✓	✓	✓
11	Diadynamic Current	*MF*	-	✓ (Surge)	✓ (Surge)
		DF	-	✓ (Surge)	✓ (Surge)
		CP	-	✓	✓
		CPid	-	✓	✓
		LP	-	✓	✓
12	Faradic Current	*Rectangular*	✓ (Surge)	✓ (Surge)	✓ (Surge)
		Triangular	✓	✓ (Surge)	✓ (Surge)
13	TENS Current	*Asymmetrical*	-	✓ (Surge & Mod)	✓ (Surge & Mod)
		Asym. Alternating	-	✓ (Surge & Mod)	✓ (Surge & Mod)
		Symmetrical	-	✓ (Surge & Mod)	✓ (Surge & Mod)

ข.2) Range & Resolution Setting Comparisons (S-109 & Endomed 482 & ESIRC-104)

1. Galvanic/Direct Current

	Parameters	S-109		ENDOMED482 & ESIRC-104	
		Range	Resolution	Range	Resolution
1	Treatment time	5-25 minutes	5 minutes	*0-30 minutes* *30-60 minutes*	*30 seconds* *1 minute*
2	Polarity	+ / -	-	+ / -	-
3	Output mode	ไม่มี		*CC / CV*	-
4	Intensity	0-80 mA	Analog/ ไม่แม่นยำ/ ไม่ละเอียด	*0-40 mA*	*0.2 mA*

2. Diadynamic Current

	Parameters	S-109		ENDOMED482 & ESIRC-104	
		Range	Resolution	Range	Resolution
1	Treatment time	ไม่มี		*0-30 minutes* *30-60 minutes*	*30 seconds* *1 minute*
2	Polarity			+ / -	-
3	Output mode			*CC / CV*	-
4	Surge				
	• Ramp-up time			*0-9 s*	*1 s*
	• Hold time			*0-60 s*	*1 s*
	• Ramp-down time			*0-9 s*	*1 s*
	• Interval time			*0-120 s*	*1 s*
	• Delay time			*{ 0.1-10 s* *10-80 s }*	*{ 0.1 s* *1 s }*
5	Intensity			*0-70 mA*	*0.2 mA*

3. Faradic Current

	Parameters	S-109		ENDOMED482 & ESIRC-104	
		Range	Resolution	Range	Resolution
1	Treatment time	5-25 minutes	5 minutes	*0-30 minutes* *30-60 minutes*	*30 seconds* *1 minute*
2	Pulse Interval	1-10 ms 10-100 ms 100-1000 ms (1s) 1-5 s	2,5 ms 20,50 ms 200,500 ms 1,2 s	*5-50 ms* *50-100 ms* *100-1000 ms* *(1s)* *1-5 s*	*5 ms* *10 ms* *100 ms* *1 s*
3	Pulse Duration	100-1000 µs (1ms) 1-10 ms 10-100 ms 100-1000 ms (1s)	100 µs 1 ms 10 ms 100 ms	*20-100 µs* *100-1000 µs* *(1ms)* *1-10 ms* *10-100 ms* *100-1000 ms* *(1s)*	*10 µs* *100 µs* *1 ms* *10 ms* *100 ms*
4	Pulse Frequency	ไม่มี		*0.2-1 Hz* *1-200 Hz*	*0.1 Hz* *1 Hz*
5	Polarity	+ / -	-	*+ / -*	-
6	Output mode	ไม่มี		*CC / CV*	-
7	Surge	* มีฟังก์ชันเฉพาะรูปคลื่น Rectangular		*มีฟังก์ชันทั้ง Rectangular และ Triangular*	
	• Ramp-up time				
	• Hold time	1-6 s	1s	*0-9 s*	*1 s*
	• Ramp-down	-	-	*0-60 s*	*1 s*
	time	-	-	*0-9 s*	*1 s*
	• Interval time	1-6 s	1s	*0-120 s*	*1 s*
	• Delay time	-	-	*{ 0.1-10 s* *10-80 s }*	*{ 0.1 s* *1 s }*
8	Intensity	0-80 mA	Analog/ไม่แม่นยำ/ไม่ละเอียด	*0-80 mA*	*0.2 mA*

4. TENS Current

	Parameters	S-109		ENDOMED482 & ESIRC-104	
		Range	Resolution	Range	Resolution
1	Treatment time	ไม่มี		*0-30 minutes* *30-60 minutes*	*30 seconds* *1 minute*
2	Pulse Frequency			*1-200 Hz*	*1 Hz*
3	Pulse Duration			*10-400 µs*	*5 µs*
4	Modulation Frequency			*0-180*	*1 Hz*
5	Modulation Program			*1/1, 6/6, 12/12, 1/30*	-
6	Output mode			*CC / CV*	-
7	Surge • Ramp-up time • Hold time • Ramp-down time • Interval time • Delay time			 *0-9 s* *0-60 s* *0-9 s* *0-120 s* *{ 0.1-10 s* *10-80 s }*	 *1 s* *1 s* *1 s* *1 s* *{ 0.1 s* *1 s }*
8	Intensity			*0-140 mA*	*0.2 mA*

5. System Setting

	Parameters	S-109		ENDOMED485 & ESIRC-104	
		Range	Resolution	Range	Resolution
1	LCD Brightness	ไม่มี		*0-100 %*	*10 %*
2	Sleep-mode after			*OFF-60 minutes*	*5 minutes*
3	Speaker volume			*0-4*	*1*
4	End-treatment sound			*ON/OFF*	-

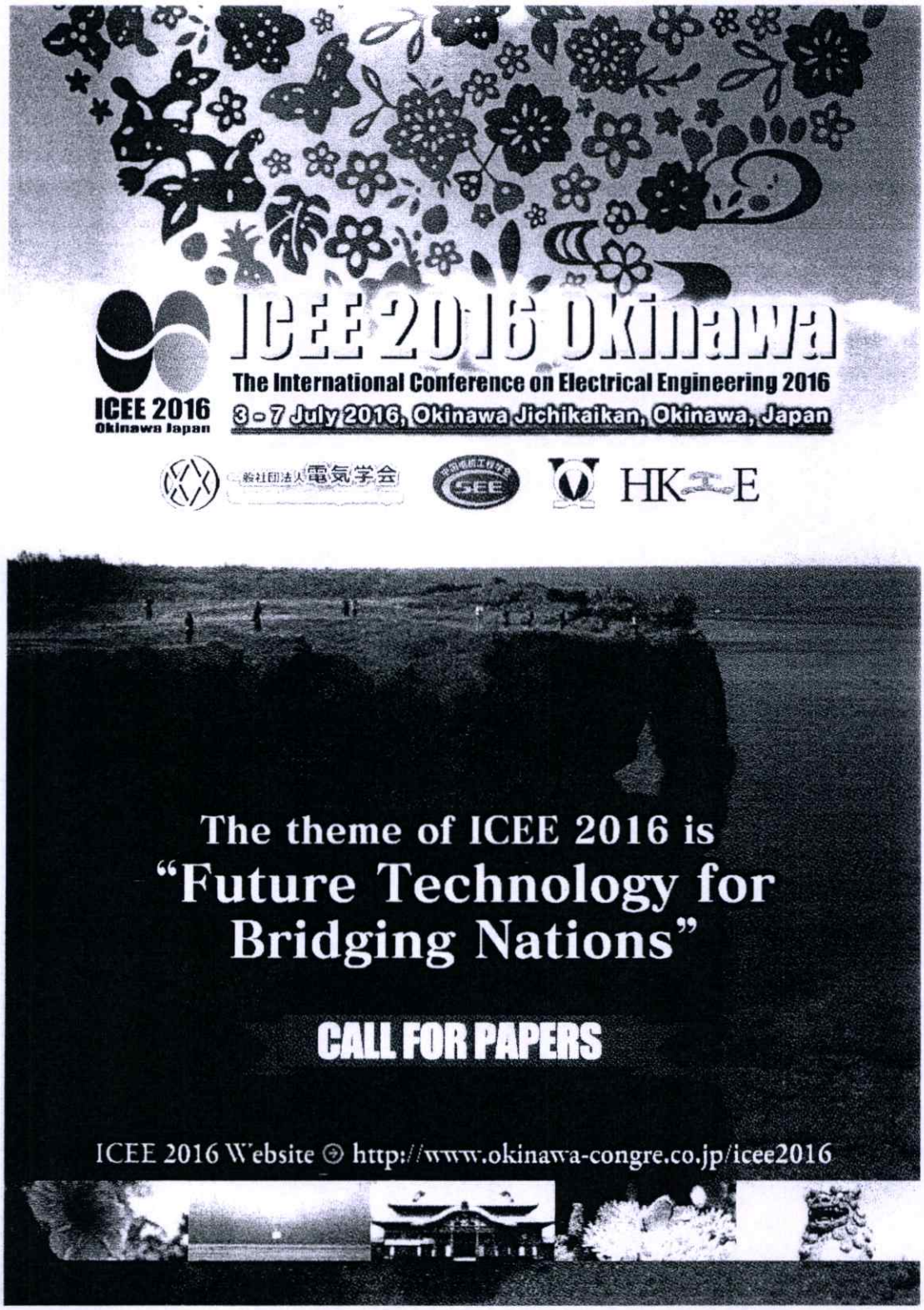
ภาคผนวก ข

บทความทางวิชาการ

ข.1) Rujira L., Monthon L., Siriwat P., Piampoom S. and Chow C., "The Conceptual Design and Development of a Multi-Function Therapeutic Stimulator", **Proc. ICEE 2016, Okinawa, Japan**, Jul. 2016.

