การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

Development of Sequential Electrical Stimulator for Dysphagia Patients

พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์

Pornchai Phukpattaranont

เลขหมู่ RC815.2 ร142 พ510 ค.2

Order Key.....

Bib Key.....20/604

...../...../24 ก.ค. 2543

วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Master of Engineering Thesis in Electrical Engineering

Prince of Songkla University

2540

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน
ผู้เขียน	นายพรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า

คณะกรรมการที่ปรึกษา

.....ประธานกรรมการ
(ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.วิทูร ลีลามานิตย์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

คณะกรรมการสอบ

.....ประธานกรรมการ
(ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.วิทูร ลีลามานิตย์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพัฒน์ ตันตระรุ่งโรจน์)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นพ. อภิณพ จันทร์วิทัน)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุนทร โสตถิพันธุ์)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน
ผู้เขียน	นายพรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2539

บทคัดย่อ

งานวิจัยในวิทยานิพนธ์นี้จะเป็นการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับเพื่อใช้ช่วยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ โดยให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืน เพื่อให้การกลืนเป็นปกติตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง โดยจะมีวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการคำนวณหาจุดเริ่มต้นของการกลืน ซึ่งในการคำนวณของวงจรคำนวณและตัดสินใจจะใช้วิธีการหากำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น เมื่อวงจรคำนวณและตัดสินใจสามารถหาจุดเริ่มต้นของการกลืนแล้ว ก็จะส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อเพื่อให้สร้างสัญญาณกระตุ้นซึ่งมีลักษณะดังนี้ เป็นพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที สามารถปรับขนาดแรงดันได้ 0 - 250 โวลต์ สามารถปรับความถี่ของช่วงการกระตุ้นได้ 40 - 80 ช่วงต่อวินาที ลักษณะการเพิ่มของขนาดของแรงดันของพัลส์แบบยอดคู่จะอยู่ในกรอบของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู สัญญาณกระตุ้นจะถูกส่งไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืน เพื่อให้กลไกการกลืนสามารถทำงานได้เป็นไปตามปกติ

จากการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับพบว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถทำงานได้ถูกต้อง คือ มีการส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไปขณะที่มีการกลืนประมาณ 90 %

Thesis Title	Development of Sequential Electrical Stimulator for Dysphagia Patients
Author	Mr. Pornchai Phukpattaranont
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	1996

Abstract

This thesis describes a design and implementation of a sequential electrical stimulator for dysphagia patients. The function of sequential electrical stimulator is to stimulate the neck muscle of dysphagic patients in order to facilitate swallowing mechanism. Calculation and decision circuit will detect appropriate time of swallowing from surface electromyogram (SEMG) of the tongue muscle by mean of average power calculation and send the trigger signal to the stimulated signal generator circuit. Then , stimulated signal generator circuit will generate twin peak pulse with 75 μs pulse spacing. Maximum voltage up to 250 volts and has frequency range 40-80 Hz. Twin peak pulse amplitude will increase in trapesoidal shape. Afterthat, stimulated signal from stimulated signal generator circuit is sent to patient's neck muscle to help patient's swallowing mechanism function normally.

The operating test of stimulator was performed. The result show that stimulator could send stimulated signal when swallowing occured about 90% correctly.

กิตติกรรมประกาศ

ผู้เขียนขอแสดงคำขอบพระคุณต่อ ดร.ชูศักดิ์ ลิ่มสกุล ประธานกรรมการที่ปรึกษา และผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์วิทูร ลีลามานิตย์ อาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่ได้ให้คำแนะนำเป็นอย่างดี รวมทั้งกรุณาช่วยเหลือหาเอกสารข้อมูลและการสนับสนุนอีกหลายประการ ตลอดจนกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนทำให้วิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ในการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญต่องานวิจัย ตลอดจนกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนทำให้วิทยานิพนธ์ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิตติพัฒน์ ตันตระรุ่งโรจน์ ที่ให้คำปรึกษาและกรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนกระทั่งบรรลุวัตถุประสงค์

ขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์นายแพทย์อภิณพ จันทร์วิทัน ที่กรุณาช่วยตรวจแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนกระทั่งบรรลุวัตถุประสงค์

ขอขอบคุณอาจารย์,เจ้าหน้าที่ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและเจ้าหน้าที่ศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์ทุกท่านต่อการให้คำปรึกษาและความช่วยเหลือที่สำคัญ จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

สุดท้ายนี้ข้าพเจ้าขอน้อมระลึกถึงพระคุณของบิดาและมารดาที่ให้การส่งเสริมและอุปถัมภ์ทางด้านการศึกษามาโดยตลอดจนประสบความสำเร็จ

พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์

สารบาญ

หน้า

บทคัดย่อ ..... (3)

Abtract ..... (4)

กิตติกรรมประกาศ ..... (5)

สารบาญ ..... (6)

รายการตาราง ..... (9)

รายการภาพประกอบ ..... (10)

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย 1

1.2 วัตถุประสงค์ 2

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ 2

1.4สรุปความในวิทยานิพนธ์ 2

1.5 การเผยแพร่ผลงาน 3

บทที่ 2 กลไกการกลืนและลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ

สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน 4

2.1 กลไกการกลืน 4

2.2 กระแสไฟฟ้าชนิดต่างๆที่มีการใช้ในทางกายภาพบำบัด 6

2.2.1 กระแสไฟตรง (Galvanic หรือ Direct Current) 6

2.2.2 กระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ (Interrupt Direct Current) 6

2.2.3 กระแสฟาราดิค (Faradic Current) 7

2.2.4 กระแสไซนูซอยด์และกระแสไดอะไดนามิค

(Sinusoidal Current and Diadynamic Current) 8

2.2.5 กระแสทีอีเอ็นเอส

(Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) 9

2.2.6 กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ

(High Voltage Pulsed Direct Curent) 10

หน้า

2.3 ผลของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ
ที่มีต่อระบบทางชีวภาพ 12
2.3.1 ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้น (pulse duration) 13
2.3.2 ความถี่ของช่วงการกระตุ้น (pulse frequency) 13
2.3.3 ยอดของกระแสไฟฟ้า (peak current) 14
2.3.4 พลังงานของช่วงการกระตุ้น (pulse charge) 15
2.4 ลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน 16
บทที่ 3 การออกแบบฮาร์ดแวร์ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ 20
3.1 คุณลักษณะและส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ 20
3.2 การออกแบบวงจรปรับแต่งสัญญาณ 22
3.3 การออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจ 24
3.3.1 วงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณ
แบบกลับเฟส100 เท่า 27
3.3.2 วงจรอินทิเกรเตอร์ 29
3.3.3 วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน 32
3.3.4 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน 34
3.4 การออกแบบวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ 36
3.4.1 วงจรกำเนิดพัลส์ 37
3.4.2 วงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู 39
3.4.3 วงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู 41
3.4.4 วงจรพัลส์มอดูเลเตอร์ 42
3.4.5 วงจรกำเนิดแรงดันสูง 44
3.4.6 วงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่น 45
3.4.7 วงจรทริกเกอร์ 46
3.4.8 วงจรรีเลย์ 49
3.5 หน่วยจ่ายกำลังไฟฟ้า 50

หน้า

บทที่ 4. ผลการทดลองและสรุป 52
4.1 ความเบื้องต้น 52
4.2 ผลการทดลอง 53
4.3 คำเสนอแนะสำหรับการดำเนินการต่อไป 59
4.4 สรุปวิทยานิพนธ์ 60
บรรณานุกรม 62
ภาคผนวก ก. คู่มือการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ 67
ภาคผนวก ข. แผนภาพวงจรของระบบ 73
ประวัติผู้เขียน 76

รายการตาราง

ตาราง หน้า

4.1 แสดงผลการทดลองการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเซิงลำดับกับอาสาสมัคร 59

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2.1 แสดงภาพตัดในแนวกึ่งกลางของศีรษะและคอ แสดงโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหาร	5
2.2 แสดงรูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบต่าง ๆ	6
2.3 แสดงกระแสฟาราดิคที่เกิดจากการตัดกันของขดลวด	7
2.4 แสดงกระแสฟาราดิคที่เป็นกระแสตรง	8
2.5 แสดงกระแสฟาราดิคที่เป็นกระแสสลับ	8
2.6 แสดงรูปร่างของสัญญาณกระแสทีอีเอ็นเอสแบบต่างๆ	9
2.7 แสดงรูปร่างของสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จาก ความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ	10
2.8 รูปร่างของสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูง	10
2.9 แสดงคุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จาก ความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่มีอิทธิพลต่อระบบทางชีวภาพ	12
2.10 แสดงสัญญาณกระตุ้นที่มีลักษณะคลื่นเป็นพัลส์แบบยอดคู่	17
2.11แสดงกรอบของขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า ที่มีรูปร่างเป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู	17
2.12 แสดงลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน .	18
2.13 แสดงลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน	19
3.1 แสดงส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ	20
3.2 แสดงส่วนประกอบของวงจรปรับแต่งสัญญาณ	22
3.3 แสดงรูปวงจรของวงจรปรับแต่งสัญญาณ	22
3.4 แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรปรับแต่งสัญญาณ .	23
3.5 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน	24
3.6 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจาก วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	24
3.7 แสดงสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นและและกำลังเฉลี่ยของสัญญาณ	25
3.8 แสดงส่วนประกอบของวงจรคำนวณและตัดสินใจ	27

หน้า

3.9 แสดงรูปวงจรของวงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส 28
3.10 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรคูณสัญญาณ 29
3.11 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจาก
วงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส 29
3.12 แสดงรูปวงจรของวงจรอินทิเกรเตอร์ 30
3.13 แสดงรูปวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมเพื่อควบคุมคาบของการอินทิเกรต 31
3.14 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรอินทิเกรเตอร์ 31
3.15 แสดงรูปร่างของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ควบคุมคาบของการอินทิเกรต 32
3.16 แสดงรูปวงจรของวงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน 33
3.17 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน 34
3.18 แสดงรูปวงจรของวงจรเปรียบเทียบแรงดัน 34
3.19 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านเข้ามาที่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน 35
3.20 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรเปรียบเทียบแรงดัน 35
3.21 แสดงส่วนประกอบของวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ 36
3.22 แสดงส่วนประกอบของวงจรวงจรกำเนิดพัลส์ 37
3.23 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ของวงจรกำเนิดพัลส์ 39
3.24 แสดงรูปวงจรของวงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู 40
3.25 แสดงรูปร่างของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู 41
3.26 แสดงรูปวงจรของวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู 41
3.27 แสดงวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์และวงจรกำเนิดแรงดันสูง 43
3.28 แสดงรูปร่างของสัญญาณที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 44
3.29 แสดงวงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่นและวงจรทริกเกอร์ 45
3.30 แสดงสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ถูกดิฟเฟอร์เรนทิเอทให้เป็นสัญญาณสไปค์ 47
3.31 แสดงสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางที่นำไปใช้กับผู้ป่วย 47
3.32 แสดงสัญญาณพัลส์แบบยอดคู่(twin peak pulse)
ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที 48
3.33 แสดงสัญญาณพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) จำนวนหลายๆ ลูกคลื่น 48
3.34 แสดงสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอที่นำไปใช้กับผู้ป่วย 49

หน้า

3.35 แสดงวงจรรีเลย์ 49
3.36 แสดงวงจรเปลี่ยนแรงดันบวก 12 โวลต์เป็นแรงดันลบ 12 โวลต์ 51
4.1 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับแสดงให้เห็นถึงช่องเสียบอิเล็กโตรด
สวิทช์และแอลอีดีแสดงพลังงานของแบตเตอรี่ 53
4.2 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับแสดงให้เห็นถึงปุ่มปรับระดับแรงดัน
ของสัญญาณอ้างอิง, ปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ
และปุ่มปรับความถี่ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ 54
4.3 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์ 54
4.4 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น .. 55
4.5 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ ... 55
4.6 แสดงเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42
และแบตเตอรี่ที่ใช้กับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ 56
4.7 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น 57
4.8 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากวงจรคงค่าแรงดัน 57
4.9 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า 57
4.10 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมู 57
4.11 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที 58
4.12 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดอินพุทของวงจรเปรียบเทียบแรงดัน
ช่วงเวลา 9.5 ถึง 1.5 วินาที 58
4.13 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า
ช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที 58
4.14 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมูช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที .. 58
ก1 แสดงส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ 69
ก2 แสดงส่วนประกอบของเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42 72

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย

ผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน (dysphagia) จะพบมากในผู้ป่วยที่สูงอายุและกลุ่มบุคคลที่มีอาชีพบางอย่าง ในทางภาคใต้ของประเทศไทยพบว่ากลุ่มบุคคลที่มีอาชีพเกี่ยวกับการกสิกรรมจะประสบปัญหาการกลืนค่อนข้างมากเนื่องจากการใช้สารเคมี ผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนจะมีอาการกลืนอาหารลำบากหรือไม่สามารถกลืนได้เลย อาการเหล่านี้ในผู้ป่วยประมาณ 40 % ที่มาทำการรักษาที่โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ (V. Leelamanit *et al.*,1996) สามารถช่วยให้ดีขึ้นได้โดยการใช้สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอเป็นประจำทุกวันเพื่อช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อ หลังจากที่กระตุ้นกล้ามเนื้อได้เป็นระยะเวลาช่วงหนึ่งผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้น แต่การมารับการกระตุ้นกล้ามเนื้อทุกวันก็เป็นการไม่สะดวกนักสำหรับผู้ป่วย ทางคณะผู้วิจัยจึงจะมีความคิดที่จะสร้างเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่สามารถพกพาได้สะดวก, สามารถกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้โดยอัตโนมัติขณะที่ผู้ป่วยต้องการกลืนและยังสามารถช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน ด้วยความคิดนี้จึงเป็นที่มาของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับในวิทยานิพนธ์นี้

งานวิจัยในวิทยานิพนธ์นี้จะเป็นส่วนของการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ เพื่อใช้ช่วยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ โดยให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืนเพื่อให้การกลืนเป็นปกติตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง ซึ่งเครื่องกระตุ้นนี้จะทำงานก็ต่อเมื่อมีการกลืนเท่านั้นโดยจะมีวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการคำนวณหาจุดเริ่มต้นที่เหมาะสมเพื่อส่งสัญญาณกระตุ้นออกไป ในการสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าชนิดลำดับก่อนหลังนั้นก่อนอื่นจะต้องหาวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืนออกมาซึ่งอยู่ในส่วนของวิทยานิพนธ์เรื่องการคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน (เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม, 2535.) จากนั้นก็จะนำลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืนมาทำการวิเคราะห์เพื่อหาจุดเริ่มต้นของการกลืนเมื่อได้จุดเริ่มต้นของการกลืนแล้วก็จะทำการส่งสัญญาณกระตุ้นไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะกลืน

สัญญาณกระตุ้นจะทำให้เกิดการยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกฮัยออย (Hyoid) และกระดูกอ่อนธัยรอย (Thyroid Cartilage) ซึ่งช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้น นอกจากนี้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับยังจะช่วยในด้านการฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อทำให้กล้ามเนื้อต่างๆกลับมาทำงานตามจังหวะอย่างถูกต้องและยังช่วยเสริมสร้างขนาดและกำลังของกล้ามเนื้ออีกด้วย

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 ศึกษาและวิเคราะห์การตรวจจับสัญญาณการกลืนในเวลาจริง

1.2.2 ศึกษาลักษณะของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสมกับผู้ป่วยและออกแบบสร้างวงจรกำเนิดสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อนั้นเพื่อนำไปใช้กับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.2.3 ศึกษาการนำเอาวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืนมาออกแบบสร้างเป็นวงจร

1.2.4 ออกแบบสร้างและพัฒนาเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับเพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.3.1 ความเข้าใจเกี่ยวกับสัญญาณไฟฟ้าการกลืนและกระบวนการสร้างระบบรู้จำสัญญาณการกลืน

1.3.2 ความเข้าใจเกี่ยวกับลักษณะของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.3.3 ได้ต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับเพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

1.3.4 สามารถใช้เป็นพื้นฐานสำหรับการพัฒนาเครื่องมือ ที่ใช้ในทางด้านการแพทย์ที่จะทำการวิจัยในลักษณะที่ใกล้เคียงกันต่อไป

1.4 สรุปความในวิทยานิพนธ์

โครงสร้างของเนื้อความในวิทยานิพนธ์ ได้มีการจัดลำดับความดังต่อไปนี้

1. บทนำ

บทนำจะกล่าวถึงความสำคัญและที่มาของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ วัตถุประสงค์ของการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัยและเนื้อหาของรายงานฉบับนี้โดยสังเขป

2. กลไกการกลืนและลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

เนื้อหาของบทนี้จะกล่าวถึงกลไกการกลืน ลักษณะและการนำไปใช้ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อชนิดต่างๆ และสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

3. การออกแบบฮาร์ดแวร์ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

เนื้อหาของบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบและสร้างวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับซึ่งประกอบด้วยวงจรส่วนต่างๆ อันได้แก่ วงจรปรับแต่งสัญญาณ วงจรคำนวณและตัดสินใจ วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ และหน่วยจ่ายกำลังไฟฟ้า พร้อมกับผลการทดสอบวงจร

4. ผลการทดลองและสรุป

เนื้อหาของบทนี้จะกล่าวถึงผลของการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ การสรุปผลการวิจัย และคำเสนอแนะสำหรับการดำเนินการต่อไป

1.5 การเผยแพร่ผลงาน

เสนอบทความในการประชุมทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 19 ระหว่างวันที่ 7-8 พฤศจิกายน 2539 ณ โรงแรมเจริญธานีปริ๊นเซส อ.เมือง จ.ขอนแก่น

บทที่ 2

กลไกการกลืนและลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

2.1 กลไกการกลืน

การกลืนปกติสามารถแบ่งได้เป็น 4 ขั้นตอน คือ

1 ขั้นตอนการนำอาหารเข้าปาก (Preoral Stage) ขั้นตอนนี้เป็นการนำอาหารหรือน้ำเข้าปาก

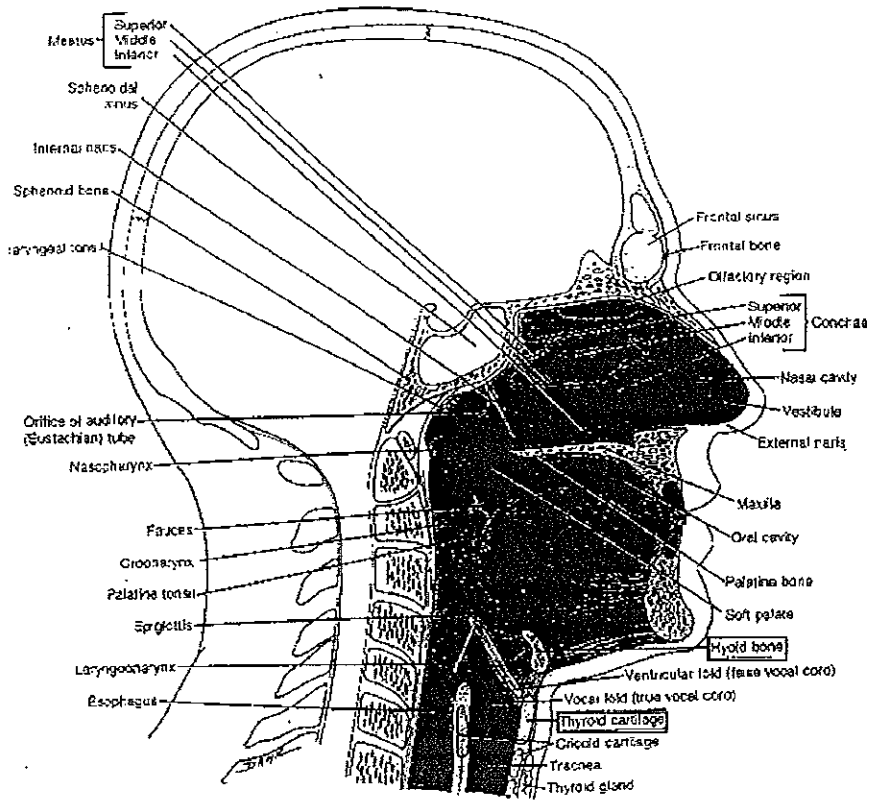
2 ขั้นตอนการเคี้ยวอาหารในปาก (Oral Stage) เป็นการเคี้ยวและคลุกเคล้าอาหารในช่องปากกับน้ำลาย เพื่อให้เหมาะสมกับการกลืน

3 ขั้นตอนการกลืนอาหารผ่านช่องคอ (Pharyngeal Stage) เป็นการผลักส่งอาหารจากช่องปากผ่านหูรูดที่ช่องคอส่วนล่าง (Cricopharyngeal Sphintor) ลงสู่หลอดอาหารส่วนต้น(Upper Esophagus)

4 ขั้นตอนการนำอาหารสู่กระเพาะอาหารทางหลอดอาหาร(Esophageal Stage) อาหารในหลอดอาหารส่วนต้นถูกนำสู่กระเพาะอาหารโดยคลื่นการบีบรัด(Peristaltic Wave)

กลไกปกติของการกลืนอาศัยแรงบีบรัดเพื่อไล่อาหารจากช่องปากสู่ช่องคอและลงสู่หลอดอาหาร และขณะเดียวกันกับอวัยวะบริเวณคอ อันได้แก่ กระดูกฮัยออย (Hyoid) และกระดูกอ่อนธัยรอย (Thyroid Cartilage) ดังแสดงในภาพประกอบ 2.1 ก็จะมีการเคลื่อนตัวเพื่อเตรียมที่สำหรับให้อาหารเคลื่อนผ่านไปได้สะดวกการเคลื่อนที่ดังกล่าวนั้นยังช่วยการคลายตัวของกล้ามเนื้อCricopharyngeusซึ่งทำหน้าที่เป็นหูรูดกั้นระหว่างช่องคอส่วนล่าง (Hypopharynx) และหลอดอาหาร การยกตัวและการเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกฮัยออยและกระดูกอ่อนธัยรอยต้องอาศัยกล้ามเนื้อลิ้นและกล้ามเนื้อคอทั้งส่วนที่อยู่เหนือข้อต่อกระดูกฮัยออยและใต้กระดูกอ่อนธัยรอย หากกล้ามเนื้อเหล่านี้ทำงานไม่ดีหรืออ่อนแรง จะทำให้การยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกฮัยออยและกระดูกอ่อนธัยรอยไม่ดี (ลด compliance) ซึ่งจะทำให้อาหารผ่านลงสู่หลอดอาหารไม่สะดวก เกิดอาการกลืนลำบากและถ้ารุนแรงอาจเกิดอาการสำลัก (aspiration and penetration) ซึ่งอาการกลืนลำบากชนิดนี้พบมากในคนสูงอายุ แต่จากการรักษาอาการกลืนลำบากของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์พบว่าสามารถนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ มาใช้ในการช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อของผู้ป่วย

ที่มีปัญหาการกลืนได้ นอกจากนี้ยังทำให้กล้ามเนื้อต่างๆกลับมาทำงานตามจังหวะอย่างถูกต้อง และช่วยเสริมสร้างขนาดและกำลังของกล้ามเนื้ออีกด้วย



ภาพประกอบ 2.1 ภาพตัดในแนวกึ่งกลางของศีรษะและคอแสดงโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหาร (อัจฉรา ผะอบเหล็ก,2528)

จากขั้นตอนของการกลืนปกติ 4 ขั้นตอน จะเห็นว่าขั้นตอนที่ 3 คือ การกลืนอาหารผ่านช่องคอจะเป็นจุดเริ่มต้นของการผลักส่งอาหารผ่านช่องคอ การยกตัวและการเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกฮัยออย และกระดูกอ่อนธัยรอยจะเกิดขึ้นหลังจากจุดเริ่มต้นของการผลักส่งอาหารผ่านช่องคอ ประมาณ 50-100 มิลลิวินาที (Kahrilas, Logemann and Gibbons , 1992) และเวลาที่ใช้ทั้งหมดตั้งแต่อาหารเริ่มถูกผลักส่งผ่านช่องคอ ลงสู่หลอดอาหารส่วนต้นประมาณ 1 วินาที ดังนั้นจะเห็นว่าการตรวจจับจุดเริ่มต้นของการกลืน ก็จะต้องตรวจจับสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเริ่มต้นของขั้นตอนที่ 3 แล้วหลังจากนั้นใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์วิเคราะห์และจำแนกลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้านี้ เมื่อได้จุดเริ่มต้นของการกลืนแล้วก็จะทำการส่งสัญญาณกระตุ้นไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะกลืน สัญญาณกระตุ้น

จะทำให้เกิดการยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกฮัยออย และกระดูกอ่อนอัยรอยซึ่งช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้นและเป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง

2.2 กระแสไฟฟ้าชนิดต่าง ๆที่มีการใช้ในทางกายภาพบำบัด

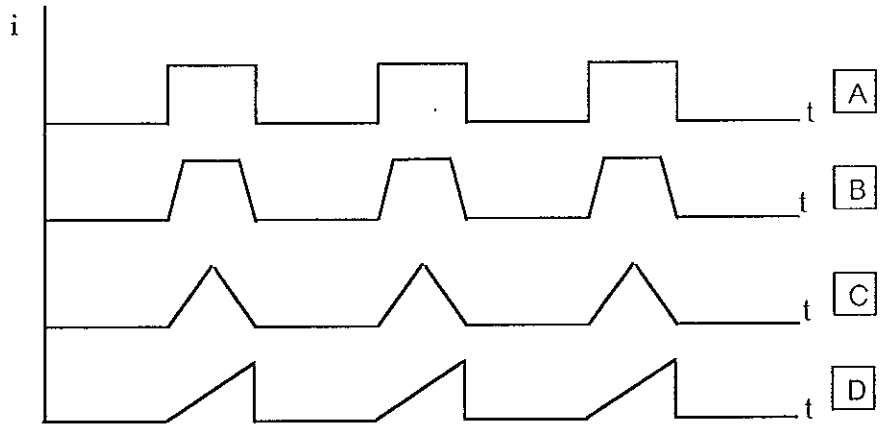
จากการศึกษากระแสไฟฟ้าชนิดต่างๆ ที่มีการใช้ในทางกายภาพบำบัด เพื่อหาชนิดของกระแสไฟฟ้าที่มีความเหมาะสมในการนำมาประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน มีดังต่อไปนี้

2.2.1 กระแสไฟตรง (Galvanic หรือ Direct Current)

มีการใช้กระแสไฟตรงสำหรับผลักดันน้ำยาเข้าไปในร่างกาย ลดอาการปวดและอาการบวม เพิ่มการไหลเวียนของเลือด ซึ่งไม่พบว่ามีการประยุกต์ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ

2.2.2 กระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ (Interrupt Direct Current)

รูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีการใช้กันแสดงดังในภาพประกอบ 2.2



ภาพประกอบ 2.2 แสดงรูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบต่าง ๆ

A : รูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสี่เหลี่ยม

B : รูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสี่เหลี่ยมคางหมู

C : รูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสามเหลี่ยม

D : รูปร่างของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบฟันเลื่อย

รูปร่างของสัญญาณในการกระตุ้นที่ไม่เหมือนกันจะทำให้เกิดผลในการกระตุ้นที่ไม่เหมือนกัน ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อ กระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสี่เหลี่ยมจะใช้

ความเข้มในการกระตุ้นต่ำกว่ากระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสามเหลี่ยม ในช่วงกระตุ้นเดียวกัน เนื่องจากในการกระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสามเหลี่ยม กล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงเกิดการปรับตัวขึ้น (Accommodation) แต่ปรากฏการณ์นี้จะไม่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยง ดังนั้นข้อดีประการหนึ่งของกระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสามเหลี่ยม คือสามารถกระตุ้นกลุ่มกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยงในบริเวณที่ปะปนกับกลุ่มกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยงได้

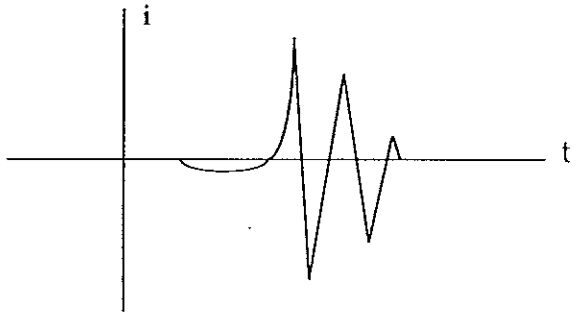
แม้ว่ากระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสี่เหลี่ยมจะใช้ความเข้มในการกระตุ้นต่ำกว่ากระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีรูปร่างแบบสามเหลี่ยม แต่ก็มีข้อเสีย คือ ทำให้รู้สึกเจ็บกว่าจากการที่กระแสไฟฟ้าขึ้นสู่จุดสูงสุดทันที

กระแสไฟตรงแบบเป็นช่วง ๆ มีการนำไปใช้ประโยชน์ดังต่อไปนี้

- กระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยง
- กระตุ้นกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยง
- ลดอาการปวดและอาการบวม
- เพิ่มการไหลเวียนของเลือด

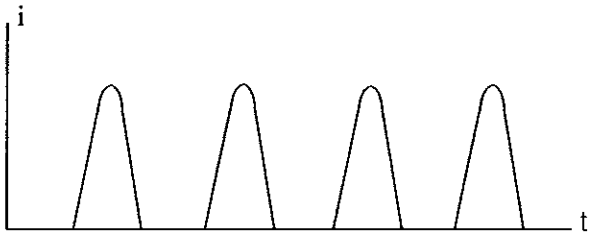
2.2.3 **กระแสฟาราดิค** (Faradic Current)

กระแสฟาราดิค ถูกตั้งชื่อตามนักวิทยาศาสตร์ผู้ค้นพบกระแสนี้ คือ Faraday เป็นกระแสที่เกิดจากการเหนี่ยวนำของขดลวดสองขด คือ ขดลวดปฐมภูมิและขดลวดทุติยภูมิ และมีแผ่นตัดสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นเพื่อให้เกิดกระแสออกมาเป็นชุด ๆ กระแสฟาราดิคในอดีตจึงหมายถึงกระแสสลับและมีช่วงการกระตุ้นตั้งแต่ 0.01-2 มิลลิวินาที รูปร่างของกระแสฟาราดิค แสดงดังในภาพประกอบ 2.3

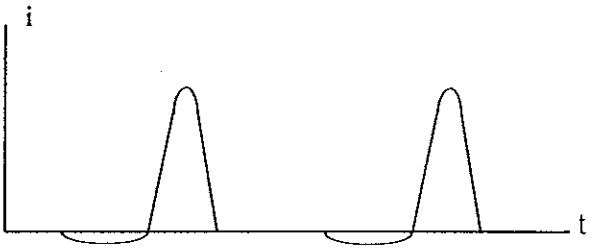


ภาพประกอบ 2.3 แสดงกระแสฟาราดิคที่เกิดจากการตัดกันของขดลวด

แต่ในปัจจุบัน กระแสฟาราดิค หมายถึง กระแสที่ออกมาจากเครื่องผลิตกระแส ซึ่งมีช่วงการกระตุ้น 1 มิลลิวินาที และมักมีรูปร่างเป็นสามเหลี่ยม ซึ่งอาจจะเป็นกระแสตรงหรือกระแสสลับก็ได้ ดังในภาพประกอบ 2.4 และ ภาพประกอบ 2.5



ภาพประกอบ 2.4 แสดงกระแสฟาราดิคที่เป็นกระแสตรง



ภาพประกอบ 2.5 แสดงกระแสฟาราดิคที่เป็นกระแสสลับ

กระแสฟาราดิคมีการนำไปใช้ประโยชน์ดังต่อไปนี้

- กระตุ้นกล้ามเนื้อที่มีประสาทมาเลี้ยง
- ลดอาการปวดและอาการบวม

2.2.4 **กระแสไซนูซอยด์และกระแสไดอะไดนามิค** (Sinusoidal Current and Diadynamic Current)

กระแสไซนูซอยด์ได้มาจากการลดแรงดันไฟฟ้าไฟบ้านให้น้อยกว่า 100 - 150 โวลต์ และลดกระแสให้ น้อยกว่า 60 มิลลิแอมแปร์

กระแสไดอะไดนามิค เป็นกระแสไฟตรงที่เปลี่ยนมาจากกระแสไซนูซอยด์ กระแสทั้งสองจะให้ผลคล้ายคลึงกันคือ

- ใช้รักษาการแพลงของกล้ามเนื้อและข้อต่อ
- เพิ่มการไหลเวียน การกระตุ้นเส้นประสาทอัตบาลซึ่งเป็นเส้นประสาทยนต์ที่ควบคุมหลอดเลือดโดยตรง ทำให้หลอดเลือดขยายตัวได้นาน เลือดมาเลี้ยงบริเวณนั้นมากขึ้น ช่วยซ่อมแซมเนื้อเยื่อที่บาดเจ็บหรือฉีกขาดได้

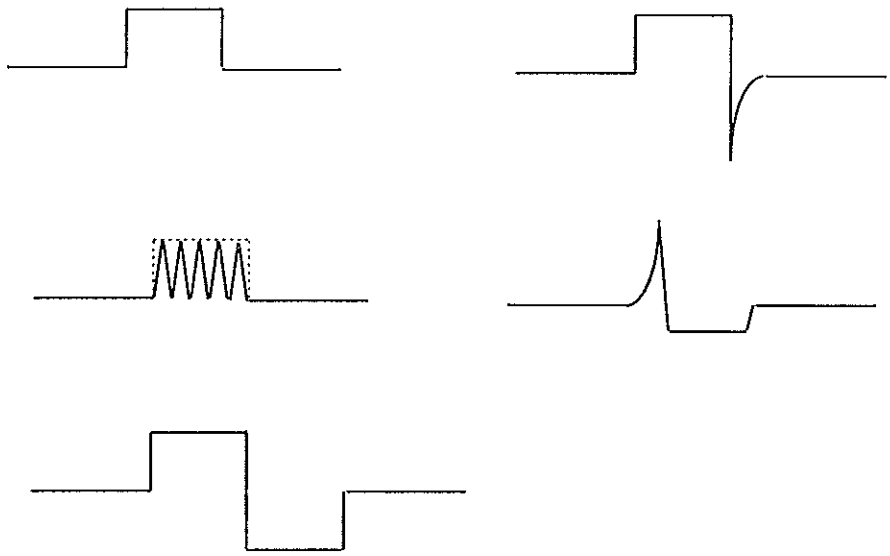
- ผลต่อกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อหดตัวโดยผ่านเส้นประสาท

2.2.5 **กระแสทีอีเอ็นเอส** (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation **มีชื่อย่อว่า** TENS)

การใช้กระแสทีอีเอ็นเอสเป็นการใช้ไฟฟ้ากระตุ้นเส้นประสาทใต้ผิวหนังเพื่อลดอาการปวด เครื่องกระตุ้นที่ใช้กันอยู่มักใช้กระตุ้นเส้นประสาทเพื่อให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว เครื่อง TENS ถูกออกแบบมาให้กระตุ้นเฉพาะเส้นประสาทรับความรู้สึก ดังนั้นขณะใช้เครื่อง TENS จะต้องพยายามป้องกันการหดตัวของกล้ามเนื้อมิฉะนั้นอาจจะทำให้ปวดมากขึ้นได้

ลักษณะของกระแสทีอีเอ็นเอสจะมีช่วงเวลาของการกระตุ้น 40-500 ไมโครวินาที ความถี่ของการกระตุ้นประมาณ 100-150 คลื่นต่อวินาที ซึ่งจะมีความเหมาะสมในการกระตุ้นเส้นประสาทรับความรู้สึก

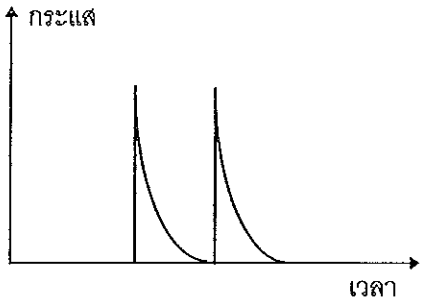
รูปร่างของสัญญาณกระแสทีอีเอ็นเอสแบบต่างๆที่มีการใช้กันอยู่ แสดงดังในภาพประกอบ 2.6



ภาพประกอบ 2.6 แสดงรูปร่างของสัญญาณกระแสทีอีเอ็นเอสแบบต่างๆ

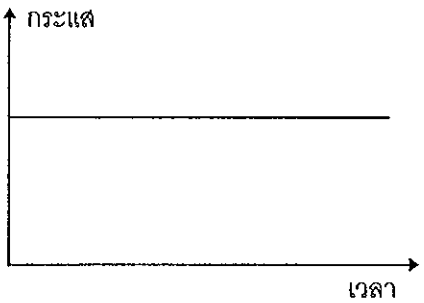
2.2.6 **กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ** (High Voltage Pulsed Direct Curent **มีชื่อย่อว่า** HVPDC)

กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ(High Voltage Pulsed Direct Curent มีชื่อย่อว่า HVPDC) มีรูปร่างลักษณะของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.7



ภาพประกอบ 2.7 แสดงรูปร่างของสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรง
ที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ

การเรียกสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อชนิดในภาพประกอบ 2.7 ว่า กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ เพื่อไม่ให้เกิดการเข้าใจผิดว่าเป็นกระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูง เพราะ กระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูงมีรูปร่างลักษณะของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบ 2.8 ซึ่งแตกต่างจากรูปร่างของสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ในภาพประกอบ 2.7 มาก



ภาพประกอบ 2.8 รูปร่างของสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูง

นอกจากนี้ ผลของกระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูงและกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่มีต่อกล้ามเนื้อและเส้นประสาทก็แตกต่างกันด้วย จึงทำให้มีการ

นำเอากระแสไฟฟ้าตรงที่มีศักดาไฟฟ้าสูงและกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ไปใช้ในการรักษาอาการป่วยที่ไม่เหมือนกัน