ข.2) Rujira L., Suttipong B. and Chow C., "The 2nd Stage Design and Development of a Two-Channel and Multi-Function Therapeutic Electrical Stimulator Prototype for a Smart Aging Society", **Proc. ICEE 2018, Seoul, Korea**, Jun. 2018.

ข.1) Rujira L., Monthon L., Siriwat P., Piampoom S. and Chow C., "The Conceptual Design and Development of a Multi-Function Therapeutic Stimulator". **Proc. ICEE 2016, Okinawa, Japan**, Jul. 2016.



ID 90515

The Conceptual Design and a Partial Development of a Multi-Function Therapeutic Stimulator

Rujira LAKATEM, Monthon LEELAJINDAKRAIRERK, Siriwat POTIVEJAKUL,
Piampoom SARIKPRUECK and Chow CHOMPOO-INWAI
Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering,
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang,
Ladkrabang, Bangkok, THAILAND.

Abstract

Various types of electric-physiotherapeutic equipment, often called electrical stimulators, are widely being used in physiotherapy nowadays. A variety of different types and specific names of such equipment are being called according to different purposes and expected results on certain treatments; for instances, TENS (Transcutaneous electrical nerve stimulation) and IFS (Interferential stimulation) therapy for pain relief, NMES (Neuromuscular electrical stimulation) for muscle re-education and for decreasing muscle spasm and/or muscle edema, IONTS (Iontophoresis) for transcutaneous delivery drug, HVPS (High voltage pulsed stimulation) for wound healing and edema control. Two major parts of any electrical stimulators in today's market are (1) various waveforms and output powers signal generator and (2) the soft-rubber electrodes to be tacked to patient's body or skin. In therapeutic academic education, especially for physiotherapist students, it is crucial to learn, be trained and get to know all kinds of principle treatments. One big issue appears to be that there is no such equipment capable of generating adequately wide ranges of both signal waveforms and output powers. It is, of course, impossible for most colleges/universities to own or to have all kinds of the aforementioned equipment just for students or academic training purpose only. This article mainly proposes the design concepts of a single device that is able to cope with all different types of electrical stimulator treatments as mentioned above. The key objective is that such a device will beneficially be used, mainly for academic education and training purposes. In this paper, each of basic and more complicate signal waveforms for certain treatment will be thoroughly elaborated. The conceptual design and diagram of a proposed device will be drawn. The demonstration of how to generate selected various signal waveforms and powers has been done using dsPIC30f4011 microcontroller. There will be four different types (nine patterns) of signal waveforms shown in this paper which are (1) Continuous Galvanic Current waveform for transcutaneous delivery drug (1 pattern), (2) Dia-dynamic Current waveforms for muscle stimulation and pain relief (5 patterns), (3) Surge Current waveform for muscle re-education and increasing muscle strength (1 pattern), and (3) Interrupted Direct Current waveforms for muscle and nerve stimulation and blood circulation (2 patterns). This paper describes methodologies and algorithms of how to generate digital forms of each desired waveforms including the validity verification process. The experimental results compared to the ideal signals simulated from the MATLAB program yields the highly-satisfactory outputs. The average percentages of error in terms of correlation, amplitude and frequency are all less than 2.5%. The conclusions from this work will be a step forward to implement the prototype as described in the conceptual design in a very near future to come.

Keywords: Therapeutic stimulator, Electrical stimulator, Electric-physiotherapeutic equipment, Microcontroller

1 INTRODUCTION

Electrotherapy is the application of electrical stimulation transmitted through the body via electrodes for therapeutic purposes. The current flows through the body from one electrode to the other and causes different physiological reactions depending upon the type of current selected, the parameters of the selected current, and the output intensity. As current flows through the body it can stimulate nerve and/or muscle tissue causing pain relief, muscle contraction to prevent/retard disuse atrophy or re-educate a muscle, relax spasms, increase local circulation, heal damaged wound, or deliver drug. Several therapeutic modalities are found in use in physiotherapy nowadays; (1) TENS (Transcutaneous electrical nerve stimulation) and (2) IFS (Interferential stimulation) therapy for pain relief, (3) NMES (Neuromuscular electrical stimulation) for muscle re-education and for decreasing muscle spasm and/or muscle edema, (4) IONTS (Iontophoresis) for transcutaneous delivery drug, and (5) HVPS (High voltage pulsed stimulation) for wound healing and edema control. Numerous electrical stimulators have been developed for various application, from the simplest stimulators with a single channel, to the most complex ones with programmable multichannel. Although several one have been developed for laboratory or clinical applications, they are usually confined to specific application due to the lack of adequate signal waveforms used in different purposes. In term of therapeutic academic education, it is crucial to learn, be trained and get to know all kinds of principle treatments. In this paper, the conceptual design of proposed device, used mainly for academic education and training purposes, is demonstrated. The waveform generation part is described thoroughly, about how to generate selected various waveforms.

2 THEORY

Various waveforms are used for stimulating nerves or muscles depending on main proposes and results. In this paper, there are 4 types or 9 patterns waveforms will be mentioned and constructed. The wave characteristic is described below.

1. Continuous Galvanic current is continuous one-direction electric current. uses for transcutaneous delivery drug.

- *Galvanic current (G)*; - Continuous direct current

2. Dia-dynamic current for muscle stimulation and pain relief, are basically a variation of sinusoidal current. They are monophasic sinusoidal currents (rectified alternating current) with duration of 10 millisecond.

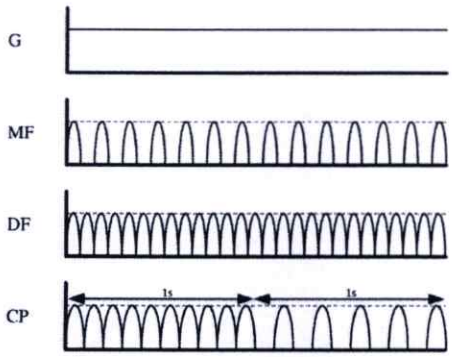
- *Monophase Fixed current (MF)*: half-wave rectified alternating current with a frequency of 50 Hz.
- *Diphase Fixed current (DF)*; full-wave rectified alternating current with a frequency of 50 Hz.
- *Courted Periods current (CP)*; rapid alternation between one second of MF and one second of DF without interval pauses.
- *Courted Periods current (CPid)*; Rapid alternation between one second of the reduced 13% of MF and one second of DF without interval pauses.
- *Longue Periods current (LP)*; Slow alternation between six seconds MF and six seconds DF, in which peak intensity is varied with frequency to rise and then fall.

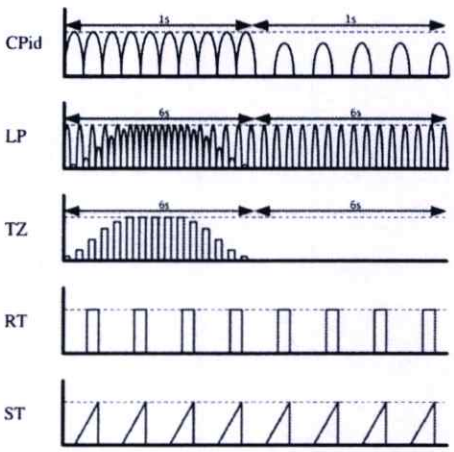
3. Surge current uses for muscle re-education and increasing muscle strength.