เมื่อนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ไปกระตุ้นกล้ามเนื้อก็จะเกิดผลในทางสรีรวิทยาคือ ทำให้เกิดการกระตุ้นเส้นประสาทและกล้ามเนื้อเกิดการหดตัว จากการศึกษาคุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่มีผลต่อทางสรีวิทยา พบว่าสามารถที่จะนำไปใช้ในการรักษาอาการเจ็บป่วยที่เกี่ยวกับกล้ามเนื้อบางชนิดและยังสามารถฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อได้อีกด้วย ซึ่งตัวอย่างของอาการเจ็บป่วยที่นำเอากระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ไปใช้ในการรักษา ได้แก่

- ใช้ในการลดอาการปวด
- เพิ่มการเคลื่อนไหวของข้อต่อ
- ใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อ
- เร่งการซ่อมแซมของแผลและเนื้อเยื่อ
-ห้ามการเกร็งของกล้ามเนื้อ อันเนื่องมาจากกลไกการป้องกันตัว (Muscle Spasm)
-ลดการเกร็งของกล้ามเนื้อ ที่เกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทส่วนกลาง (Spasticity)
- เพิ่มการไหลเวียนของเลือดรอบนอก
- ใช้สำหรับลดอาการบวมหลังจากได้รับอุบัติเหตุ

การใช้กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ สามารถทำให้เกิดการตอบสนองในเส้นประสาททั้งสามชนิด คือเส้นประสาทรับความรู้สึก เส้นประสาทยนต์ และ เส้นประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวด (Binder,1981)

สำหรับการนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ ไปใช้ประโยชน์ก็ได้มีการนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ ไปใช้ในการฝึกกล้ามเนื้อเพื่อเพิ่มความแข็งแรง โดยมีการใช้ HVPDC กระตุ้นกล้ามเนื้อกางนิ้วหัวแม่เท้า (Abductor Hallucis Brevis) ที่ใช้งานไม่ได้ปรากฏว่าให้ผลดีกว่าการทำกายบริหารกล้ามเนื้อนั้น (Newton and Karselis ,1983) นอกจากนี้ยังมีการนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ ไปใช้ในการลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อที่เกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งทำได้โดยการกระตุ้นกลุ่มกล้ามเนื้อด้านตรงข้ามกับกล้ามเนื้อที่เกร็ง โดยการกระตุ้นให้กล้ามเนื้อค่อยๆ หดตัวจนกระทั่งหดตัวเต็มที่และปล่อยเป็นจังหวะสลับกันไปเพื่อไม่ให้เกิดการล้า

ของกล้ามเนื้อ ผลปรากฏว่าสามารถลดอาการเกร็งได้ชั่วคราวและกลุ่มกล้ามเนื้อที่ถูกกระตุ้นนี้จะแข็งแรงมากขึ้นด้วย

จากประโยชน์ของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่มีการนำไปใช้และคุณสมบัติที่ดีอีกหลายประการ พบว่ากระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ มีความเหมาะสมที่จะนำมาประยุกต์ใช้ในการกระตุ้นกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ซึ่งรายละเอียดต่างๆของคุณลักษณะของแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ ที่จะมีผลต่อระบบทางชีวภาพจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

2.3 ผลของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆที่มีต่อระบบทางชีวภาพ

คุณลักษณะทั่วไปของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆที่มีอิทธิพลต่อระบบทางชีวภาพและทำให้เกิดผลทางสรีรวิทยา (ประโยชน์ ,2528) มีดังต่อไปนี้

ก. ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้น (pulse duration)

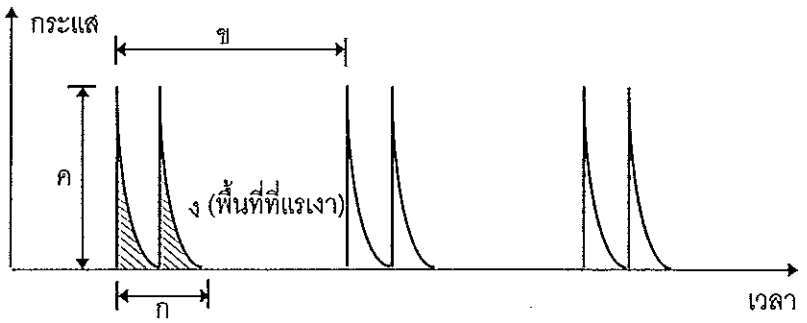
ข. ความถี่ของช่วงการกระตุ้น (pulse frequency)

$$\text{ความถี่ของช่วงการกระตุ้น} = \frac{1}{\text{คาบของช่วงการกระตุ้น}}$$

ค. ยอดของกระแสไฟฟ้า (peak current)

ง. พลังงานของช่วงการกระตุ้น (pulse charge)

คุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆเหล่านี้แสดงในภาพประกอบ 2.9



ภาพประกอบ 2.9 แสดงคุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่มีอิทธิพลต่อระบบทางชีวภาพ

คุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆเหล่านี้มีอิทธิพลต่อระบบทางชีวภาพและทำให้เกิดผลทางสรีรวิทยา ดังรายละเอียดต่อไปนี้

2.3.1 **ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้น** (pulse duration)

ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้นมีความสัมพันธ์กับความรู้สึกที่ได้รับจากการกระตุ้นเป็นอย่างมาก การวิจัยส่วนใหญ่ชี้ให้เห็นว่าถ้าไม่ต้องการให้เกิดความรู้สึกเจ็บปวดจากการกระตุ้นนั้น ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้นควรอยู่ในช่วงของไมโครวินาที ระยะเวลาของช่วงการกระตุ้นของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆอยู่ระหว่าง 5–75 ไมโครวินาที (us) (ประโยชน์,2528) ซึ่งระยะเวลาของช่วงการกระตุ้นในช่วงนี้จะไม่ทำให้เกิดความรู้สึกเจ็บปวดจากการกระตุ้น นอกจากนี้หากทำการ กระตุ้นกล้ามเนื้อด้วยกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆจะเห็นได้ว่ามีระยะเวลาของช่วงการกระตุ้นที่สั้นมากเมื่อเทียบกับช่วงระยะพักของกล้ามเนื้อที่นานกว่ามากจะทำให้ผลทางเคมีหรือความร้อนถูกจำกัดไป ดังนั้นถ้าเปรียบเทียบกระแสไฟตรงแบบธรรมดากับกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ อาจทำให้เกิดการเข้าใจผิดได้ ในข้อที่ว่าต่างเป็นกระแสตรงด้วยกัน แต่ความจริงที่ปรากฏในการรักษาทางคลินิกจะเห็นได้อย่างเด่นชัดว่า กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆจะแตกต่างเมื่อเทียบกับกระแสไฟฟ้าตรงแบบธรรมดาคือสามารถกระตุ้นเป็นเวลานานโดยไม่มีผลข้างเคียงเกิดขึ้น

2.3.2 **ความถี่ของช่วงการกระตุ้น** (pulse frequency)

ความถี่ของช่วงการกระตุ้นจะมีหน่วยเป็นจำนวนช่วงการกระตุ้นต่อวินาที(pulse per second : pps) ซึ่งความถี่ของช่วงการกระตุ้นจะเป็นตัวกำหนดรูปแบบการหดตัวของกล้ามเนื้อ ความถี่ของช่วงการกระตุ้นจาก 1 ถึง 10-15 ช่วงต่อวินาที กล้ามเนื้อจะหดตัวแบบกระตุก ความถี่ของช่วงการกระตุ้นจาก 10-15 ถึง 100-150 ช่วงต่อวินาที กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัวแบบเกร็ง (Tetanic) แต่ในความถี่ของช่วงการกระตุ้น 40-50 ช่วงต่อวินาที จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัวแบบเกร็งตัวเป็นเวลาหลายนาทีโดยผู้ป่วยไม่เกิดอาการอ่อนล้า ถ้าใช้ความถี่ของช่วงการกระตุ้นสูงกว่าความถี่ของช่วงการกระตุ้น 50 ช่วงต่อวินาที เช่น 80-120 ช่วงต่อวินาที จะเกิดการหดตัวของกล้ามเนื้ออย่างต่อเนื่องทำให้ผู้ป่วยจะแสดงอาการอ่อนล้าหลังจากการกระตุ้นเพียง 1-2 นาที

การเพิ่มความถี่ของช่วงการกระตุ้น ไม่ใช่วิธีเดียวที่ทำให้เกิดอาการอ่อนล้าจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเท่านั้น ระยะเวลาของการกระตุ้นชุดหนึ่งและตามด้วยระยะพักสลับกัน (duty cycle) ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อด้วย ถ้าตั้งความถี่ของช่วงการกระตุ้นที่ 100 ช่วงต่อวินาที และให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อเป็นเวลา 5 วินาที และพักอีก 5 วินาที การเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อยังคงเกิดขึ้นได้ ถึงแม้ว่าจะเกิดน้อยกว่าเมื่อใช้การกระตุ้นที่ 100

ช่วงต่อวินาทีติดต่อกัน แต่ถ้าตั้งระยะเวลาการกระตุ้นให้สั้นกว่าระยะเวลาพักเป็น 3 ถึง 4 เท่าของระยะเวลากระตุ้นแต่ละชุด ตัวอย่างเช่น กระตุ้น 5 วินาที ตามด้วยพัก 15-20 วินาที ในกรณีเช่นนี้จะทำให้การเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อเกิดช้าลงได้

ในทางคลินิก ถ้าไม่ต้องการให้ผู้ป่วยเกิดการเมื่อยล้าของกล้ามเนื้อ ควรจะตั้งความถี่ของช่วงการกระตุ้นไว้ที่ 30-40 ช่วงต่อวินาที และควรจะตั้งระยะเวลากระตุ้นแต่ละชุดต่อระยะเวลาพักในอัตราส่วน 1 : 3 ถึง 1 : 4 แต่มีข้อยกเว้นอยู่ 2 ประการ คือประการแรก เนื่องจากกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆมีช่วงการกระตุ้นที่สั้นมาก การใช้ความถี่ของช่วงการกระตุ้นที่ 60-80 ช่วงต่อวินาที จะทำให้ผู้ป่วยรู้สึกสบายกว่า ในกรณีนี้อัตราส่วนระหว่างระยะเวลากระตุ้นและระยะเวลาพัก สามารถตั้งได้ตามความเหมาะสมเพื่อว่าการเพิ่มความถี่ในการกระตุ้นจะได้ไม่ทำให้เกิดอาการเมื่อยล้า ประการที่สอง ถ้าต้องการฝึกสอนกล้ามเนื้อที่มีอาการเกร็งแข็ง (Spasticity) เนื่องจากมีความผิดปกติของระบบประสาทส่วนกลาง ในกรณีเช่นนี้ควรจะใช้ความถี่ของช่วงการกระตุ้นที่ค่อนข้างจะต่ำ คือประมาณ 10-20 ช่วงต่อวินาที ซึ่งจะทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวแบบเกร็งและเกิดการเคลื่อนไหวเป็นไปตามที่ต้องการได้

การทำให้กล้ามเนื้อเกิดอาการเมื่อยล้า อาจเป็นสิ่งที่ต้องการในกรณีที่ต้องการให้กล้ามเนื้อเกิดการเกร็งเพื่อป้องกันข้อต่อ ในกรณีนี้ควรจะเพิ่มความถี่ให้สูงที่สุด ดังนั้นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ให้ความถี่ของช่วงการกระตุ้นสูงสุด 120 ช่วงต่อวินาที จึงสามารถใช้ได้ผลมากกว่าเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ให้ความถี่ของช่วงการกระตุ้นสูงสุดเพียง 80 ช่วงต่อวินาที และในกรณีนี้ควรทำการกระตุ้นติดต่อกันโดยไม่มีระยะเวลาพัก

2.3.3 **ยอดของกระแสไฟฟ้า** (peak current)

ถ้าตัวแปรอย่างอื่นไม่เปลี่ยนแปลงความสูงของยอดกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ จะสัมพันธ์กับความลึกที่กระแสไฟฟ้านั้นเข้าไปในเนื้อเยื่อได้ ยอดกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วง ๆ ที่มีการใช้กันอยู่อาจสูงถึง 2500 มิลลิแอมแปร์ ซึ่งสูงกว่าสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าแบบศักย์ต่ำถึง 25 เท่า แต่ค่าความปลอดภัยก็ยังคงสูงมากเนื่องจากกระแสไฟฟ้าโดยเฉลี่ยจะมีค่าต่ำมาก

เนื่องจากความเข้มของยอดกระแสไฟฟ้าที่สูงขึ้น หมายถึงกระแสลงไปในเนื้อเยื่อได้ลึก ดังนั้นเส้นประสาทที่อยู่ตามผิวตื้นและที่อยู่ในส่วนลึกก็จะถูกกระตุ้นได้ ผลก็คือการกระตุ้นเส้นประสาททั้ง 3 ชนิด คือเส้นประสาทรับความรู้สึกทั่วไป (สัมผัส แรงกด) เส้นประสาทยนต์และเส้นประสาทรับความรู้สึกเจ็บปวด ล้วนถูกกระตุ้นได้ในระดับความลึกที่แตกต่างกันของเนื้อเยื่อที่นำกระแสไฟฟ้าได้

ยอดกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ สามารถใช้กระตุ้นปลายประสาทรับความรู้สึกที่อยู่ลึกลงไป โดยไม่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อแต่ละมัดหรือเกิดความเจ็บปวดขึ้น ทำนองเดียวกันการหดตัวของกล้ามเนื้อแต่ละมัดหรือเป็นกลุ่มไม่ว่าอยู่ตื้นหรืออยู่ลึกก็สามารถถูกกระตุ้นให้เกิดขึ้นได้โดยปราศจากความเจ็บปวด และเนื่องจากกระแสไฟฟ้าเข้าได้ลึก การกระตุ้นเพื่อให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อสามารถทำได้โดยไม่ต้องคำนึงถึงการวางแผ่นขั้วไฟฟ้าบนจุดมอเตอร์ของเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ ดังนั้นการเลือกขนาดของแผ่นขั้วไฟฟ้าและตำแหน่งการวางแผ่นขั้วไฟฟ้าเป็นปัจจัยสำคัญในการทำให้กล้ามเนื้อที่ต้องการหดตัวได้

ความจริงยอดกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ทำให้เกิดความเจ็บปวดได้ถ้าช่วงการกระตุ้นไม่สั้นพอ ในทางคลินิกความเจ็บปวดจากกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ นี้อาจเกิดขึ้นได้ในลักษณะคล้ายเข็มแทง แต่ความรู้สึกนั้นจะอยู่ในส่วนที่ลึกและแตกต่างจากความรู้สึกเจ็บตามผิวที่มีลักษณะคล้ายถูกไฟไหม้ซึ่งเกิดขึ้นจากสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าแบบยอดกระแสต่ำที่มีช่วงกระตุ้นยาว

2.3.4 **พลังงานของช่วงการกระตุ้น** (pulse charge)

พลังงานของช่วงการกระตุ้นแต่ละช่วงมีความสัมพันธ์กับการทำลายเนื้อเยื่อของร่างกาย การใช้พลังงานในแต่ละช่วงการกระตุ้นควรอยู่ในระหว่าง 20 - 100 ไมโครคูลอมป์ต่อตารางเซนติเมตรของแผ่นขั้วไฟฟ้าที่ใช้กระตุ้น การคำนวณพลังงานของช่วงการกระตุ้น (Q) สามารถใช้สูตร

$$Q = VC \qquad \text{.....(2.1)}$$

โดยที่ Q คือ พลังงานของช่วงการกระตุ้น

V คือ ศักดาไฟฟ้า

C คือ ค่าของความจุ

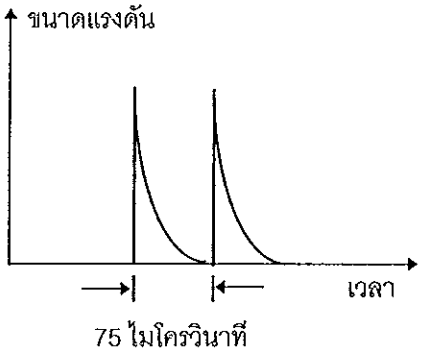
จากการทดสอบกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ เมื่อหาพลังงานสูงสุดของแต่ละช่วงการกระตุ้นจะได้ค่าสูงสุดเท่ากับ 12 - 15 ไมโครคูลอมป์ ซึ่งอยู่ในช่วงของความปลอดภัยมาก

พลังงานของช่วงการกระตุ้นไม่เพียงแต่เกี่ยวข้องกับอันตรายจากการกระตุ้นเท่านั้น แต่ยังมีความสัมพันธ์เกี่ยวกับการกระตุ้นปลายประสาทรับความรู้สึก ปริมาณของพลังงานเป็นตัวกำหนดชนิดของเส้นใยประสาทที่ถูกกระตุ้นเส้นใยประสาทที่มีขนาดใหญ่จะใช้พลังงานน้อยกว่าในการทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุที่เยื่อหุ้มเส้นใยประสาท นอกจากนี้กระแสไฟฟ้าตรงที่ได้

จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆมีช่วงการกระตุ้นที่สั้นมาก ดังนั้นพลังงานของช่วงการกระตุ้นที่จะทำให้เกิดอันตรายต่อเส้นประสาททั้งสามชนิดจึงมีน้อยมาก

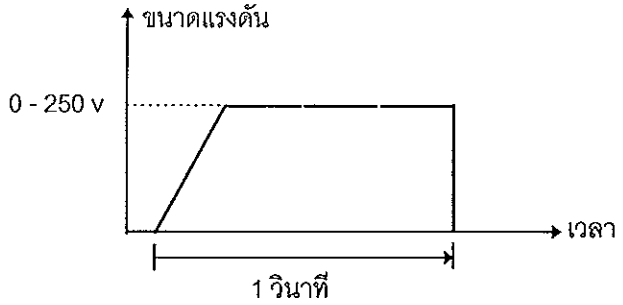
2.4 ลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนที่ใช้สำหรับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะได้จากกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆดังแสดงในภาพประกอบ 2.10 มอดูเลตกับสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูดังแสดงในภาพประกอบ 2.11 ได้เป็นสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนที่ใช้สำหรับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับดังแสดงในภาพประกอบ 2.12 ซึ่งกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆที่ใช้นี้ดัดแปลงมาจากสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆของเครื่องสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อของChattanooga Corporation รุ่น Intelect Model 500 โดยก่อนหน้านี้จากการรักษาอาการกลืนลำบากของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ได้มีการนำกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่ได้จากเครื่องสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อของ Chattanooga Corporation ไปใช้ในการช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ทำให้กล้ามเนื้อต่างๆ กลับมาทำงานตามจังหวะอย่างถูกต้องและช่วยเสริมสร้างขนาดและกำลังของกล้ามเนื้อ ดังนั้นในการสร้างเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจึงได้นำสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อนี้มาประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้นและเป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง จากภาพประกอบ 2.10 ลักษณะสัญญาณกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ จะเป็นพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที เหตุที่ใช้พัลส์แบบยอดคู่ เพราะพัลส์แบบยอดเดี่ยวมีระยะเวลาของช่วงการกระตุ้น (pulse duration) น้อยเกินไปไม่สามารถทำให้เกิดการกระตุ้นเส้นประสาทได้ (Synde-Macler,Lynn and Andrew ,1985)