- *Trapezium current (TZ)*: pulses increases and decreases gradually forming trapezoidal shape.

4. Interrupted Direct current uses for muscle and nerve stimulation and blood circulation.

- *Rectangular current (RT)*; square wave pulses.
- *Saw-tooth current (ST)*; pulses increases gradually but suddenly fall with interval pauses.





3 CONCEPTUAL DESIGN

The design of the programmable stimulator for the multi-function therapeutic stimulator incorporates six important units, as shown in Fig.1 (1) *Input unit* is the users interface that receives instruction from user. *(2) Display unit* displays results of input and output *(3) Feedback unit* is used to compensate for the loss of natural feedback in patients *(4) Pulse generator unit* synthesizes pulse waveforms according to the parameters received from input unit *(5) Driving stage unit* convert the voltage signal from pulse generator unit to the current signal and pull up it to the desired range for stimulating nerves and muscles, and *(6) Output unit* is also the users interface received the results or the stimulated signal from the driving stage unit.

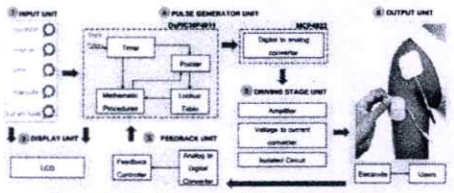


Figure 1. Block diagram of the proposed device

4 PULSE GENERATOR IMPLEMENTATION

In this paper only unit 2 is designed and described, the other units are not included in this design, so in this part the hardware and methodology of generating all waveforms will be described.

4.1 Hardware

The multi-function therapeutic stimulator is implemented by a microcontroller based system. Microcontroller-based pulse generator is composed from two main devices, microcontroller and digital to analog converter (DAC).

- *Microcontroller*

Microcontroller is utilized for generating the digital stimulating pulses and controlling the DAC and other electronic circuits. Pulse generator use onboard memory of microcontroller to store both waveforms and sequence instructions. DsPIC30F4011, 16 bit microcontroller, was chosen for this design. It contains extensive digital signal processor (DSP) functionality with in a high performance.

- *Digital to analog converter (DAC)*

Digital to analog converter is used for converting part, it convert the analog voltage from pulses generator unit to digital signal. MCP4922 12bit resolution DAC is chosen. It provides high accuracy and low noise performance and is designed to interface directly with the serial peripheral interface (SPI) port, available on many microcontrollers, The DAC user module translates digital codes into output voltages. The input digital can be represented as numbers in 2s'complement form, ranging from -2048 to 2048 or, alternatively, in offset-binary form as number ranging from 0-4095. Several output voltage ranges are possible, depending on the selected value for a system-level parameter or the Vref of DAC. For MCP4922, the Vref is 2.5 V, so the output will swing from 0-5 V. The input data format is set to offset binary (0 to 4095).

4.2 Signal generator methodology

In the Microcontroller-DAC method, a counter in microcontroller is used to generate periodic interrupts. In the interrupt service routine (ISR), the DAC is updated from a look- up table (LUT) which have the values of desired waveform sampled at equal intervals. The periodic updating of the DAC with waveform values causes the output of the DAC to be a desired waveform. After reset all hardware setting form the device configuration are loaded into the device and code is executed. The following operation are performed.

- Counter is started.
- Counter interrupted is enabled.
- DAC is started.
- The global interrupts are enabled.
- The pointer to the look up table is initialized at 0.
- An infinite loop is entered

For a sampled system, the sample rate required to produce the desired output frequency, in this paper we choose 64-point LUT for generating one cycle waveform, this is 64 samples/cycle. The values in LUT are in range 0 to 4095 following a bit resolution of DAC. The LUT is created and stored as a ROM array in microcontroller following the values from MATLAB program after using the formula of each waveforms for calculating and simulating one-cycle values, then the mathematic procedure in microcontroller is used to construct waveforms according to the each waveform theory.

5 EXPERIMENTS

5.1 Test configuration

Figure 2 shows experimental devices used for testing. Microcontroller will instruct DAC to generate desired signal and the two are connected via SPI interface. Oscilloscope measure output waveform and parameters, then the comma separated values (.*csv) file will be saved for further analysis.

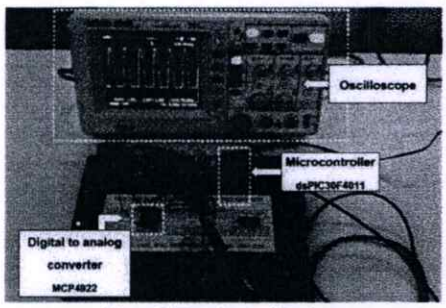


Figure 2. Experimental Devices

3.2 Experimental results

All results shown in Figure 3 to Figure 11, including an ideal reference signal stimulated and plotted by MATLAB program and a signal generated from proposed device plotted from .*csv files. All signals are generated according to the same theory of each waveform.

The figure 3 shows a galvanic waveform. The upper channel shows an ideal reference signal and the lower channel shows a signal generated from proposed device.

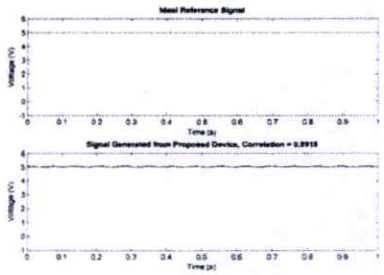


Figure 3. Galvanic current (G) waveform

The figure 4 to figure 11 show MF, DF, CP, CPid, LP, TZ, RT, and ST waveform respectively. In left-hand side shows an ideal reference waveform and in right-hand side shows a signal generated from proposed device. Upper channel shows voltage signal in time domain and lower channel shows voltage signal in time-frequency domain by fast fourier transform and spectrogram.

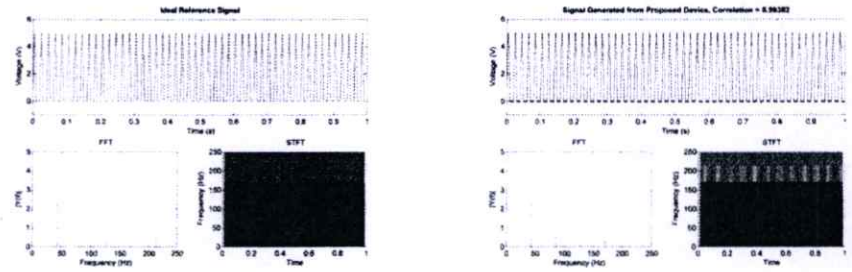


Figure 4. Monophase Fixed current waveform (MF)

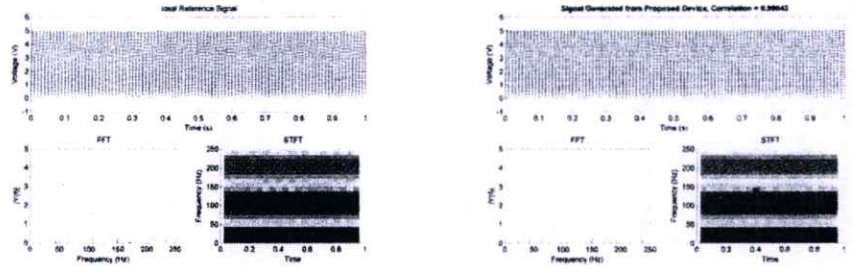


Figure 5. Diphase Fixed current waveform (DF)

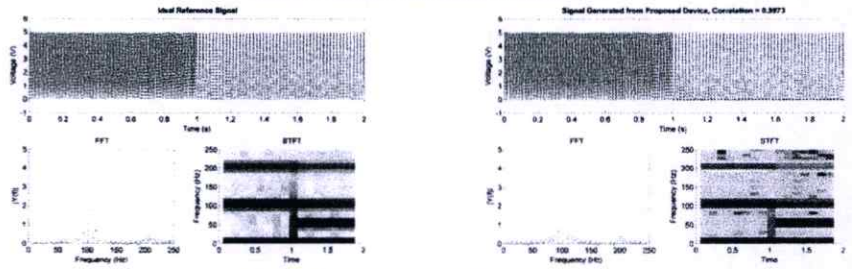


Figure 6. Courted Period current waveform (CP)

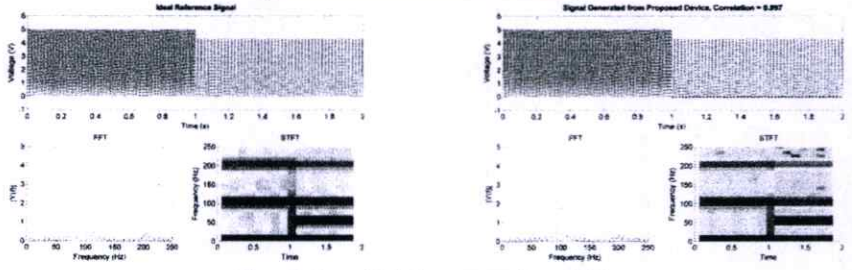


Figure 7. Courted Period current waveform (CPid)

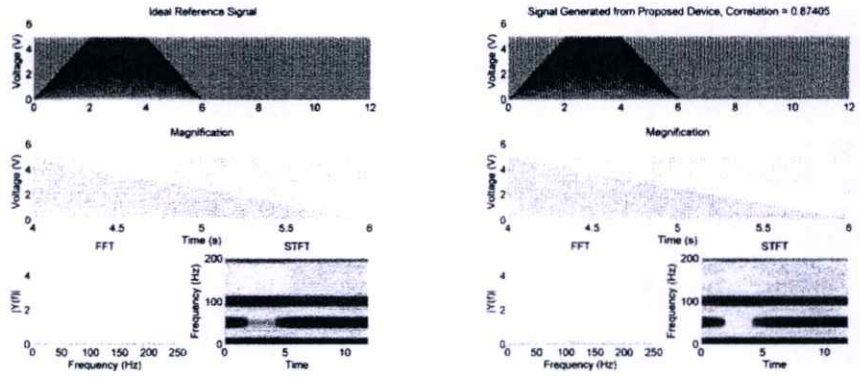


Figure 8. Longue Period current waveform (LP)

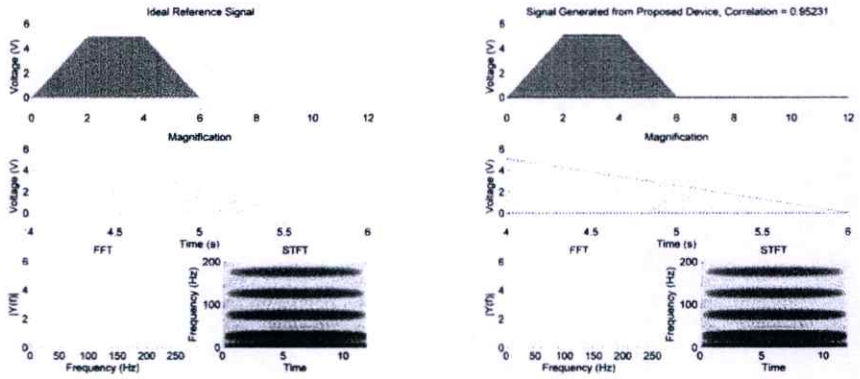


Figure 9. Trapezium current waveform (TZ)

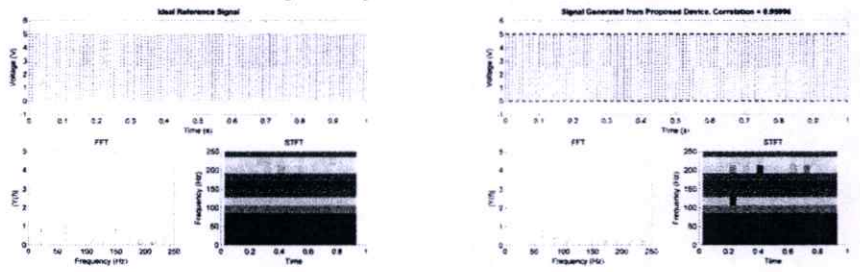


Figure 10. Rectangular current waveform (RT)

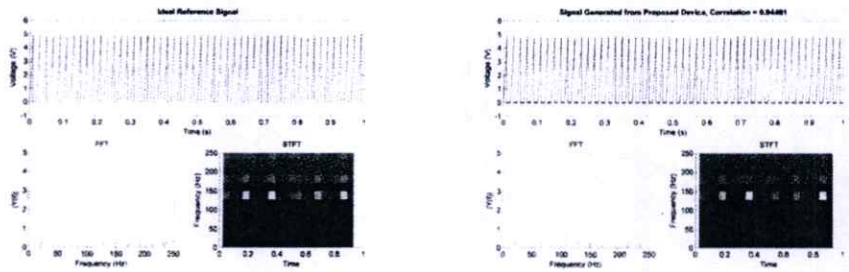


Figure 11. Saw-tooth current waveform (ST)

5.3 Results Analysis

From the experimental results, all waveforms are verified in term of correlation, amplitude and frequency, by comparing with the ideal signals simulated from the MATLAB program. The results imply that all signals generated from the proposed devices are similar to an ideal signal all about in term of correlation, As Table 1, All signals has a high percentage, higher number of correlation, more similar to an ideal signal. In term of amplitude and frequency, values are in an acceptable range and tolerance.

Table 1. Results analysis

	Correlation	Amplitude*	Frequency*
G	0.9918	✓	✓
MF	0.9938	✓	✓
DF	0.9904	✓	✓
CP	0.9973	✓	✓
CPid	0.9970	✓	✓
LP	0.8740	✓	✓
ZT	0.9523	✓	✓
RT	0.9599	✓	✓
ST	0.9448	✓	✓

*Amplitude and frequency tolerance less than 1%

6 DISCUSSION AND CONCLUSION

Four different types (nine patterns) of signal waveforms was achieved and verified. The average percentages of error in terms of correlation is less than 0.5 %. In term of amplitude and frequency are all less than 1%. The contribution from this work will be a step forward to play a significant role in using the proposed concept and devices for implementing the complete version of the multi-function therapeutic stimulator prototype as described in the conceptual design in a very near future to come.

REFERENCES

[1] Kenneth L Knight and David O Draper, Therapeutic modalities, 2nd Edition, 2013.

[2] Y.Forneiro, M.E. Cartaya, J Folgueras, O.Corolado and J.A. Garcia, "Therapeutic Electrical Stimulatior", IEEE EMBS, Cancun,Mexico, 2003.

[3] Han-Chang Wu, Shuenn-Tsong Young and Te-Son Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications", IEEE Trans. Instrument and measurement vol.51 pp.2-7, 2002.

[4] K.W. Eric Cheng, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A.B. Rad, Daniel H.K. Chow and Danny Sutatto, "Development of a circuit for functional electrical stimulation", IEEE Trans. Neural system and rehabilitation engineering vol.12 pp.43-47,2004.

[5] Milos R. Popovic, "Transcutaneous Electrical Stimulation Technology for Functional Electrical Therapy Applications", IEEE EMBS, New York, USA, 2006.

[6] Qi Xu, Tao Huang, Jiping He, Yizhao Wang and Houlun Zhou, "A Programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation", IEEE ICME, Harbin,China, 2011

[7] Souhail Smaoui, Hamadi Ghariani, Ahmed Ben Hamadi, Chokri Mhiri and Imed Feki, "Transcutaneous electrical nerve stimulation for pain relief", IEEE, 2004.

[8] Subaryani D H Soedirdjo and Mervin T Hutabarat, Microcontroller-based Transcutaneous Electrical nerve Stimulator with 8 Bit Cascade DAC", IEEE, 2008.

[9] J.B. Velloso and M.N. Souza, "A Programmable System of Functional Electrical Stimulation", IEEE EMBS, Lyon, France, 2007.

[10] Haibin Wang, Guan Guan, and Qing He, "An Electrical Muscle Stimulator Based on Functional Electrical Stimulation", IEEE ICRB, Guangzhou, China, 2012.

Contact E-mail Address: boru1219@gmail.com, chompooc@gmail.com

ข.2) Rujira L., Suttipong B. and Chow C., "The 2nd Stage Design and Development of a Two-Channel and Multi-Function Therapeutic Electrical Stimulator Prototype for a Smart Aging Society", **Proc. ICEE 2018, Seoul, Korea**, Jun. 2018.