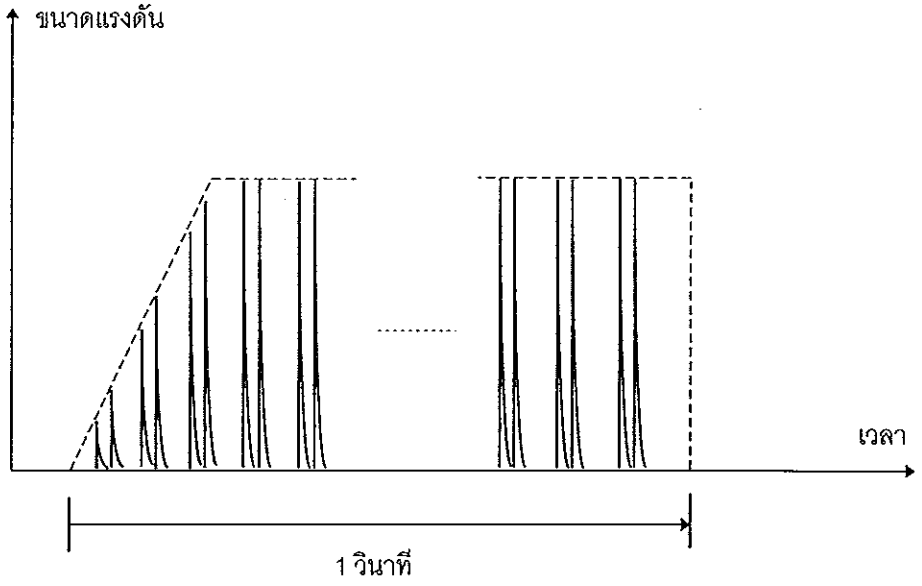


ภาพประกอบ 2.10 แสดงสัญญาณกระตุ้นที่มีลักษณะคลื่นเป็นพัลส์แบบยอดคู่

เวลาที่ใช้สำหรับกระตุ้นให้กล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนเปิดเพื่อให้อาหารผ่านไปได้ คือ 1 วินาที ซึ่งใน 1 วินาที กรอบของขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ จะมีรูปร่างเป็นสัญญาณเรูปสี่เหลี่ยมคางหมูดังแสดงใน ภาพประกอบ 2.11 ลักษณะของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ใช้ในการรักษาทางกายภาพจะมีอัตราส่วนของสัญญาณแรมป์ต่อสัญญาณสูงสุดที่คงที่เป็น 1 ต่อ 3 ลักษณะของสัญญาณแรมป์ที่ค่อยๆเพิ่มค่าแรงดันจนกระทั่งถึงค่าแรงดันสูงสุดที่ตั้งไว้จะทำให้ผู้ถูกกระตุ้นเกิดความคุ้นเคยและไม่เกิดอาการตกใจก่อนที่จะถูกกระตุ้นด้วยค่าแรงดันสูงสุดที่ตั้งไว้



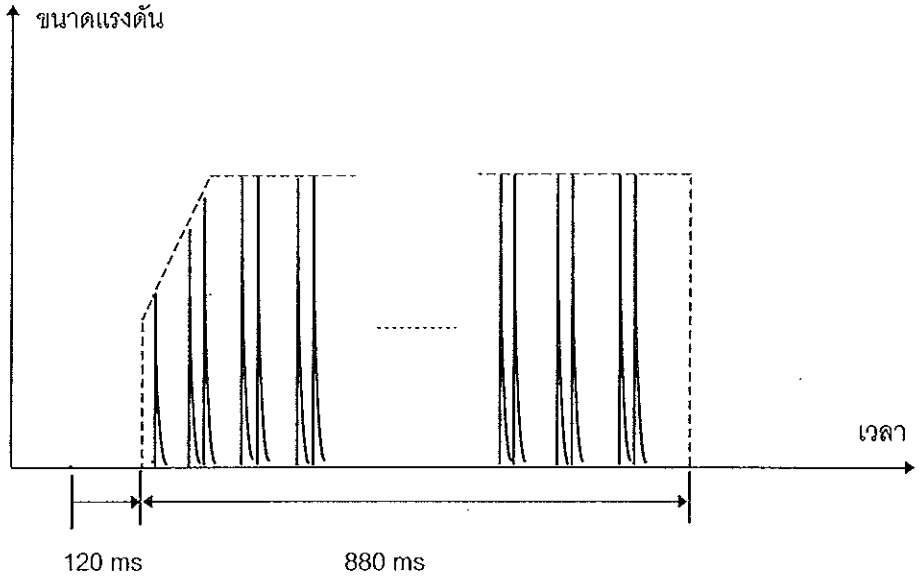
ภาพประกอบ 2.11 แสดงกรอบของขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าที่มีรูปร่างเป็นสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู



ภาพประกอบ 2.12 แสดงลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

จากคุณลักษณะของกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆที่มีอิทธิพลต่อระบบทางชีวภาพดังที่ได้กล่าวไปแล้วและจากกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ ที่ได้จากเครื่องสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อของ Chattanooga Corporation รุ่น Intelect Model 500 ที่ถูกนำไปใช้ในการช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ทำให้กล้ามเนื้อต่างๆ กลับมาทำงานตามจังหวะอย่างถูกต้องและช่วยเสริมสร้างขนาดและกำลังของกล้ามเนื้อ สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนที่ใช้สำหรับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่ได้ทำการออกแบบไว้จะมีความถี่ของช่วงการกระตุ้น 40 - 80 ช่วงต่อวินาที ขนาดแรงดัน 0 - 250 โวลต์ ลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะเป็นพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที และมีรูปร่างของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบ 2.12

เพื่อให้กลไกการกลืนเป็นไปตามธรรมชาติและลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่นำไปใช้กระตุ้นกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะมีจำนวน 2 ชุด โดยชุดแรกจะนำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง ซึ่งรูปร่างของสัญญาณที่นำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง แสดงดังในภาพประกอบ 2.12 ชุดที่ 2 จะนำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอซึ่งเกิดขึ้นหลังจากมีสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง 120 มิลลิวินาที เพื่อให้กลไกการกลืนของผู้ป่วยเป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง ซึ่งรูปร่างของสัญญาณที่นำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอแสดงดังในภาพประกอบ 2.13



ภาพประกอบ 2.13 แสดงลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

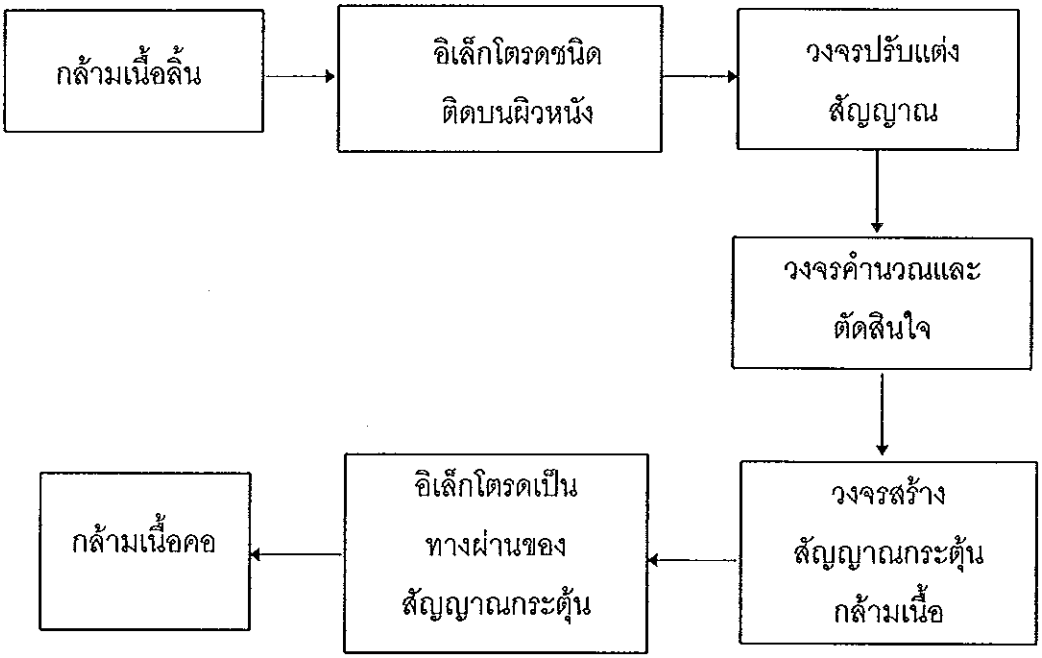
CENTRAL LIBRARY
PRINCE OF SONGKLA UNIVERSITY

บทที่ 3

การออกแบบฮาร์ดแวร์ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

3.1 คุณลักษณะและส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่จะพัฒนาเครื่องต้นแบบขึ้น ประกอบด้วยส่วนต่างๆดังแสดงในภาพประกอบ 3.1



ภาพประกอบ 3.1 แสดงส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

ส่วนประกอบต่างๆของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับในภาพประกอบ 3.1 มีหน้าที่การทำงานดังต่อไปนี้

- อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง เป็นอิเล็กโตรดที่มีลักษณะเป็นรูปวงกลม ทำด้วยเงินมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 0.9 เซนติเมตร จะทำการรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากมาทำการคำนวณหาจุดเริ่มต้นของการกลืน

- วงจรปรับแต่งสัญญาณ จะทำหน้าที่ปรับแต่งสัญญาณเพื่อให้สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากที่รับมาจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังมีความเหมาะสมต่อการคำนวณ

- วงจรคำนวณและตัดสินใจ จะทำหน้าที่คำนวณหาจุดเริ่มต้นของการกลืน

- วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ จะทำหน้าที่สร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ ซึ่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะเป็นกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆมีคุณลักษณะของสัญญาณดังต่อไปนี้ สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะมีรูปร่างเป็นพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที มีความถี่ของช่วงการกระตุ้น 40 - 80 ช่วงต่อวินาที ขนาดแรงดันของสัญญาณมีค่าประมาณ 0 - 250 โวลต์

- อิเล็กโตรด ทำหน้าที่เป็นทางผ่านให้สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน มีรูปร่างลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมกว้างประมาณ 1 นิ้วยาวประมาณ 1 นิ้ว ทำด้วยยางผสมคาร์บอน

ส่วนประกอบต่างๆของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับดังที่กล่าวมา จะทำงานประสานกันดังต่อไปนี้

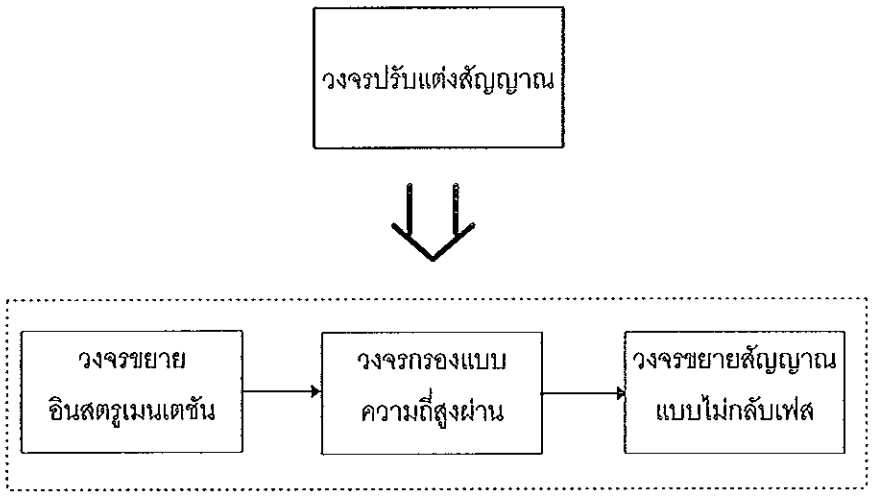
การทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะเป็นการทำงานโดยอัตโนมัติโดยจะส่งสัญญาณกระตุ้นออกไปก็ต่อเมื่อผู้ป่วยมีการกลืนเกิดขึ้นเท่านั้นการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับโดยสังเขปจะเริ่มจากการรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากผ่านทางอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง สัญญาณไฟฟ้านี้ก็จะถูกปรับแต่งให้มีความเหมาะสมโดยวงจรปรับแต่งสัญญาณ สัญญาณที่ผ่านออกมาจากวงจรปรับแต่งสัญญาณจะถูกส่งต่อไปยังวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการวิเคราะห์สัญญาณการกลืนเพื่อคำนวณหาเวลาที่เป็นจุดเริ่มต้นของการกลืน แล้วส่งสัญญาณไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสร้างสัญญาณกระตุ้นส่งผ่านอิเล็กโตรดไปยังกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะทำให้เกิดการยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกไฮออย และกระดูกอ่อนไทรอย ซึ่งช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้นและเป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง

ในหัวข้อถัดไปจะเป็นการอธิบายรายละเอียดของส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับพร้อมทั้งรายละเอียดของวงจรในส่วนประกอบนั้นๆที่ได้ทำการออกแบบไว้

3.2 การออกแบบวงจรปรับแต่งสัญญาณ

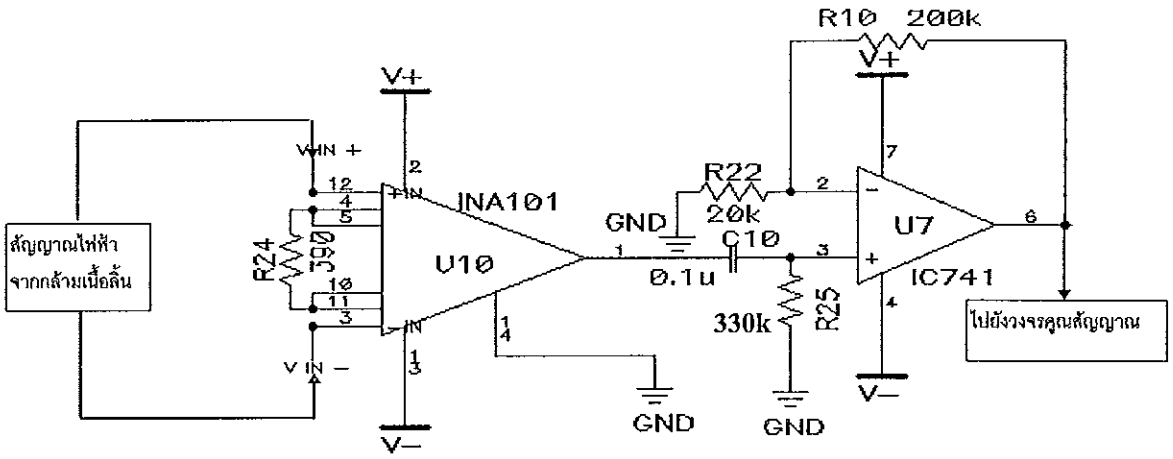
จากภาพประกอบ 3.1 ซึ่งแสดงส่วนประกอบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ จะเห็นได้ว่า สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากจะถูกส่งผ่านทางอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังไปยังวงจรปรับแต่งสัญญาณเพื่อปรับแต่งสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากให้เกิดความเหมาะสมแก่การคำนวณ

วงจรปรับแต่งสัญญาณจะประกอบด้วยวงจรส่วนต่างๆที่ทำงานประสานกันได้แก่วงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน วงจรกรองแบบความถี่สูงผ่าน และวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส ดังแสดงในภาพประกอบ 3.2



ภาพประกอบ 3.2 แสดงส่วนประกอบของวงจรปรับแต่งสัญญาณ

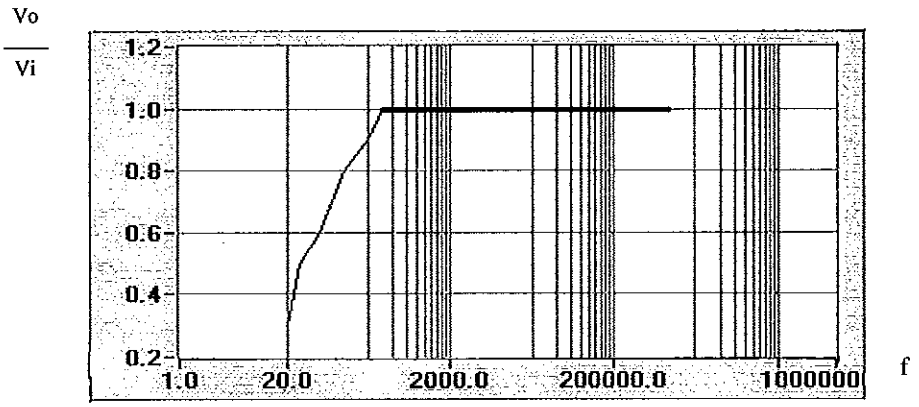
รูปวงจรของส่วนประกอบต่างๆ จากภาพประกอบ 3.2 ที่ได้ทำการออกแบบไว้แสดงในภาพประกอบ 3.3 ซึ่งสามารถอธิบายการทำงานได้ดังต่อไปนี้



ภาพประกอบ 3.3 แสดงรูปวงจรของวงจรปรับแต่งสัญญาณ

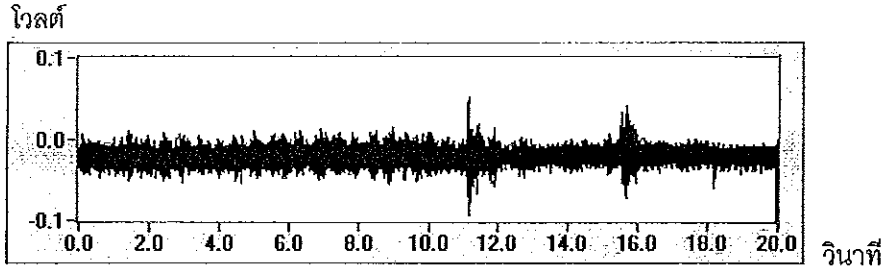
สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากจะถูกขยายโดยวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน U10. ซึ่งตั้งอัตราการขยายของสัญญาณไว้ที่ 100 เท่า สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากที่ออกมาจากวงจรขยายอินสตรูเมนเตชันจะถูกกรองแรงดันดีซีโดยวงจรกรองแบบความถี่สูงผ่านที่มีความถี่คัตออฟประมาณ 48.2 Hz จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าของการกลืนก็จะถูกส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส ซึ่งทำหน้าที่โดยออปแอมป์ U7 ขยายค่าแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากให้สูงขึ้นจากเดิมอีก 10 เท่า สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากที่ผ่านออกมาก็จะถูกส่งต่อไปยังวงจรคำนวณและตัดสินใจ

วงจรปรับแต่งสัญญาณที่ได้ทำการออกแบบไว้จะมีการตอบสนองต่อความถี่ดังแสดงในภาพประกอบ 3.4

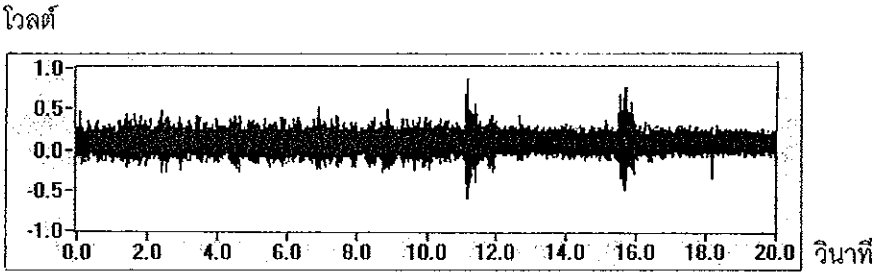


ภาพประกอบ 3.4 แสดงการตอบสนองต่อความถี่ของวงจรปรับแต่งสัญญาณ

เมื่อนำวงจรปรับแต่งสัญญาณไปทดลองรับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง จะได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่างๆของวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3.5 ถึง ภาพประกอบ 3.6



ภาพประกอบ 3.5 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรขยายอินสตรูเมนเตชัน



ภาพประกอบ 3.6 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส

3.3 การออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจ

วงจรคำนวณและตัดสินใจมีหน้าที่ทำการวิเคราะห์สัญญาณการกลืนเพื่อคำนวณหาเวลาที่เป็นจุดเริ่มต้นของการกลืนแล้วส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสร้างสัญญาณกระตุ้นส่งผ่านอิเล็กโตรดไปยังกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ซึ่งก่อนที่จะทำการออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจจะต้องทราบวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถวิเคราะห์ หาจุดเริ่มต้นที่เหมาะสมสำหรับการส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยเพื่อให้ผู้ป่วยที่กลืนลำบากสามารถกลืนได้เป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้องซึ่งวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่นำมาประยุกต์ใช้กับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับนี้ได้

มาจากผลการวิจัยซึ่งอยู่ในส่วนของวิทยานิพนธ์เรื่องการคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่ใช้ในการกลืน (เฉลิมชัย,2535) โดยวิธีการทางคณิตศาสตร์ดังกล่าวคือ การหากำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากทุกๆ 60 มิลลิวินาที ซึ่งเป็นไปตามสมการ

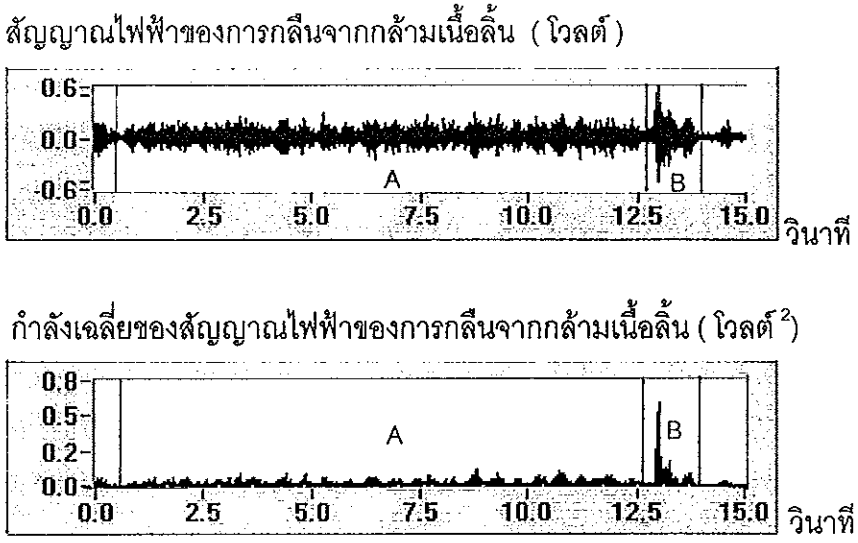
$$P = \int_{0}^{T} \frac{V_{in}^{2}(t)}{T}\, dt \qquad \text{..... (3.1)}$$

โดยที่ T = 60 ms

p แทนกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบาก

$V_{in}(t)$ แทนสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบาก

จากการวิจัยพบว่าช่วงเวลาที่เริ่มจะมีการกลืนกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นจะมีค่าสูงกว่าช่วงที่ยังไม่มีการกลืน การจำลองเหตุการณ์โดยโปรแกรม LABVIEW จะช่วยให้เข้าใจปรากฏการณ์อันนี้มากยิ่งขึ้นดังแสดงในภาพประกอบ 3.7

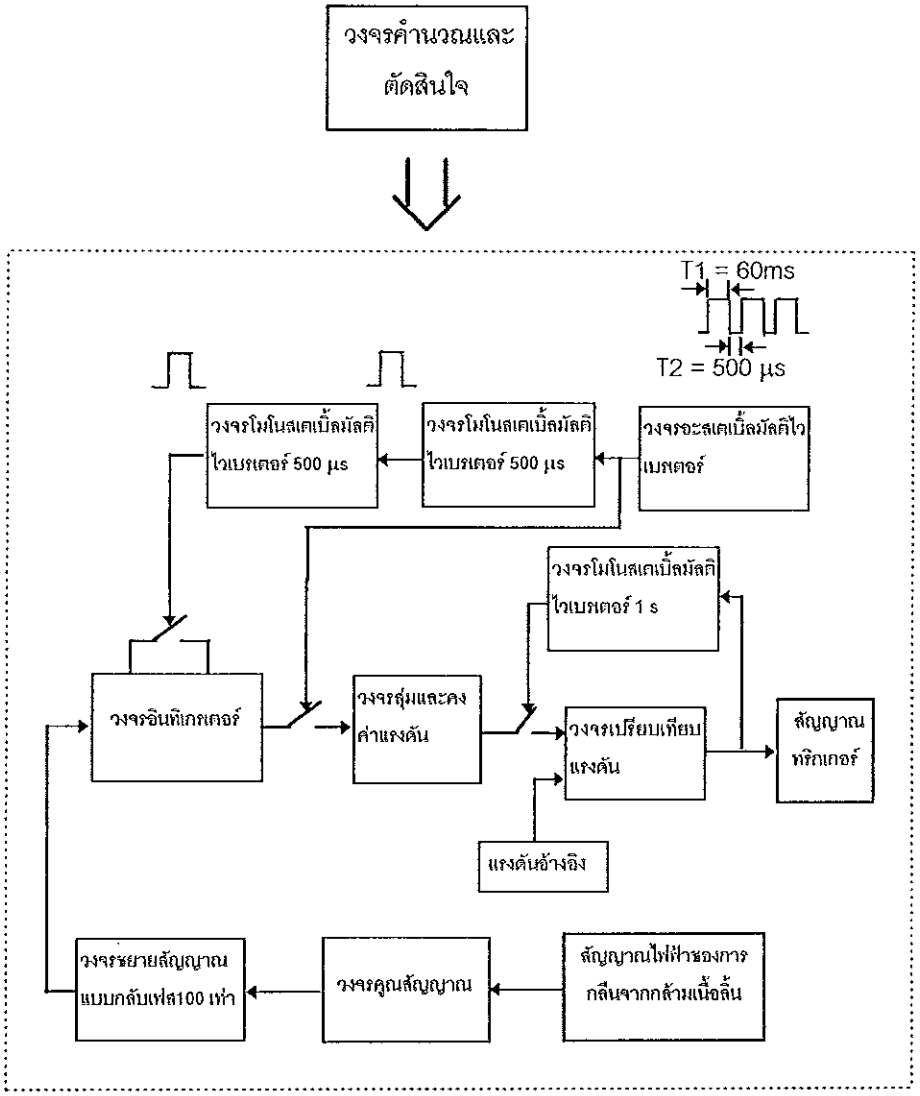


ภาพประกอบ 3.7 แสดงสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นและและกำลังเฉลี่ยของสัญญาณ

A : ช่วงการเคี้ยว B : ช่วงการกลืน

จากรูปที่ 3.7 จะเห็นได้ว่ากำลังเฉลี่ยสูงสุดของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นในช่วงที่มีการกลืนจะมีขนาดสูงกว่ากำลังเฉลี่ยสูงสุดของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นในช่วงที่ไม่มีการกลืนประมาณ 4 เท่า ในขณะที่สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นสูงสุดในช่วงที่มีการกลืนจะมีขนาดสูงกว่าสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นสูงสุดในช่วงที่มีการเคี้ยวประมาณ 1.5 เท่า เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับได้นำหลักการอันนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์เพื่อตรวจจับจุดเริ่มต้นของการกลืนสำหรับการส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยโดยมีวิธีการดังต่อไปนี้ เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะถูกตั้งค่าแรงดันอ้างอิงไว้ค่าหนึ่ง วงจรคำนวณและตัดสินใจจะคำนวณกำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น ซึ่งหากพบว่ากำลังเฉลี่ยของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ตำแหน่งเวลา 60 มิลลิวินาทีมีค่าสูงกว่าแรงดันอ้างอิง วงจรคำนวณและตัดสินใจจะถือว่ามีการกลืนเกิดขึ้นก็จะทำการส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อสร้างสัญญาณกระตุ้นส่งผ่านอิเล็กโตรดไปยังกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน

จากวิธีการทางคณิตศาสตร์ดังกล่าวจึงได้มีการออกแบบวงจรคำนวณและตัดสินใจให้มีส่วนประกอบต่างๆ ดังภาพประกอบ 3.8



ภาพประกอบ 3.8 แสดงส่วนประกอบของวงจรคำนวณและตัดสินใจ

การทำงานและรูปวงจรของส่วนประกอบต่างๆ จากภาพประกอบ 3.8 ที่ได้ทำการออกแบบไว้สามารถแยกเป็นส่วนๆ อธิบายการทำงานได้ดังต่อไปนี้

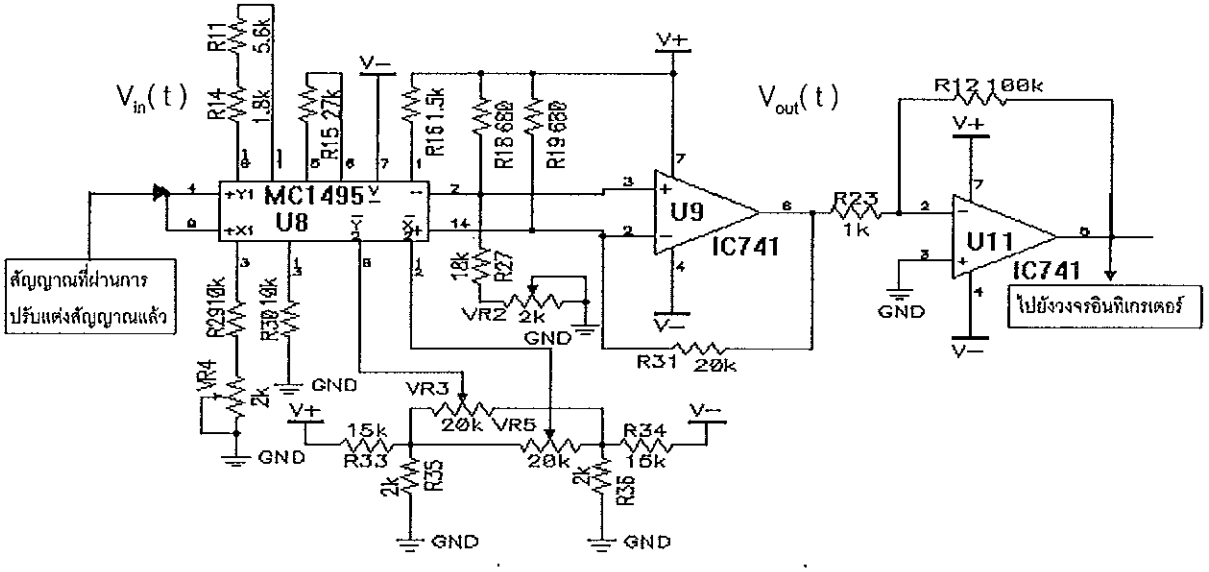
3.3.1 วงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส100 เท่า

สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ผ่านออกมาจากวงจรปรับแต่งสัญญาณจะถูกส่งมาที่วงจรคูณสัญญาณ โดยวงจรคูณสัญญาณจะทำหน้าที่ยกกำลังสองสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น ซึ่งเป็นไปตามสมการ

$$V_{out}(t) = \frac{V_{in}(t)^2}{10} \quad \text{..... (3.2)}$$

$V_{out}(t)$ แทนสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากที่ผ่านออกมาจากวงจรคูณสัญญาณ

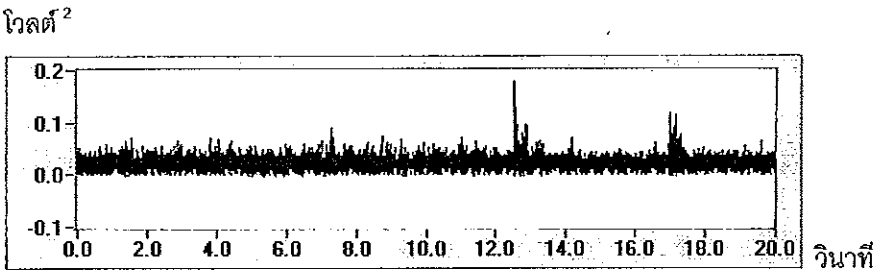
รูปวงจรของวงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส 100 เท่าแสดงในภาพประกอบ 3.9



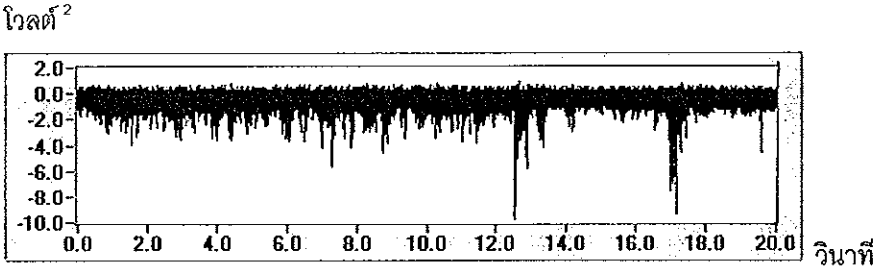
ภาพประกอบ 3.9 แสดงรูปวงจรของวงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

วงจรคูณสัญญาณ จะทำหน้าที่โดย ไอซี U8 และ ออปแอมป์ U9 สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ถูกยกกำลังสองแล้วผ่านออกมาจากออปแอม U9 จะถูกส่งต่อไปยังวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส ซึ่งทำหน้าที่โดยออปแอมป์ U11 ขยายค่าแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยที่กลืนลำบากที่ถูกยกกำลังสองแล้วให้สูงขึ้นจากเดิมอีก 100 เท่า เพื่อให้ขนาดแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้มีความเหมาะสมต่อการอินทิเกรตต่อไป

เมื่อนำวงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟสไปทดลองใช้รับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง จะได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่างๆของวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3.10 ถึง ภาพประกอบ 3.11



ภาพประกอบ 3.10 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรคูณสัญญาณ

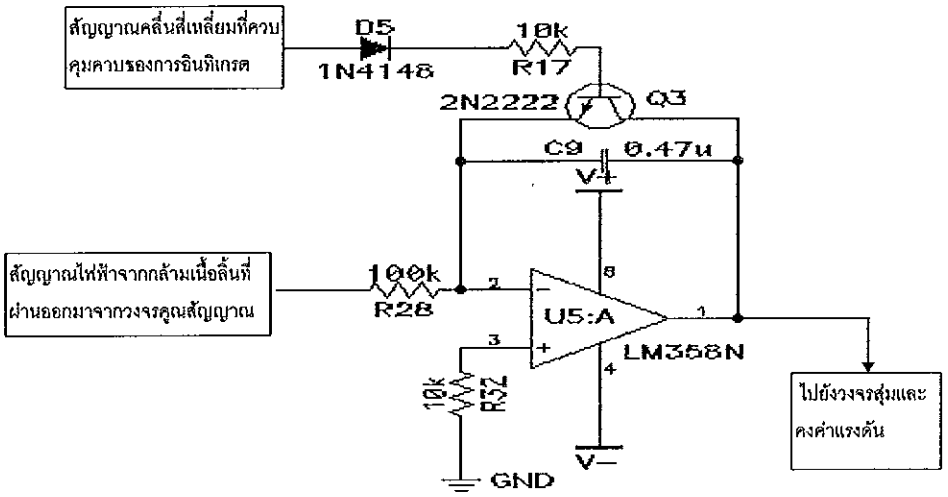


ภาพประกอบ 3.11 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส

3.3.2 วงจรอินทิเกรเตอร์

สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ผ่านออกมาจากวงจรคูณสัญญาณและวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส 100 เท่าจะถูกส่งมาที่วงจรอินทิเกรเตอร์ วงจรอินทิเกรเตอร์จะทำการอินทิเกรตสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ถูกยกกำลังสองเพื่อให้เป็นไปตามสมการที่ (3.1)

รูปวงจรของวงจรของวงจรอินทิเกรเตอร์แสดงในภาพประกอบ 3.12



ภาพประกอบ 3.12 แสดงรูปวงจรของวงจรอินทิเกรเตอร์

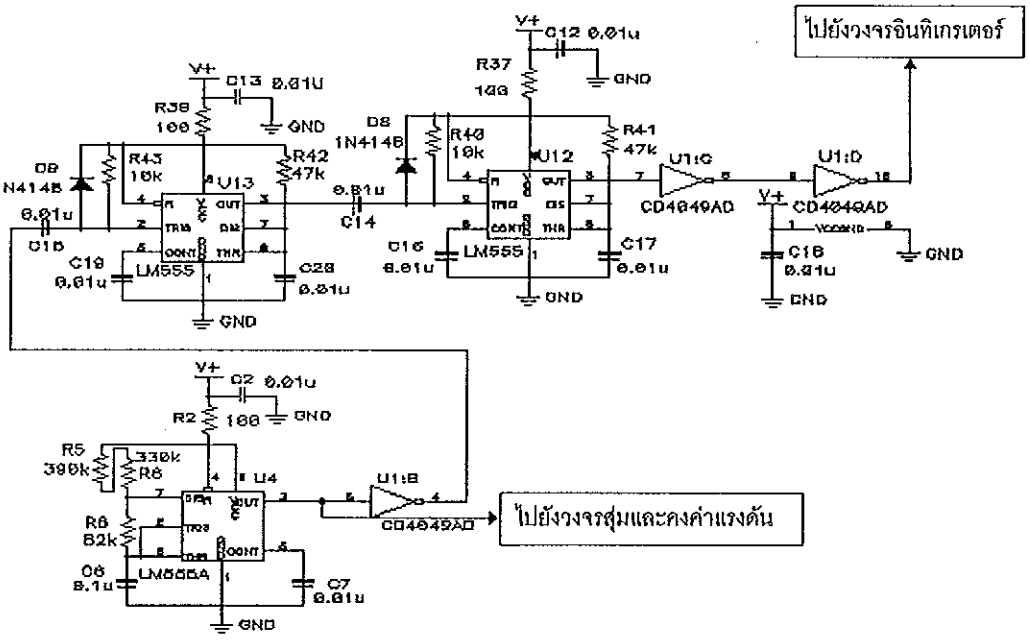
วงจรอินทิเกรเตอร์จะทำหน้าที่โดย ไอซี U5:A , คาปาซิเตอร์ C9 และ ความต้านทาน R28 จากสมการที่ (1) จะเห็นได้ว่าวงจรอินทิเกรเตอร์จะต้องทำการจะทำการอินทิเกรตสัญญาณเป็นเวลา 60 มิลลิวินาทีแล้วทำการรีเซตใหม่ สัญญาณที่ควบคุมคาบของการอินทิเกรตเป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมดังแสดงในภาพประกอบ 3.13 ซึ่งมีรายละเอียดของวงจรดังต่อไปนี้