ICEE 2018

24th International Conference on Electrical Engineering

June 24-28, 2018 I Korea University, Seoul, Korea

2017 Nov. 30 Abstract Submission

2018 Jan. 15 Abstract Acceptance

2018 Feb. 28 Final Paper Submission

2018 Mar. 15 Final Paper Acceptance

2018 Apr. 15 Author Early Registration

Organized by KIEE Co-organized by CSEE HKIE IEEJ Sponsored by

24th International Conference on Electrical Engineering June 24-28, 2018 | Seoul, Korea

The 2nd Stage Design and Development of a Two-Channel and Multi-Function Therapeutic Electrical Stimulator Prototype for a Smart Aging Society

Rujira Lakatem*, Suttipong Boontaklang, and Chow Chompoo-inwai†**

Abstract – This research presents the conceptual design and development of one medical equipment which is vital for an aging society. The therapeutic electrical stimulators often called an electrical stimulator (ES) have been used for rehabilitation purposes leading to improve human-being physical conditions/functions, especially for an aging society members. Although numerous ES have been developed, most of them would be used with only one or two specific treatments due to the limitation from analog circuits signal generations. Keys to success in modern therapeutic ES must be device versatilities such as a more flexibilities or program abilities. There are two big steps forward from the previous year's work in this research. The first one is the modifications and enhancements in generating methodology of the desired digital signals including the new digital to analog (DAC) circuit. The second step forward is a newly-proposed combination of a multi-point touchscreen, push-button control switches and a main dial knob User Interface (UI). This paper describes the newly-proposed methodologies and algorithms of how to generate digital signals as desired, including the improved version of DAC diagram and circuit. The newly-proposed UI concepts and details will also be elaborated. The experimental results compared to signals from previous research illustrate a definite positive sign. A next step after the completion of this work is to develop the last portion of the smart ES prototype which is the driving stage unit to achieve a final goal in the near future.

Keywords: Aging Society, Electrical Stimulator, Microcontroller-based Signal Generation, Therapeutic devices, User Interface

1. Introduction

Thirty percent of Thai citizen are now moving toward smart aging society. Modern and smart health-concerned devices are becoming more crucial.

Electric-physiotherapeutic equipment, often called electrical stimulators (ES), have been used for rehabilitation purposes, leading to improvements in physical function. For instance, preventing muscle atrophy, decreasing muscle spasm and/or muscle edema, building muscle strength and keeping muscle active especially after any type of spinal cord injuries or strokes, healing wound and alleviating pain and stimulating muscle contraction, enhancing delivery of medication through the skin [1]-[3]. Numerous ES has been designed for surface stimulation, electricity is transmitted through the body via electrodes, causing different physical reactions depending on types, shapes, parameters and output intensity of selected electrical current [4], [5]. Several commercially available ES are developed for a specific application and lack flexibility due to some important parameters, such as pulse duration, frequency or amplitude, cannot be adjusted and the shape of stimulated signal is always limited to square waveforms [6],[8].

At first, electronic circuit such as oscillator circuit and modulator circuit, was used for generating stimulated signals and later replaced by Microcontroller due to its ability to generate a variety of signals and design complex treatment programs [7]-[9]. In recent years, a programmable multi-channel stimulator have played an important role in clinical studies and academic education.

In previous work, the pulse generator unit was designed and implemented for generating desired waveforms. It is a partial development of a multi-function therapeutics stimulator. The experimental results compared to ideal waveforms simulated from the MATLAB program yields the highly-satisfactory outputs. [10]

† Corresponding Author : EE. Dept., Faculty of Electrical Engineering, KMITL, Thailand (chompooc@gmail.com)

* EE. Dept., Faculty of Electrical Engineering, KMTIL, Thailand (lakatem.r@gmail.com)

** EE. Dept., Faculty of Electrical Engineering, KMITL, Thailand (suttipong_ee@hotmail.com)

2. Theory and Background

2.1 Proposed ES Conceptual Design

The system design of the two-channel and multi-function therapeutic electrical stimulator incorporates six important units, the overview system is illustrated in Fig. 1.

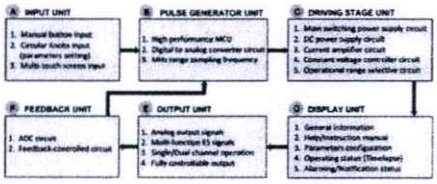


Fig. 1. System diagram of the proposed multi-function therapeutic electrical stimulator

a) Input Unit is the user interface (UI) that receives instructions or conditions from users. The instructions are translated into parameters for waveform generation. The conditions are used to define functions to either start or stop the desired channel.

b) Pulse Generator Unit generates digital waveforms according to parameters received from the input unit.

c) Driving Stage Unit is a voltage-controlled current source. The output current is controlled by a voltage generated from the pulse generator unit and amplified its amplitude to the desired range suitable for stimulating nerves and muscles.

d) Display Unit displays significant information to users such as operating or alarming status, parameters configuration, time synchronization, and instruction manual.

e) Output Unit has two channels of operations which can be controlled and configured as either dependent or independent mode. It provides analog output waveforms.

f) Feedback Unit detects the voltage across electrodes for electrical safety. The circuit will be cut off and the pulse generator unit will be stopped, if the proposed therapeutic ES applies too high voltage to patients.

In this paper, only (A), (B), and (D) are mentioned. The other units will be the works in further process.

2.2 Target Outputs

The target outputs consist of waveforms basis and optional programs. The operation between waveforms basis and a choice of optional programs becomes the complex waveforms.

A. Waveforms Basis

There are twelve current waveforms basis which are divided in to four groups. The details like names and shapes in graphic of desired waveforms are shown in Fig. 2.

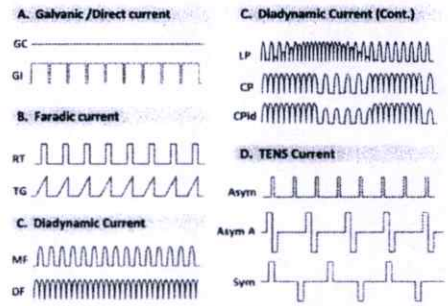


Fig. 2. The proposed therapeutic ES target outputs

B. Optional Programs

a) Surge option is the multiplication in time domain between waveforms basis and surge pattern. This is an option to sequentially program the current amplitude by defining parameters of time, i.e. Ramp up time (t_r), Hold time (t_h), Ramp down time (t_f) and Interval time (t_i). The surge pattern which will be multiplied with waveforms basis is shown in Fig. 3.

b) Modulation option is the modulation in frequency domain between waveforms basis and modulation patterns. This is an option to define time and sequence in which the pulse frequency (f_p) will sweep through the frequency modulation (f_m) range. In this paper, there are four modulation patterns as shown in Fig. 4.

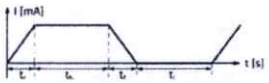
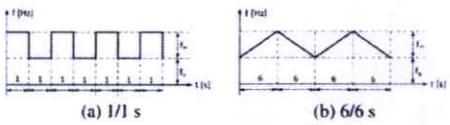
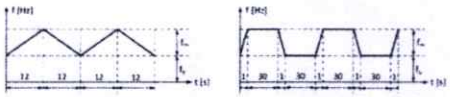


Fig. 3. Surge pattern



(a) 1/1 s (b) 6/6 s



(c) 12/12 s (d) 1/30 s

Fig. 4. Modulation patterns

2.3 Previous Work (The 1st stage design)

A. Pulse Generator Implementation

In general, important compositions of pulse generator unit are Microcontroller Unit (MCU) and the digital to analog converter (DAC).

In the previous work, the demonstration of how to generate various current waveforms was done using algorithms of the pre-installed signal generation; desired digital waveforms were pre-calculated and stored as array in a program memory of the MCU, often called Look-Up Table (LUT). In the Interrupted Service Routine (ISR), the calculated data will be sent periodically to the DAC for generating waveforms. A dsPIC30F4011 and an integrated circuit MCP4922 were chosen to be MCU and DAC respectively for implementation of the pulse generator.

B. Verification

The previous pulse generator could generate nine waveforms basis. All generated waveforms were achieved and verified by comparing with the ideal signal simulated from MATLAB program. The results imply that all waveforms are similar to an ideal signal in term of correlation, as well as in amplitude and frequency aspects, the values are in an acceptable range and tolerance.