วงจรแรกที่เป็นส่วนประกอบของวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมเพื่อควบคุมคาบของการอินทิเกรต คือ วงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4 ซึ่งกำเนิดสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์ทางด้านต่ำ 500 ไมโครวินาที และมีความกว้างของพัลส์ทางด้านสูง 60 มิลลิวินาที ซึ่งสัญญาณนี้จะถูกส่งไปยังวงจรสุ่มและคงค่าแรงดันใช้ในการควบคุมให้มีระยะเวลาของการสุ่มสัญญาณ 500 ไมโครวินาที และคงค่าแรงดันค่าสัญญาณที่ถูกสุ่มอีก 60 มิลลิวินาที

วงจรส่วนต่อไปมีวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U13 ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4 เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U13 เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 500 ไมโครวินาที ทำหน้าที่หน่วงเวลาก่อนที่จะมีการรีเซตวงจรอินทิเกรเตอร์

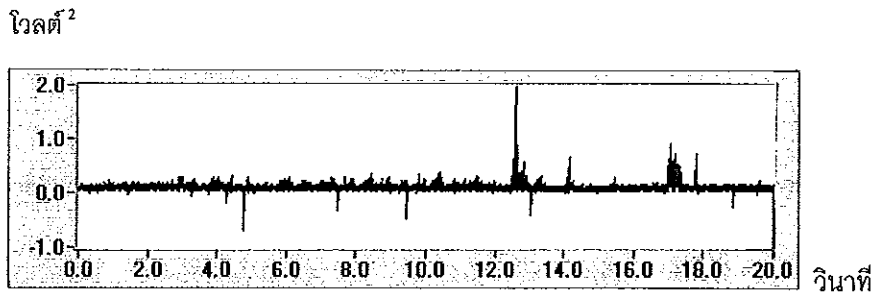
วงจรส่วนต่อไปเป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U12 ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากเป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ของไอซีไทเมอร์ U13 เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U12 เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 500 ไมโครวินาที

สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ออกมาจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U12 จะถูกส่งต่อไปยังอินเวอร์เตอร์ U1:C และอินเวอร์เตอร์ U1:D ตามลำดับ สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ออกมาจากขาเอาท์พุทของ U1:D นี้จะควบคุมการปิดเปิดของสวิตช์ที่ทำหน้าที่โดยทรานซิสเตอร์ Q3 ความต้านทาน R17 และไดโอด D5 เพื่อให้วงจรอินทิเกรเตอร์ ทำการอินทิเกรตสัญญาณเป็นเวลา 60 มิลลิวินาที ตามสมการที่ (3.1)

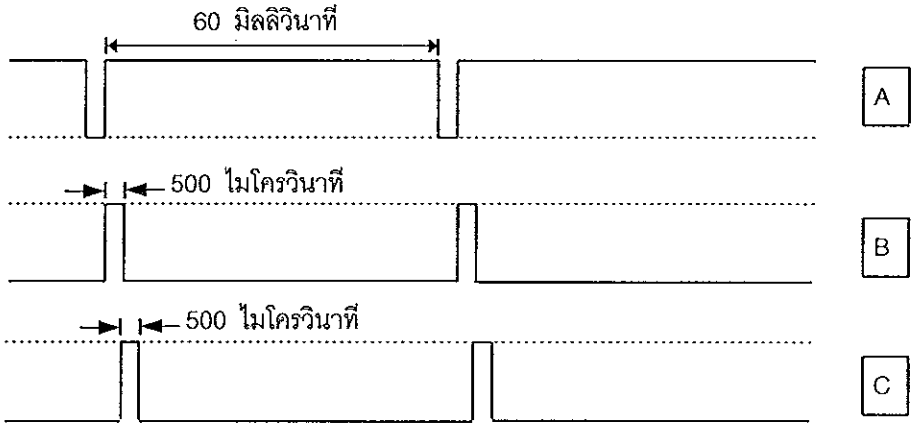


ภาพประกอบ 3.13 แสดงรูปวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมเพื่อควบคุมคาบของการอินทิเกรต

เมื่อนำวงจรอินทิเกรเตอร์และวงจรสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมเพื่อควบคุมคาบของการอินทิเกรตไปทดลองใช้รับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง จะได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่างๆของวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3.14 ถึงภาพประกอบ 3.15



ภาพประกอบ 3.14 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจาก
วงจรอินทิเกรเตอร์



ภาพประกอบ 3.15 แสดงรูปร่างของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ควบคุมคาบ
ของการอินทิเกรต

A : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4

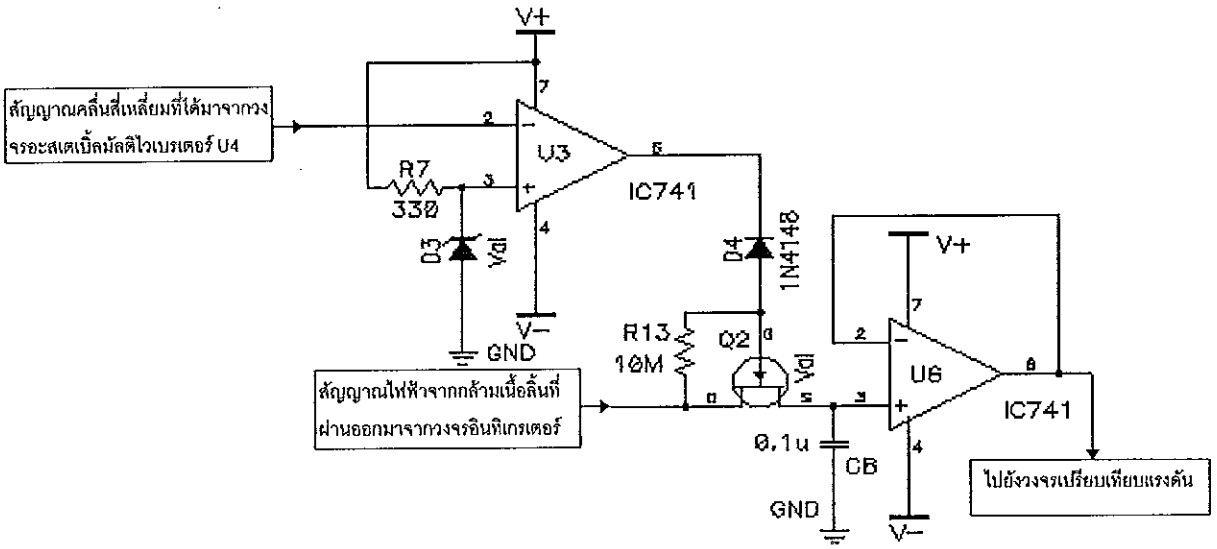
B : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U13

C : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U12

3.3.3 วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน

สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ผ่านออกมาจากวงจรอินทิเกรเตอร์จะถูกส่งมาที่วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน วงจรสุ่มและคงค่าแรงดันจะทำการสุ่มและคงค่าแรงดันของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านการอินทิเกรตแล้ว ที่ตำแหน่งเวลา 60 มิลลิวินาที ซึ่งสัญญาณที่ถูกสุ่มค่าแรงดันนี้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าแรงดันอ้างอิงในวงจรเปรียบเทียบแรงดันต่อไป

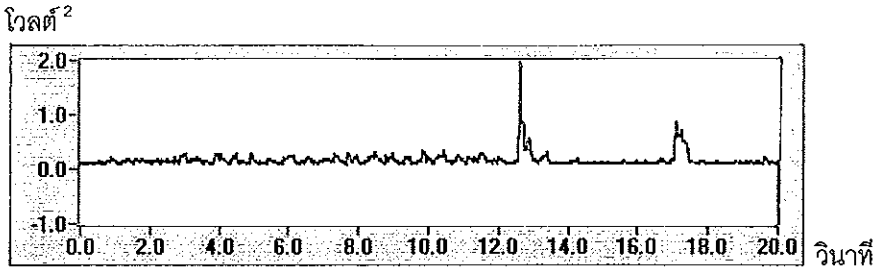
รูปวงจรของวงจรสุ่มและคงค่าแรงดันแสดงในภาพประกอบ 3.16



ภาพประกอบ 3.16 แสดงรูปวงจรของวงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน

ไอซี U6 และ คาปาซิเตอร์ C8 จะทำหน้าที่เป็นวงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน โดยมี ทรานซิสเตอร์ Q2 ความต้านทาน R13 และไดโอด D4 ทำหน้าที่เป็นวงจรสวิสต์คอยควบคุมให้เกิดการสุ่มสัญญาณทุกๆ 60 มิลลิวินาที ส่วนสัญญาณควบคุมการปิดและเปิดของสวิสต์เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้มาจากวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4 จากภาพประกอบ 3.13 ผ่านวงจรเปรียบเทียบแรงดันซึ่งทำหน้าที่โดย ออปแอมป์ U3 เพื่อให้เกิดสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ควบคุมการสุ่มและคงค่าแรงดันที่มีค่าแรงดันทั้งทางด้านบวกและทางด้านลบ

เมื่อนำวงจรสุ่มและคงค่าแรงดันไปทดลองใช้รับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนัง จะได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน (ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6) ดังแสดงในภาพประกอบ 3.17

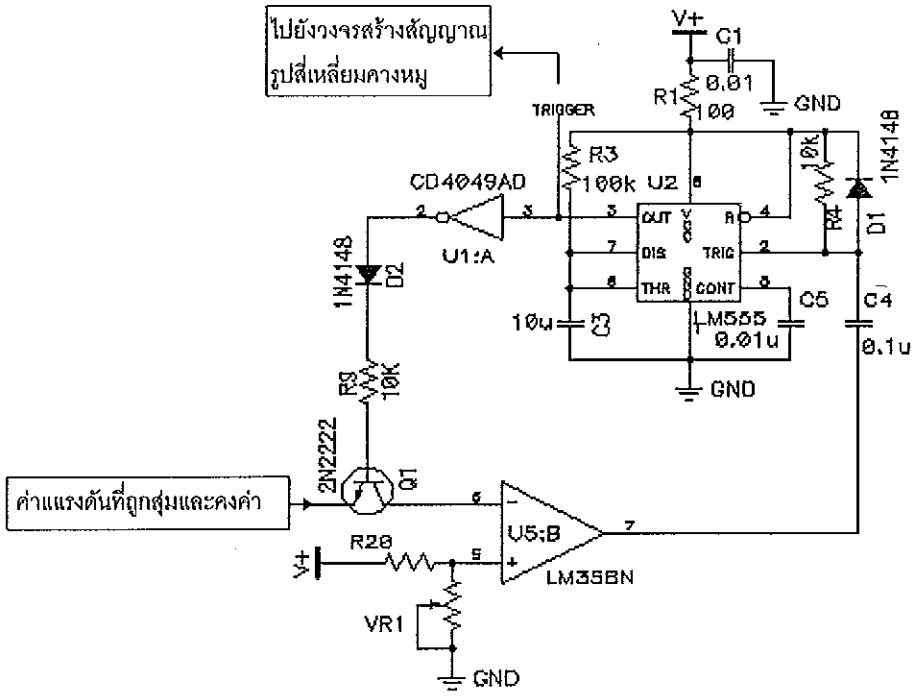


ภาพประกอบ 3.17 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจาก
วงจรสุ่มและคงค่าแรงดัน

3.3.4 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน

สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นที่ผ่านออกมาจากวงจรสุ่มและคงค่าแรงดันจะถูกส่งมาที่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน วงจรเปรียบเทียบแรงดันจะทำการเปรียบเทียบค่าแรงดันที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6 (ค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่า) กับค่าแรงดันอ้างอิง ซึ่งถ้าหากค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่ามีค่าสูงกว่าค่าแรงดันอ้างอิง ก็จะถือว่ามีการกลืนเกิดขึ้น

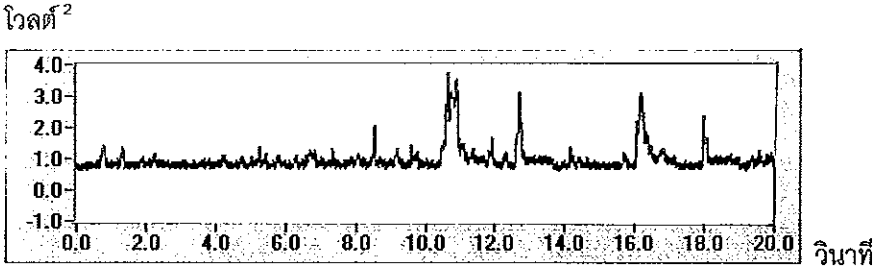
รูปวงจรของวงจรของวงจรเปรียบเทียบแรงดันแสดงในภาพประกอบ 3.18



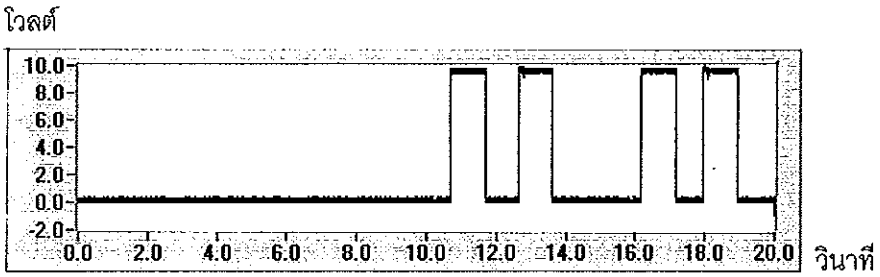
ภาพประกอบ 3.18 แสดงรูปวงจรของวงจรเปรียบเทียบแรงดัน

จากรูปวงจรของวงจรเปรียบเทียบแรงดันแสดงในภาพประกอบ 3.18 สามารถอธิบายการทำงานของส่วนต่างๆได้ดังนี้ ออปแอมป์ U5:B จะทำหน้าที่เปรียบเทียบค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่ากับค่าแรงดันอ้างอิง ซึ่งถ้าหากค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่ามีค่าสูงกว่าค่าแรงดันอ้างอิงก็จะถือว่ามีการกลืนเกิดขึ้น เอาท์พุทของออปแอมป์U5:B มีค่าเป็นศูนย์โวลต์ ก็จะกระตุ้นให้วงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U2 สร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์ 1 วินาที ซึ่งสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมนี้จะทำให้สวิสต์ที่ทำหน้าที่โดยทรานซิสเตอร์ Q1 ความต้านทาน R9 และไดโอด D2 เปิดวงจรเป็นเวลา 1 วินาที เพื่อไม่ให้มีการที่เปรียบเทียบค่าแรงดันที่ถูกสุ่มและคงค่ากับค่าแรงดันอ้างอิงในระหว่างที่มีการส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไปนอกจากนี้สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์ 1 วินาทีจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U2 จะถูกส่งต่อไปยังวงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูเพื่อใช้ในการสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อต่อไป

เมื่อนำวงจรเปรียบเทียบแรงดันไปทดลองใช้รับสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นของผู้ป่วยจากอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังจะได้รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่างๆของวงจรดังแสดงในภาพประกอบ 3.19 และภาพประกอบ 3.20



ภาพประกอบ 3.19 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านเข้ามาที่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน



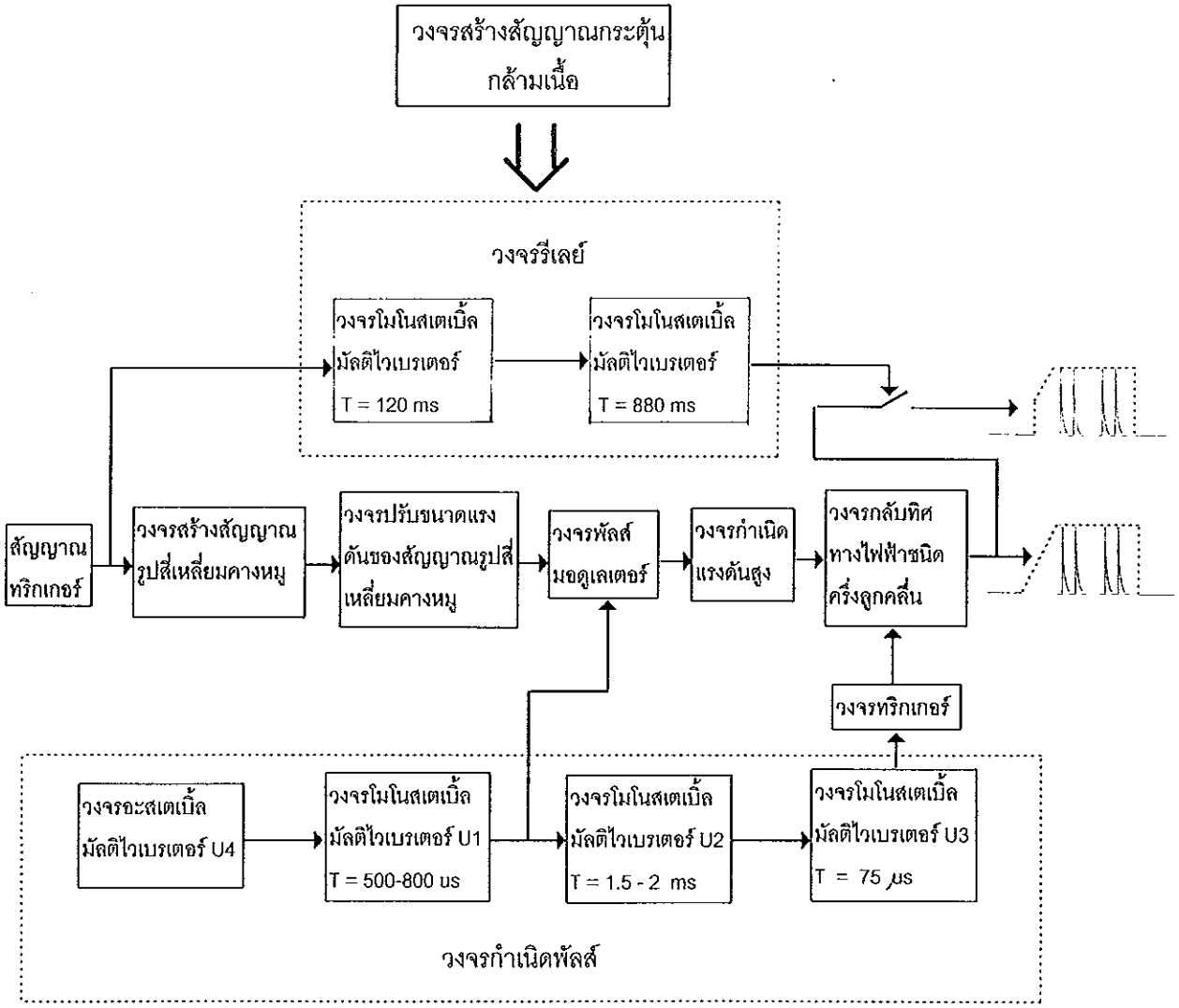
ภาพประกอบ 3.20 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านออกมาจากวงจรเปรียบเทียบแรงดัน

3.4 การออกแบบวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ

เมื่อวงจรเปรียบเทียบแรงดันส่งสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์1วินาที จากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U2 ในภาพประกอบ3.18 มายังวงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูก็จะมีการสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อขึ้น

ลักษณะของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อได้อธิบายไว้ในบทที่ 2. แล้วส่วนในหัวข้อ 3.4 นี้จะอธิบายถึงส่วนประกอบของวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อและรายละเอียดของวงจรที่ได้ออกแบบในส่วนประกอบนั้นๆ

วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะประกอบด้วยส่วนประกอบต่างๆ ดังแสดงในภาพประกอบ 3.21

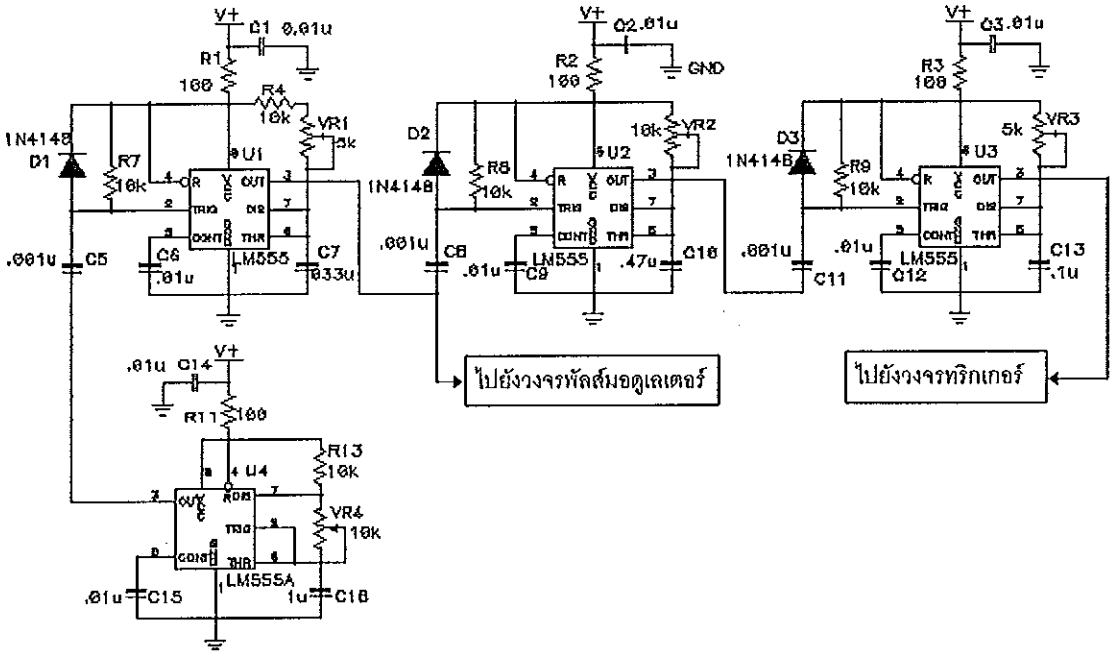


ภาพประกอบ 3.21 แสดงส่วนประกอบของวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ

การทำงานและรูปวงจรของส่วนประกอบต่างๆ จากภาพประกอบ 3.21 ที่ได้ทำการออกแบบไว้สามารถแยกเป็นส่วนๆอธิบายการทำงานได้ดังต่อไปนี้

3.4.1 วงจรกำเนิดพัลส์

รูปวงจรของวงจรกำเนิดพัลส์ที่ได้ทำการออกแบบไว้แสดงในภาพประกอบ 3.22



ภาพประกอบ 3.22 แสดงส่วนประกอบของวงจรวงจรกำเนิดพัลส์

รายละเอียดการทำงานของวงจรกำเนิดพัลส์ในภาพประกอบ 3.22 สามารถอธิบายได้ดังต่อไปนี้

วงจรแรกที่เป็นส่วนประกอบของวงจรกำเนิดพัลส์ คือ วงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4 ซึ่งกำเนิดสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์ทางด้านต่ำ 75 ไมโครวินาที โดยจะมีโพเทนทิโอมิเตอร์ VR4 เป็นตัวกำหนดช่วงความถี่ของการกระตุ้นของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อให้มีค่า 40 - 80 ช่วงต่อวินาที

วงจรส่วนต่อไปมีวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1 ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4 เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U1 เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาด

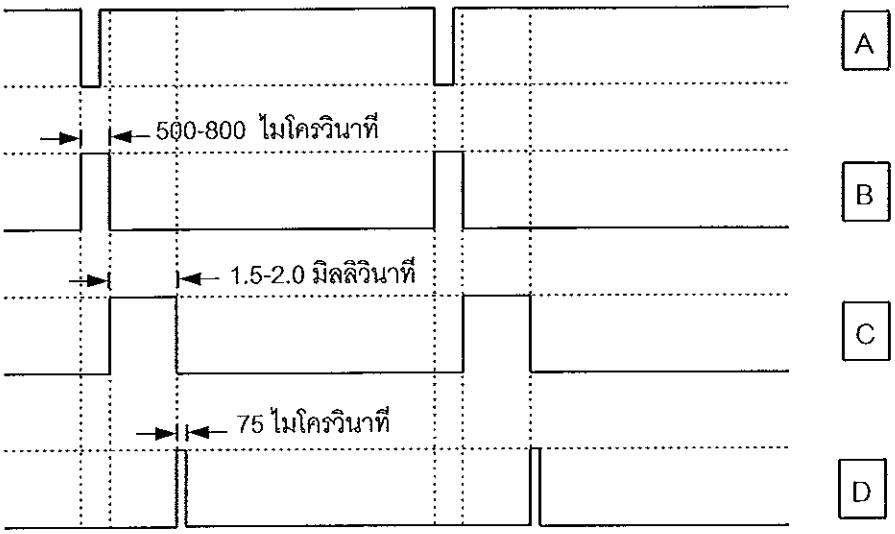
ความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 500-800 ไมโครวินาที ซึ่งจะถูกส่งต่อไปยังวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์

วงจรส่วนต่อไปเป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U2 ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ของไอซีไทเมอร์ U1 เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U2 เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 1.5-2.0 มิลลิวินาที ซึ่งจะใช้เป็นสัญญาณหน่วงเวลาให้เหมาะสมก่อนจะให้ไอซีไทเมอร์ U3 สร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยม

วงจรส่วนต่อไปเป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U3 ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ของไอซีไทเมอร์U2 เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U3 เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูง 75 ไมโครวินาที ซึ่งจะถูกส่งต่อไปยังวงจรทริกเกอร์

กล่าวโดยสรุปวงจรกำเนิดพัลส์จะสร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างของพัลส์สองขนาดคือ สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากเอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U1 .มีขนาดความกว้างของพัลส์ 500-800 ไมโครวินาที จะถูกส่งต่อไปยังวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์ในภาพประกอบ 3.27 และสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากเอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U3 มีขนาดความกว้างของพัลส์ 75 ไมโครวินาที จะถูกส่งต่อไปยังวงจรทริกเกอร์ในภาพประกอบ 3.29

รูปจำลองรูปร่างของสัญญาณที่จุดต่างๆแสดงดังในภาพประกอบ 3.23



ภาพประกอบ 3.23 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ของวงจรกำเนิดพัลส์

A : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U4

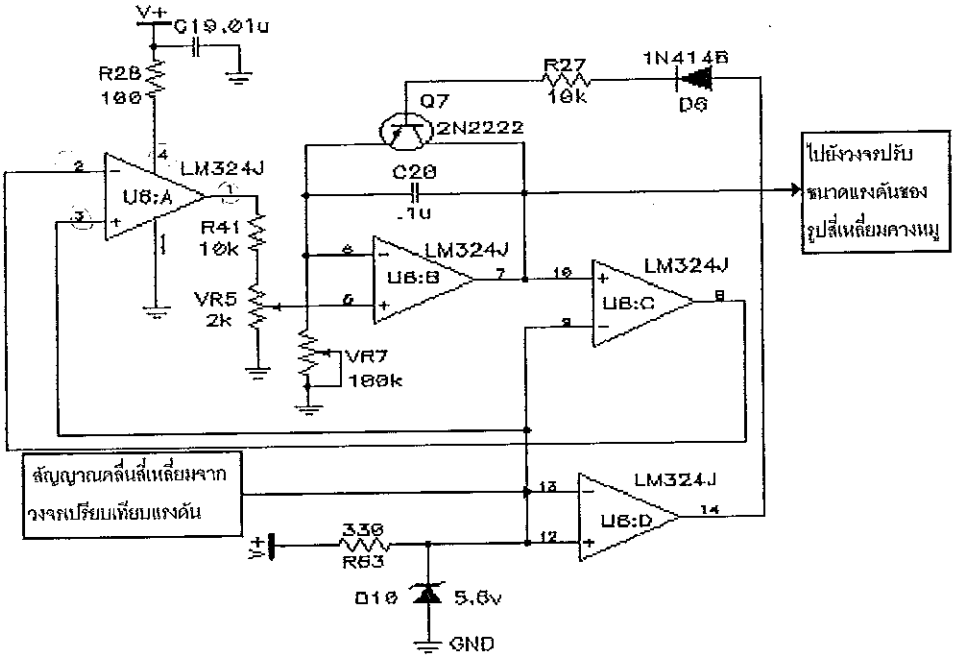
B : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1

C : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U2

D : แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U3

3.4.2 วงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

รูปวงจรของวงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ได้ทำการออกแบบไว้แสดงในภาพประกอบ 3.24

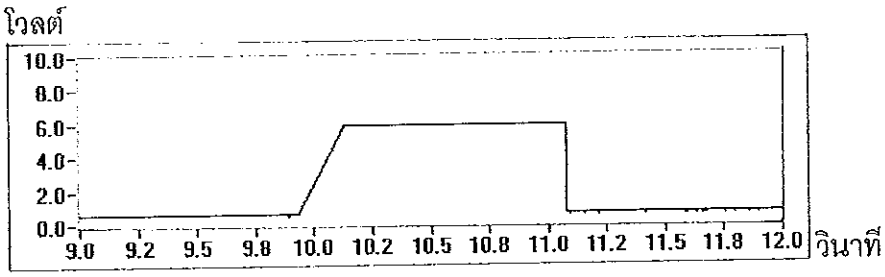


ภาพประกอบ 3.24 แสดงรูปวงจรของวงจรสร้างสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

สัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่จะสร้างมีรูปร่างของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบ2.11 การทำงานจะเริ่มจากสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูง 1 วินาที จากวงจรเปรียบเทียบแรงดันจากภาพประกอบ 3.18 จะถูกส่งมาที่ขา 13 ของออปแอมป์ U6:D ซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรเปรียบเทียบแรงดัน สัญญาณที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6:D จะเป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านต่ำ 1 วินาที สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จะเป็นตัวปิดวงจรและเปิดวงจรทรานซิสเตอร์ Q7 ช่วงที่ทรานซิสเตอร์ Q7 เปิดวงจร ออปแอมป์ U6:B จะทำหน้าที่เป็นวงจรอินทิเกรเตอร์ทำการอินทิเกรตแรงดันกระแสตรงจากโพเทนทิโอมิเตอร์ VR5 ซึ่งจะให้เอาท์พุทที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6:B เป็นสัญญาณส่วนที่เป็นแรมป์ในสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู เมื่อวงจรอินทิเกรเตอร์ทำการอินทิเกรตแรงดันกระแสตรงจนกระทั่งถึงค่าแรงดันที่ตั้งไว้ สัญญาณแรมป์ที่ได้จะถูกเปรียบเทียบกับแรงดันที่ขานอนอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U6:C ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวเปรียบเทียบแรงดันจะให้ค่าเอาท์พุทเป็นค่าแรงดันสูง ซึ่งจะส่งผลให้ออปแอมป์ U6:A ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวเปรียบเทียบแรงดันให้ค่าเอาท์พุทเป็นค่าแรงดันต่ำ คือศูนย์โวลต์ วงจรอินทิเกรเตอร์จะทำการอินทิเกรตแรงดันศูนย์โวลต์ซึ่งจะให้เอาท์พุทที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6:B เป็นแรงดันที่มีขนาดคงที่ที่มีค่าสูงสุดในสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู เมื่อเวลาผ่านไป 1 วินาที ทรานซิสเตอร์ Q7 ปิดวงจร จะทำให้คาปาซิเตอร์ C20

ถูกสัดวงจรซึ่งจะให้เอาท์พุทที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6:B เป็นศูนย์ ในที่สุดก็จะได้สัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U6:B ซึ่งจะถูกส่งต่อไปยังวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

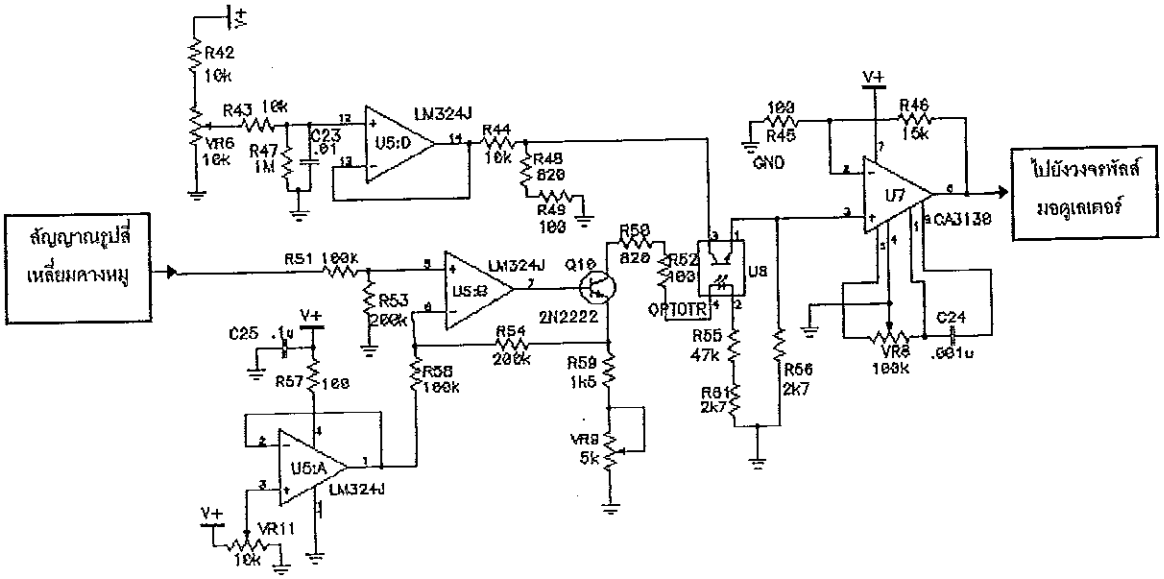
เมื่อทำการสร้างวงจรจริงจะได้รูปร่างของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูดังแสดงในภาพประกอบ 3.25



ภาพประกอบ 3.25 แสดงรูปร่างของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

3.4.3 วงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

รูปวงจรของวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ได้ทำการออกแบบไว้แสดงในภาพประกอบ 3.26



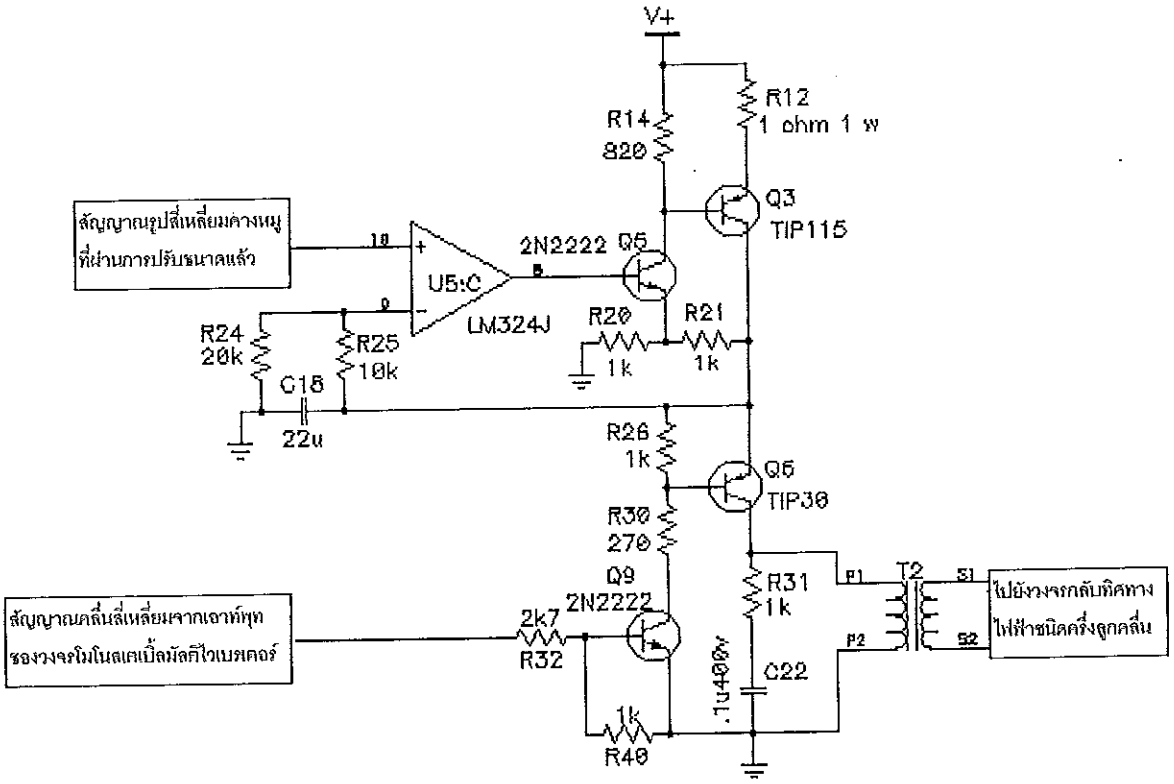
ภาพประกอบ 3.26 แสดงรูปวงจรของวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู

วงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูทำหน้าที่ปรับแต่งและควบคุมขนาดแรงดันสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูให้มีความเหมาะสมต่อการสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อซึ่งสามารถอธิบายการทำงานได้ดังต่อไปนี้

ออปแอมป์ U5:B ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบดิฟเฟอร์เรนเชียล ค่าแรงดันรูปสี่เหลี่ยมคางหมูเอาท์พุทที่ได้จากขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U5:B จะถูกปรับแรงดันออฟเซ็ทให้มีความถูกต้องเหมาะสม แรงดันสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q10 จะทำให้แอลอีดีในไอซี U8 สว่างเป็นสัดส่วนกับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู โฟโตทรานซิสเตอร์ในไอซี U8 ซึ่งถูกต่อแบบอิมิตเตอร์ฟอลโลเวอร์จะถูกทำให้นำกระแสด้วยความเข้มแสงของแอลอีดีที่เปลี่ยนไป ความเข้มของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ออกมาจากขาอิมิต เตอร์ของโฟโตทรานซิสเตอร์ในไอซี U8 จะถูกควบคุมโดยแรงดันกระแสตรงที่ได้จากโพเทนทิโอมิเตอร์ VR6 ผ่านวงจรบัฟเฟอร์ที่ทำหน้าที่โดยออปแอมป์ U5:D สัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ได้จากขาอิมิตเตอร์ของโฟโตทรานซิสเตอร์ในไอซี U8 มีค่าต่ำมากดังนั้นมันจะถูกขยายขนาดแรงดันของสัญญาณด้วยวงจรขยายแบบนอนอินเวอร์ติ้งซึ่งทำหน้าที่โดยออปแอมป์ U7 ซึ่งให้ขนาดของการขยายสัญญาณเป็น 150 เท่า ในที่สุดก็จะได้สัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ถูกปรับแต่งและควบคุมขนาดแรงดันให้มีความเหมาะสมเป็นสัญญาณที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U7 ซึ่งจะถูกส่งต่อไปยังวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์