C. Limitations

There were drawbacks from the previous work that affect the next process of work, including the requirement of a huge memory for the pre-installed data in LUT. The more complicated waveforms, the bigger memory is required so there were limits to generating more complex waveforms and adding future features or functions. Of course, it is impossible to have the optional programs (surge and modulation options). Apart from that, the communication between the MCU and the DAC was not fast enough to construct high resolution and high frequency waveforms.

2.4 Proposed Methodology

This paper proposes two key points which can solve problems mentioned above and enhance the ES performance in this 2nd stage design. Fig. 5 demonstrates what we proposed in this paper as follows:

a) Pulse Generator Enhancement in both of newly-proposed methodology and DAC will be elaborated in Section 3.

b) The newly-proposed User Interface (UI) including concepts and details will be elaborated in Section 4.

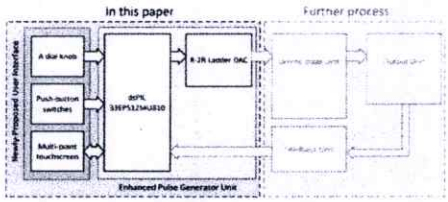


Fig. 5. Scope of work in this paper

3. Pulse Generator Unit Enhancement

This section explains the new methodologies and algorithms of waveforms generating, including the improved version of DAC diagram and circuit.

3.1 Newly-Proposed Methodology

In this stage, the algorithm of a pre-installed signal generation was replaced by the algorithm of a real-time signal generation. The desired digital waveforms will be calculated by mathematic process and sent the digital data directly through MCU output ports to the DAC for generating analog waveforms immediately. The LUT was no longer required. Therefore, the huge memory requirement had also vanished. In addition to the algorithm changing, a dsPIC33EP512MU810 was chosen to be the new MCU which provides higher capabilities than the former one as shown in Table 1. The faster speed and bigger memory help in supporting the real-time operation (waveforms generation, parameters setting, future features).

Table 1. MCU specification

	dsPIC30F4011 (Previous work)	dsPIC33EP512MU810 (This work)
Speed	30 MIBS	70 MIBS
Pins	40 Pins	100 Pins
Program Flash Memory	48 Kbytes	536 Kbytes
Data RAM	2 Kbytes	52 Kbytes
Communication Interfaces		
• **SPI Module**	Yes / 1	Yes / 4
• **Direct Output Digital**	Yes	Yes
• **Peripheral Pin Select(PPS)**	No	Yes

The adjustable parameters include amplitude, frequency and duty cycle (phase interval and phase duration), as well as parameters of the optional programs (surge and modulation option). The range and resolution of parameters are summarized in Table 2.

Table 2. Adjustable parameter ranges and resolutions

	Minimum	Maximum	Resolution
Amplitude	0 mA	140 mA	0.2 mA
Pulse duration	100 µs	1000 ms	100 µs / 1 ms
Pulse Interval	100 µs	5000 ms	100 µs / 1 ms
Pulse Frequency	0	200 Hz	1 Hz
Treatment Time	0	60 minute	30 second
Surge option			
• **Ramp up time (t_u)**	0	9 second	1 second
• **Hold time (t_h)**	0	60 second	1 second
• **Ramp down time (t_d)**	0	9 second	1 second
• **Interval time (t_i)**	0	120 second	1 second
Modulation option			
• **Frequency Modulation (f_m)**	0	180 Hz	1 Hz

3.2 Newly-Proposed DAC

For solving the limitation of generating complicated and higher frequency waveforms, the sixteen bits resolution R-2R ladder network with the high speed operational amplifier (Op-amp) called R-2R ladder DAC was chosen instead of the integrated circuit MCP4922. The components are simple and much cheaper than the IC used in the 1st stage with same specifications and accuracies. Fig. 6 shows the circuit of R-2R ladder DAC proposed in this work.

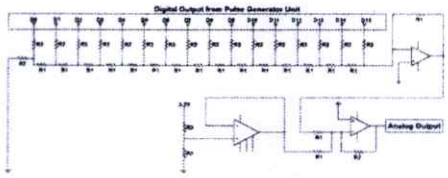


Fig. 6. The R-2R Ladder DAC circuit

Table 3 shows that the new DAC was better than the previous one in many aspects. The faster speed and higher slew rate help in better generating high resolution and high frequency waveforms. The interface with MCU was changed to be Direct Output Digital Interface (DODI) which work faster than Serial Peripheral Interface (SPI) used in previous work. DODI is a parallel transmission; all sixteen bits data were sent simultaneously. Whereas SPI is a series transmission; data was sent bit by bit.

Table 3. DAC specification

	MCP4922 (Previous work)	R-2R Ladder (This work)
Speed	20 MHz	50 MHz
Resolution	12 bits	16 bits
Slew Rate	0.55 V/µs	350 V/µs
Setting time	4.5 µs	70 ns
Interface with MCU	Serial Peripheral Interface (SPI)	Direct Output Digital Interface (DODI)

3.3 Experimental Results

This part shows the capabilities comparisons and examples of generated waveforms using the enhanced pulse generator unit.

A. Capabilities Comparisons

Table 4 presents that the capabilities of the enhanced pulse generator unit were far superior to the previous one. It is programmable and adjustable. Moreover, it provided higher resolutions, and better accuracy.

Table 4. Capabilities comparisons

	Pulse Generator Unit (Previous work)	Pulse Generator Unit (This work)
Waveforms Basis	9	12
Adjustability	No	Yes
Complex Waveforms	No	Yes
Programmability	No	Yes
Resolution	12 bits	16 bits
Average percentage of error in terms of correlation	0.5 %	0.2 %

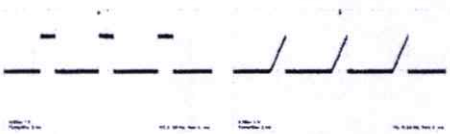
B. Examples Waveforms using this Proposed Method

Fig.7, Fig. 8 and Fig. 9 show the examples of waveforms basis.



(a) MF (b) CP

Fig. 7. Examples of Galvanic/Direct Current



(a) RT (b) TG

Fig. 8. Examples of Faradic Current



(a) ASYM (b) ASYM A

Fig. 9. Examples of TENS Current

Fig. 10 shows the example of complex waveforms which is the operation between RT and surge option.

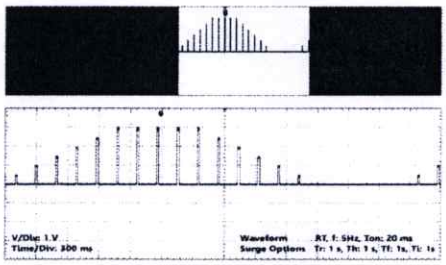


Fig. 10. RT with Surge option

Fig. 11 shows the example of complex waveforms which is the operation between ASYM and modulation option.

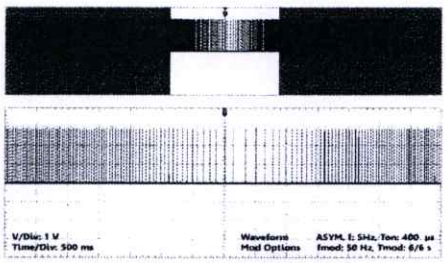


Fig. 11. ASYM with Modulation option

4. Newly-Proposed User Interface

This section explains the concepts and details of the newly-proposed User Interface (UI).

4.1 UI Design

The proposed UI composes of a multi-point touchscreen a dial knob (rotary switch) and push-button switches as shown in Fig. 12.

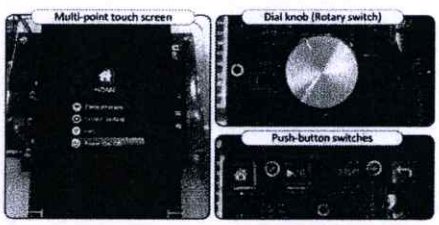


Fig. 12. Compositions of the proposed UI

The proposed UI was designed to act as both input and display unit as already mentioned in section 2.1.

A. Input Unit

The input unit can receive instructions from human by:

a) The multi-point touchscreen; touch buttons on the screen to select menus.

b) The main dial knob (Rotary switch); press once to select menus or rotate to adjust parameter values.

c) The push-button switches; press switches to control device operations (go to home page, start or stop operation, reset parameters and back to previous page).

For parameter configurations, users can either use *a)* or *b)* which could individually and parallelly operate. To control the device operations, users can either use *a)* or *c)*.

B. Display Unit

The same touchscreen is functioned as a main display providing the necessary and significant information.

4.2 UI Organization

The on-screen display is divided into four main parts; system setting, channel selection, waveforms selection and parameter setting.

A. System Setting

The proposed UI provides several settings which users can customize the device, i.e. screen brightness, energy saving time, speaker volume and end of treatment sound as shown in Fig. 13(a)

B. Channel Selection

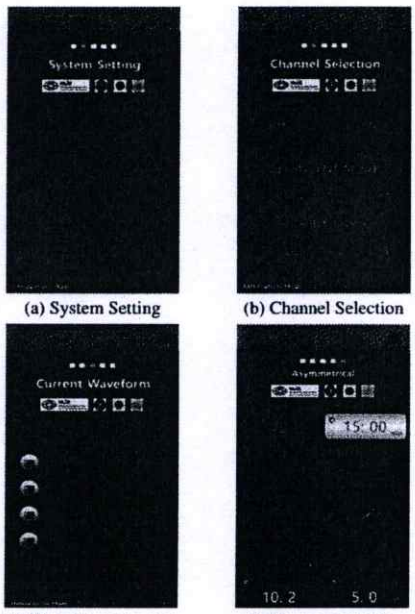
There are two main choices for channel selection, single channel and dual channel, as shown in Fig. 13(b). For single channel use, each channel can be selected at a time. For dual channel use, when the DEPENDENT MODE is selected, both channels are set to have same parameters. Only the intensity can be separately adjusted. When the FLEXIBLE MODE is selected, all of the parameters in both channels can be independently adjusted.

C. Waveforms Selection

To select waveforms, users have to select twice. Firstly, select a group of waveforms as shown in Fig. 13(c), then select sub-waveforms appeared in the next screen.

D. Parameters Setting

The parameters setting screen in Fig. 13(d) displays parameter configurations, operating status and time-lapse. Four buttons on header were designed to have the same duty as the push-button switches.



(a) System Setting (b) Channel Selection

(c) Waveform selection (d) Parameter Setting

Fig. 13. The displayed screen of the proposed UI

5. Conclusion

The enhanced pulse generator shows great flexibility that ensure the proposed ES will be suitable for various kind of therapeutic application for training, educations and clinical treatments. Its two channels of operation could be configured as either a dependent or flexible mode. The improved version of DAC circuit helps in better signal converting with minimal distortions. Having the proposed UI creates much smoother experiences for experimenters in many aspects like better visibility, easier to manage and control as well as more precise and concise configurations.

A next step after the completion of this work is to develop the last portion of the ES prototype which is the driving stage unit to achieve a final goal in the near future.

Acknowledgements

This work is fully funded by the Council of University Presidents of Thailand, under the Aging Society Group and Innovation Hub Project (Contract No. TR319/2560). The authors would also like to thank Boon Supply Co., Ltd. and TCMT Co., Ltd. for their willingly contributions in knowledge, equipment and supporting team.

References

[1] Han-Chang Wu, Shuenn-Tsong Young, and Te-Son Kuo, "A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulator for FES applications", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol.51, no.1, pp.2-7, February 2002.

[2] M. Ilic, D. Vasiljevic, and D. B. Popovic, "A programmable electronic stimulator for FES systems", IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 2, no. 4, pp.234-238, December 1994.

[3] E. A. Cheever, D. R. Thompson, B. L. Cmolik, W. P. Santamore, and D. T. George, "A versatile microprocessor-based multichannel stimulator for skeletal muscle cardiac assist," IEEE Transaction Biomedical Engineering, vol. 45, pp. 56–67, January 1998.

[4] P. Meadows, "Portable electrical stimulation systems," IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, vol.6, no.10, pp. 6–10, October 1991.

[5] K.W. Eric Cheng, Yan Lu, Kai-Yu Tong, A.B. Rad, Daniel H.K. Chow and Danny Sutatto, "Development of a circuit for functional electrical stimulation", IEEE Transaction on Neural system and rehabilitation engineering, vol.12, no.1, pp.43-47, March 2004.

[6] T. Stieglitz, T. Matal, and M. Staemmler, "A modular multichannel stimulator for arbitrary shaped current pulses for experimental and clinical use in FES," Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 1777-1780, 1997.

[7] Milos R. Popovic, "Transcutaneous Electrical Stimulation Technology for Functional Electrical Therapy Applications", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, USA, pp. 2142-2145, September 2006.

[8] Y.Forneiro, M.E. Cartaya, J Folgueras, O.Corolado and J.A. Garcia. "Therapeutic Electrical Stimulatior", Proceedings of the 25" Annual International Conference of the IEEE EMBS, Mexico, pp.1716-1719, September 2003.

[9] Qi Xu, Tao Huang, Jiping He, Yizhao Wang and Houlun Zhou, "A Programmable multi-channel stimulator for array electrodes in transcutaneous electrical stimulation", Proceedings of the 2011 IEEEIICME International Conference on Complex Medical Engineering, China, pp.652-656, May 2011.

[10] L. Rujira, L. Monthon, P. Siriwat, S. Piampoom and C. Chow, "The conceptual design and a partial development of a multi-function therapeutic stimulator", presented at the International Conference Electrical Engineering, Okinawa, Japan, July 3-7, 2016.



Rujira Lakatem
She received her B.E. degree in Electrical Engineering from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 2015. Currently, she is pursuing her M.E. in Electrical Engineering from the same school. Her research interests are Biomedical Engineering Equipment and Technologies, Microcontroller and Programming and Renewable energy.



Suttipong Boontaklang
He received his B.E. degree in Electrical Engineering from Rajamangala University of Technology Lanna Chiangmai (RMUTL), Thailand, in 2010 and M.E. degree in Electrical Engineering from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 2013. Currently, he is pursuing his doctoral degree in Electrical Engineering from KMITL. His research interests are Biomedical Engineering Equipment and Technologies, Power Systems Quality, Renewable Energy and Digital Signal Processing.



Chow Chompoo-Inwai, Ph.D.
He got his Ph.D. in Electrical and Computer Engineering from Clarkson University, New York, USA since 2009. He is now working as an assistant professor and a head of the Energy System and Illumination Research Center (ESIRC), Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand. He has more than twenty years of research and academics experiences in the field of Electrical Engineering. His research interests are various fields in Power Engineering i.e. Renewable Energy Generation & Applications, High Voltage Engineering & Modern diagnostic techniques, Modern Power Systems and Protections, Energy Efficient Management and Digital Signal Processing applications in Power Engineering and Illumination Engineering.

ภาคผนวก ค

การเข้าร่วมเสนอผลงาน Thailand Innovation Hubs 4.0s วันที่ 4-5 เมษายน 2561 ณ พารากอนฮอลล์ สยามพารากอน

ค.1) โปสเตอร์ Info-graphic ที่นำเสนอในงาน Thailand Innovation Hubs 4.0s

ค.2) รูปภาพในการดำเนินงาน Thailand Innovation Hubs 4.0s

ค.1) Info graphic Poster

สำนักคณะกรรมการการอุดมศึกษา
Office of the Higher Education Commission

สปอ
สภาประธานบริหารแห่งประเทศไทย
Council of University Presidents of Thailand

KMITL
พระจอมเกล้าลาดกระบัง

THAILAND INNOVATION HUBS 4.0S
Aging Society

การออกแบบและพัฒนาต้นแบบเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าสำหรับงานด้านกายภาพบำบัด
(The Therapeutic Electrical Stimulator Prototype Design And Development)
Techonology Readiness Level (TRL) 4-7

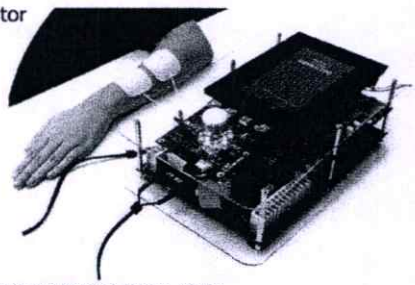
- ออกแบบและพัฒนาเครื่องต้นแบบที่มีศักยภาพและฟังก์ชั่นการทำงานเทียบเท่าหรือดีกว่าเครื่องมือที่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ
- สนับสนุนการศึกษาภาคปฏิบัติของนักศึกษาระดับอุดมศึกษาที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีด้านกายภาพบำบัด
- สามารถใช้เครื่องต้นแบบในงานด้านวิชาการและฝึกอบรมบุคลากรด้านงานกายภาพบำบัดได้
- ส่งเสริมการใช้งานนวัตกรรมด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีชั้นสูงที่ผลิตได้ในประเทศ
- ถ่ายทอดเทคโนโลยีจากเครื่องต้นแบบเพื่อการพัฒนาต่อยอดสู่เชิงพาณิชย์เพื่อการผลิต
- ลดภาระการนำเข้าด้านเทคโนโลยีจากต่างประเทศ





Two Channels Multi-Function Electrical Stimulator

- Heal wound
- Stimulate muscle contraction
- Alleviate pain
- Deliver Medication through skin
- Prevent muscle atrophy
- Decrease muscle spasm/muscle edema
- Build muscle strength
- Keep muscle active



Contact us:
ศูนย์วิจัยพลังงานและวิศวกรรมการส่องสว่าง (Energy System and Illumination Research Center- ESIRC)
คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
E-mail: chow.ch@kmiti.ac.th , chompooc@gmail.com , Tel: 0857429669, 0982817655, 0875425902

สำนักคณะกรรมการการอุดมศึกษา
Office of the Higher Education Commission
ทปอ
ที่ประชุมอธิการบดีแห่งประเทศไทย
Council of University Presidents of Thailand
KMITL
พระจอมเกล้าลาดกระบัง

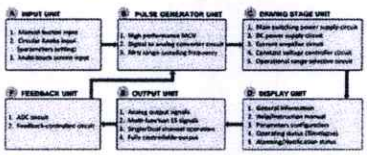
THAILAND INNOVATION HUBS 4.0s
Aging Society

The Therapeutic Electrical Stimulator Prototype Design And Development

Rujira Lakatem, Nutthaka Chinomi, Suttipong Boontaklang, and Chow Chompoo-inwai

This research presents the conceptual design and development of one medical equipment which is vital for an aging society. The therapeutic electrical stimulators often called an electrical stimulator (ES) have been used for rehabilitation purposes leading to improve human-being physical conditions/ functions, especially for an aging society members. Although numerous ES have been developed, most of them would be used with only one or two specific treatments due to the limitation from analog circuits signal generations. Keys to success in modern therapeutic ES must be device versatilities such as a more flexibilities or program abilities. There are two big steps forward from the previous year's work in this research. The first one is the modifications and enhancements in generating methodology of the desired digital signals including the new digital to analog (DAC) circuit. The second step forward is a newly-proposed combination of a multi-point touchscreen, push-button control switches and a main dial knob User Interface (UI). This research mainly describes the newly-proposed methodologies and algorithms of how to generate digital signals as desired, including the improved version of DAC diagram and circuit. The newly-proposed UI concepts and details will also be elaborated. The experimental results compared to signals from previous research illustrate a definite positive sign. A next step after the completion of this work is to develop the last portion of the smart ES prototype which is the driving stage unit to achieve a final goal.

Proposed ES Conceptual Design



A. Input Unit is the user interface (UI) that receives instructions or conditions from users. The instructions are translated into para meters for waveform generation. The conditions are used to define functions to either start or stop the desired channel.

B. Pulse Generator Unit generates digital waveforms according to parameters received from the input unit.

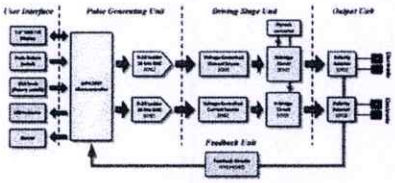
C. Driving Stage Unit is a voltage-controlled current source. The output current is controlled by a voltage generated from the pulse generator unit and amplified its amplitude to the desired range suitable for stimulating nerves and muscles.

D. Display Unit displays significant information to users such as operating or alarming status, parameters configuration, time synchronization, and instruction manual.

E.Output Unit has two channels of operations which can be controlled and configured as either dependent or independent mode. It provides analog output waveforms.

F. Feedback Unit detects the voltage across electrodes for electrical safety. The circuit will be cut off and the pulse generator unit will be stopped, if the proposed therapeutic ES applies too high voltage to patients.

System Design



User Interface Design



UI Compositions

- ***The multi-point touchscreen;*** touch buttons on the screen to select menus.
- ***The main dial knob (Rotary switch);*** press once to select menus or rotate to adjust parameter values.
- ***The push-button switches;*** press switches to control device operations.



On-screen Display

provides the significant information.

- system setting
- channel selection
- waveforms selection
- parameters setting

Target Outputs



- **Galvanic/Direct current:** for transcutaneous delivery drug.
- **Dia-dynamic current:** for muscle stimulation and pain relief.
- **Faradic current:** for muscle and nerve stimulation and blood circulation.
- **TENS current:** for pain relief and wound healing.

Potentially Commercial Product Design



Model 1 Model 2 Model 3 Model 4



Rujira Lakatem
She received her B.E. degree in Electrical Engineering from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 2005. Currently, she is pursuing her M.E. in Electrical Engineering from the same school. Her research interests are Biomedical Engineering Equipment and Technologies, Microcontroller and Programming and Renewable energy.



Suttipong Boontaklang
He received his B.E. degree in Electrical Engineering from Rajamangala University of Technology Lanna Chiangmai (RMUTL), Thailand, in 2000 and M.E. degree in Electrical Engineering from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 2003. Currently, he is pursuing his doctoral degree in Electrical Engineering from KMITL. His research interests are Biomedical Engineering Equipment and Technologies, Power Systems Quality, Renewable Energy and Digital Signal Processing.

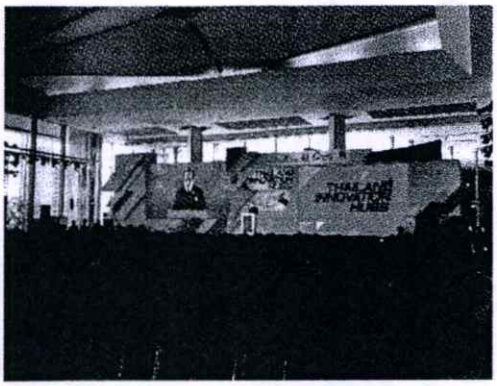


Nutthaka Chinomi
She received her B.E. degree in Electrical Engineering from the King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 2013. Currently, she is pursuing her M.E. in Electrical Engineering from the same school. Her research interests are Power Systems Quality and Renewable Energy, Problem automation monitoring and control using new data acquisition system and PLC technologies.



Chow Chompoo-inwai, Ph.D.
He got his Ph.D. in Electrical and Computer Engineering from Clarkson University, New York, USA since 1992. He is now working as an assistant professor and a head of the Energy System and Illumination Research Center (ESRC), Electrical Engineering Department, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand. He has more than twenty years of research and academics experiences in the field of Electric of Engineering. His research interests are various fields in Power Engineering i.e. Renewable Energy Generation & Applications, High Voltage Engineering & Systems, Diagnostic techniques, Problem Power Systems and Protections, Transients Management and Digital Signal Processing applications in Power Engineering and Illumination Engineering.

ค.2) รูปภาพการดำเนินงาน





พิธีเปิดงาน Thailand Innovation Hubs 4.0s

วันที่ 4 เมษายน 2561 ณ รอยัล พารากอน ฮอลล์ สยามพารากอน





จัดแสดงโปสเตอร์และผลงานในส่วนของกลุ่มสังคมผู้สูงอายุ (Aging Society)





ขอความคิดเห็นและคำแนะนำจากนักกายภาพบำบัด







อธิบายและให้ข้อมูลเกี่ยวกับเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อกับผู้ร่วมงานที่สนใจ

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวรุจิรา ละกะเต็ม
วัน เดือน ปีเกิด	23 พฤศจิกายน 2535 ที่จังหวัดสงขลา
ที่อยู่	281 หมู่ 2 ตำบลเชียงกลม อำเภอปากชม จังหวัดเลย
ประวัติการศึกษา	2557 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ผลงานทางวิชาการ

1. Rujira L., Suttipong B. and Chow C., "The 2nd Stage Design and Development of a Two-Channel and Multi-Function Therapeutic Electrical Stimulator Prototype for a Smart Aging Society", **Proc. ICEE 2018, Seoul, Korea**, Jun. 2018.
2. Rujira L., Monthon L., Siriwat P., Piampoom S. and Chow C., "The Conceptual Design and Development of a Multi-Function Therapeutic Stimulator", **Proc. ICEE 2016, Okinawa, Japan**, Jul. 2016.