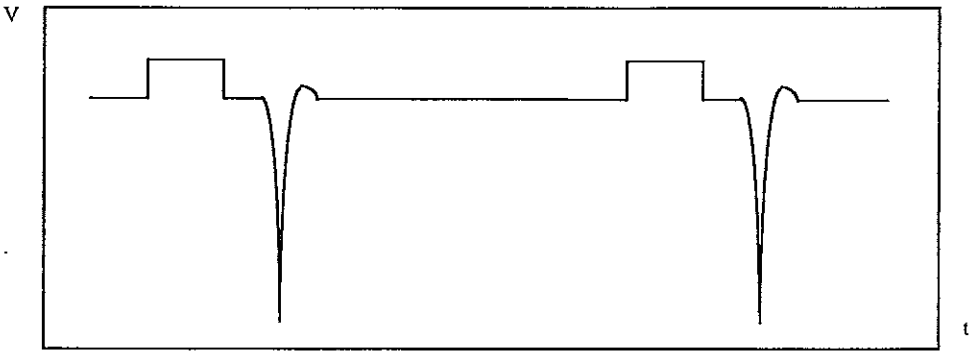
3.4.4 วงจรพัลส์มอดูเลเตอร์

วงจรพัลส์มอดูเลเตอร์แสดงดังภาพประกอบ 3.27 ทำหน้าที่มอดูเลตสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1. ในภาพประกอบ 3.22 ที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ 500 - 800 ไมโครวินาทีกับสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ผ่านการมอดูเลตจากเอาท์พุทของวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมู



ภาพประกอบ 3.27 แสดงวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์และวงจรกำเนิดแรงดันสูง

การทำงานของวงจรพัลส์มอดูเลเตอร์มีดังนี้ สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1. ในภาพประกอบ 3.23 B จะถูกป้อนให้กับทรานซิสเตอร์ Q9 ทรานซิสเตอร์ Q9 จะถูกทำให้นำกระแสโดยแรงดันทางด้านสูงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1. กระแสคอลเลคเตอร์ที่เกิดขึ้นของทรานซิสเตอร์ Q9 จะไหลผ่านความต้านทาน R26 และ R30 ซึ่งจะทำให้ทรานซิสเตอร์ Q6 เกิดการนำกระแสขึ้น โดยแรงดันไบแอสที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q6 จะมีค่าเพิ่มขึ้น สัญญาณเอาท์พุทที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 จะถูกป้อนให้กับขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง T2 โดยจะมีรูปร่างของสัญญาณดังแสดงในภาพประกอบ 3.28 ซึ่งลักษณะของสัญญาณจะประกอบไปด้วยสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมทางด้านบวกและสัญญาณอันเดอร์ชู๊ททางด้านลบซึ่งเป็นผลมาจากแรงดันย้อนกลับของหม้อแปลง T2 ซึ่งรูปร่างของสัญญาณอันเดอร์ชู๊ทจะถูกกำหนดโดยค่าของความต้านทาน R31 และ คาปาซิเตอร์ C22



ภาพประกอบ 3.28 แสดงรูปร่างของสัญญาณที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6

แรงดันเอาท์พุทที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 ช่วงแรงดันคงที่ในสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูจะถูกรักษาระดับแรงดันให้มีค่าคงที่โดยออปแอมป์ U5:C ทรานซิสเตอร์ Q5 และทรานซิสเตอร์ Q3 ซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรโวลเตจเรกกูเรเตอร์ ออปแอมป์ U5:C จะทำหน้าที่เป็นตัวเปรียบเทียบแรงดัน ซึ่งจะเปรียบเทียบแรงดันสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ขานอนอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U5:C กับแรงดันที่ป้อนกลับจากขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 ที่ขาอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U5:C เมื่อแรงดันสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ขานอนอินเวอร์ติ้งของออป แอมป์ U5:C มีค่าเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้น จะส่งผลให้แรงดันเอาท์พุทที่ขาเอาท์พุทของออปแอมป์ U5:C มีค่าเพิ่มขึ้นตามไปด้วย ซึ่งจะทำให้ทรานซิสเตอร์ Q3 นำกระแสมากขึ้น แรงดันที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q5 มีค่าเพิ่มขึ้น แรงดันป้อนกลับจากขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 ที่ขาอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U5:C มีค่าเพิ่มขึ้น ออปแอมป์ U5:C จะเปรียบเทียบแรงดันสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ขานอนอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U5:C กับแรงดันป้อนกลับจากขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 ที่ขาอินเวอร์ติ้งของออปแอมป์ U5:C เพื่อที่จะรักษาแรงดันเอาท์พุทที่ขา 8 ของออปแอมป์ U5:C ช่วงแรงดันคงที่ในสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูให้มีค่าคงที่ กระแสที่ไหลในทรานซิสเตอร์ Q5 จะมีค่าคงที่ด้วย

3.4.5 วงจรกำเนิดแรงดันสูง

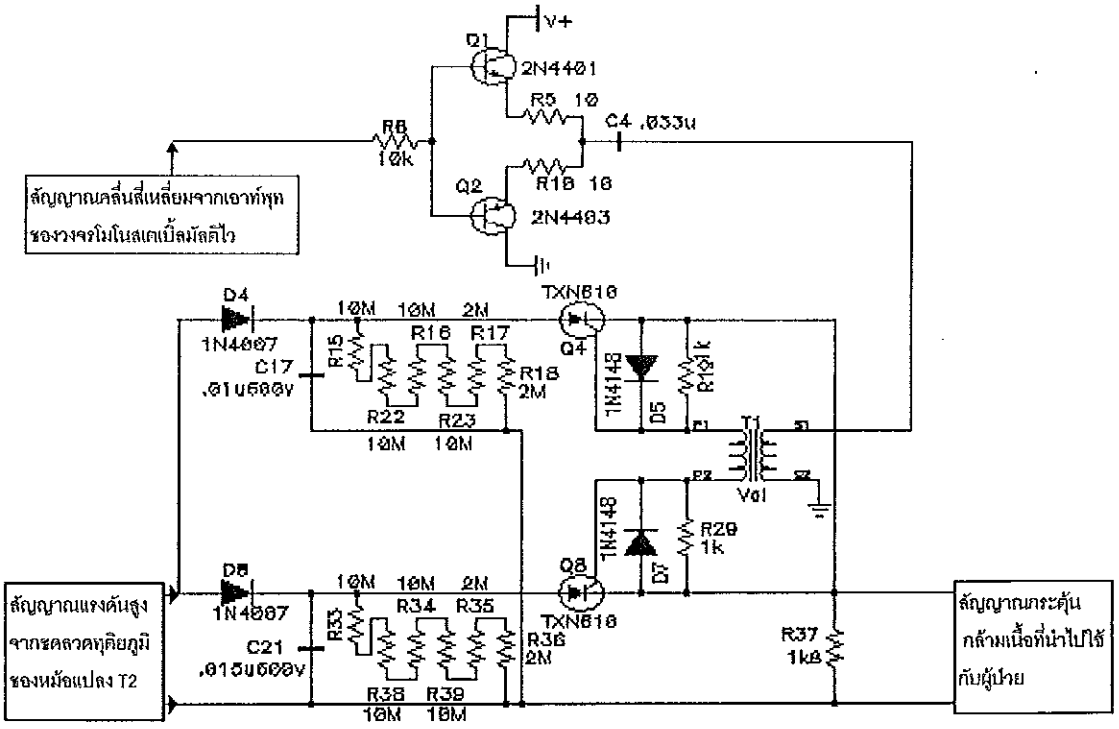
อุปกรณ์ที่ทำให้เกิดแรงดันสูง คือหม้อแปลงแรงดันขึ้น T2 ในภาพประกอบ 3.27 สัญญาณเอาท์พุทที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 จะถูกป้อนให้กับขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง T2 ทำให้เกิดสัญญาณแรงดันสูงขึ้นที่ขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T2 สัญญาณที่ขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T2 จะมีรูปร่างของสัญญาณคล้ายกับสัญญาณเอาท์พุทที่ขาคอล

เลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q6 ที่ป้อนให้กับขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลงT2 คือเป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมทางด้านบวกและสัญญาณอันเดอร์ชู๊ททางด้านลบเพียงแต่มีขนาดของแรงดันที่สูงกว่าซึ่งเป็นไปตามความสัมพันธ์ของจำนวนรอบของขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง T2 และจำนวนรอบของขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T2

เมื่อได้สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมทางด้านบวกและสัญญาณอันเดอร์ชู๊ททางด้านลบที่มีขนาดของแรงดันที่สูงจากขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T2 สัญญาณนี้ก็จะถูกส่งต่อไปยังวงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่นในภาพประกอบ 3.29

3.4.6 วงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่น

วงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่นแสดงดังในภาพประกอบ 3.29



ภาพประกอบ 3.29 แสดงวงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่นและวงจรทริกเกอร์

สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมทางด้านบวกและสัญญาณอันเดอร์ชู๊ททางด้านลบที่มีขนาดแรงดันสูงจากขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T2 ในภาพประกอบ 3.27 ซึ่งเป็นแรงดันกระแสสลับที่มีค่าสูงจะถูกทำให้เป็นแรงดันกระแสตรงที่มีค่าสูงโดยไดโอด D4 และ D8 เบอร์ 1N4007 ซึ่ง

สามารถทนแรงดันที่มีค่าสูงได้ แรงดันกระแสตรงที่มีค่าสูงที่ผ่านไดโอด D4 และ D8 จะถูกกรองโดยคาปาซิเตอร์ C17 และ C21 เพื่อทำให้ค่าริพเปิ้ลลดลง

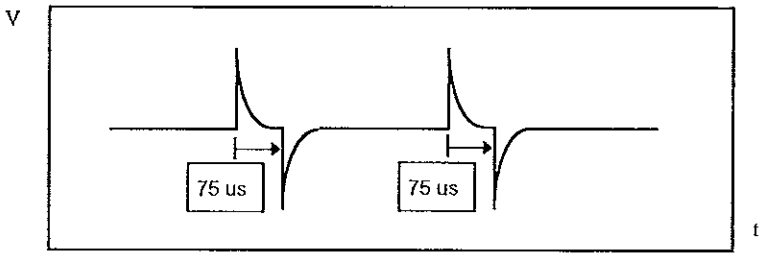
แรงดันกระแสตรงที่มีค่าสูงที่มีค่าริพเปิ้ลลดลงจะถูกส่งต่อไปยังเอสซีอาร์ Q4 และ Q8 เพื่อใช้ในวงจรทริกเกอร์ต่อไป

3.4.7 วงจรทริกเกอร์

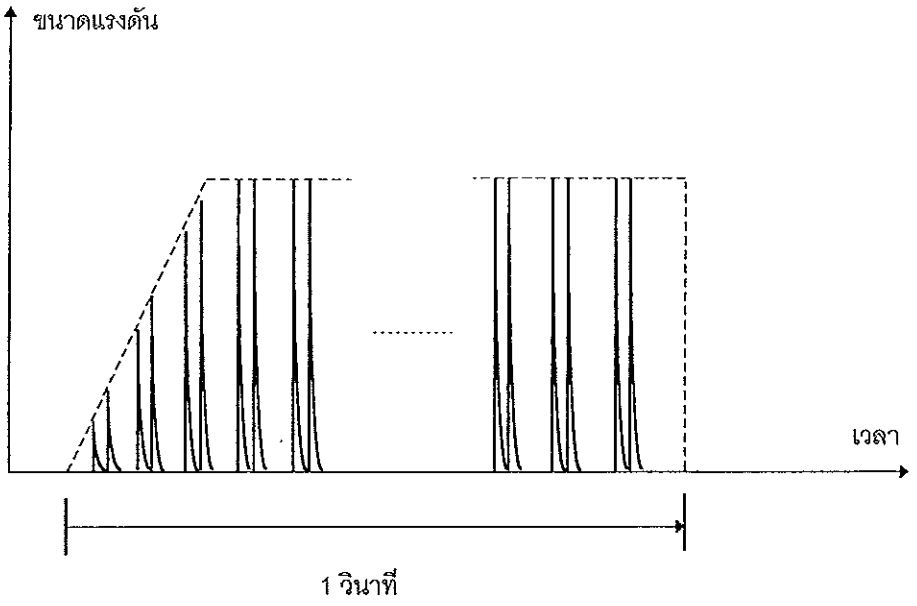
จากคุณลักษณะของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอที่ต้องการ คือ สัญญาณพัลส์แรงดันสูงแบบยอดคู่ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาทีซึ่งสามารถสร้างได้จากการใช้เอสซีอาร์ Q4 และ Q8 ในวงจรทริกเกอร์จากภาพประกอบ 3.29 โดยเอสซีอาร์จะถูกทำให้นำกระแสที่ระยะเวลาห่างกัน 75 ไมโครวินาที

สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U3 ในภาพประกอบ 3.23 มีขนาดความกว้างของพัลส์ 75 ไมโครวินาที จะถูกส่งมาที่วงจรทริกเกอร์ในภาพประกอบ 3.29 โดยจะถูกส่งผ่านทรานซิสเตอร์ Q1 และทรานซิสเตอร์ Q2 ซึ่งทรานซิสเตอร์ Q1 และทรานซิสเตอร์ Q2 จะสลับกันนำกระแสซึ่งขึ้นอยู่กับสัญญาณขอบขาขึ้นและสัญญาณขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมจากวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U3 สัญญาณเอาท์พุทจากขาอิมิตเตอร์ของทรานซิสเตอร์จะถูกดิฟเฟอร์เรนทิเอทให้เป็นสัญญาณสไปค์เล็กๆซึ่งลักษณะของสัญญาณสไปค์จะถูกกำหนดโดยความต้านทาน R5 และ R10 คาปาซิเตอร์ C4 และค่าอินดัคแตนซ์จากขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง T1 กระแสเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นที่ขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลง T1 ซึ่งมีเฟสตรงข้ามกับสัญญาณที่ขดลวดปฐมภูมิจะไบแอสขาเกทของเอสซีอาร์ ทำให้เอสซีอาร์เกิดการนำกระแส สัญญาณพัลส์แรงดันสูงแบบยอดคู่ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที ก็จะถูกผ่านออกมาเป็นสัญญาณเอาท์พุทในที่สุด ซึ่งสัญญาณนี้ก็คือสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางที่นำไปใช้กับผู้ป่วยนั่นเอง

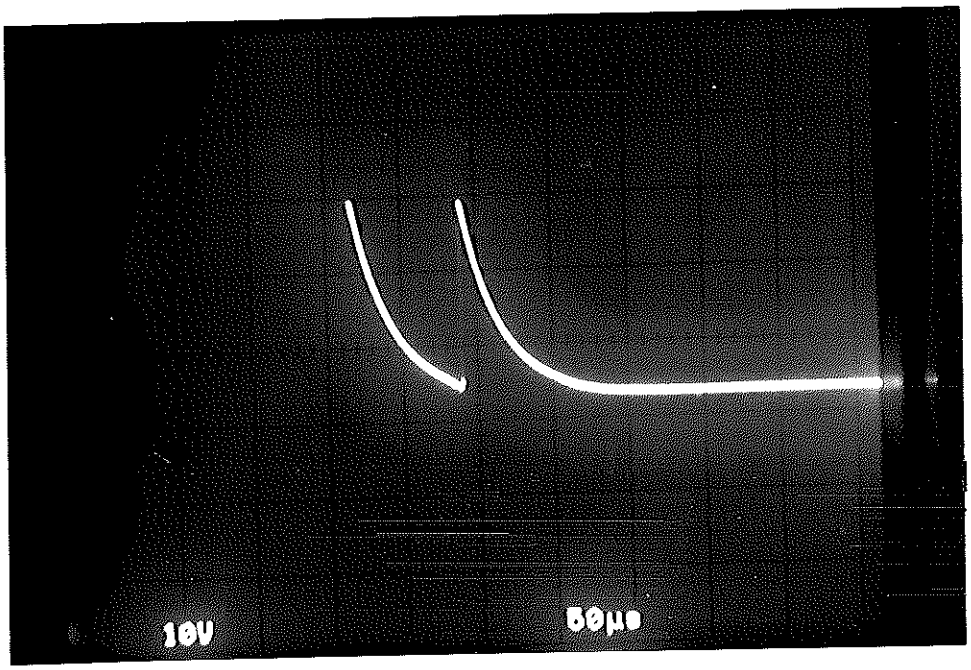
รูปร่างของสัญญาณที่จุดต่างๆของวงจรทริกเกอร์แสดงในภาพประกอบ3.30 ถึง ภาพประกอบ 3.33



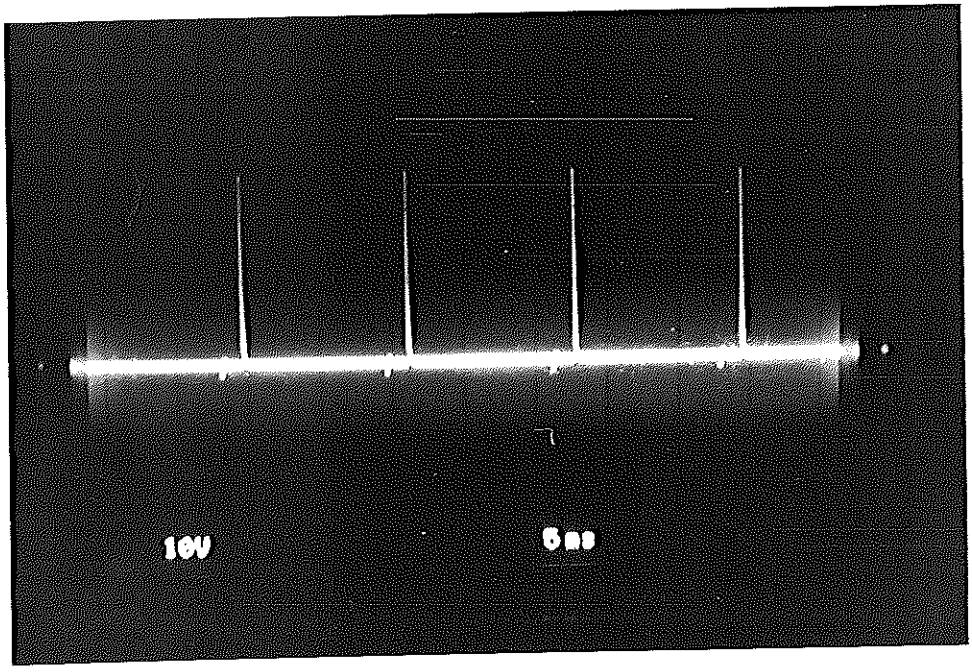
ภาพประกอบ 3.30 แสดงสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ถูกดิฟเฟอร์เรนทิเอทให้เป็นสัญญาณสไปค์



ภาพประกอบ 3.31 แสดงสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางที่นำไปใช้กับผู้ป่วย



ภาพประกอบ 3.32 แสดงสัญญาณพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที

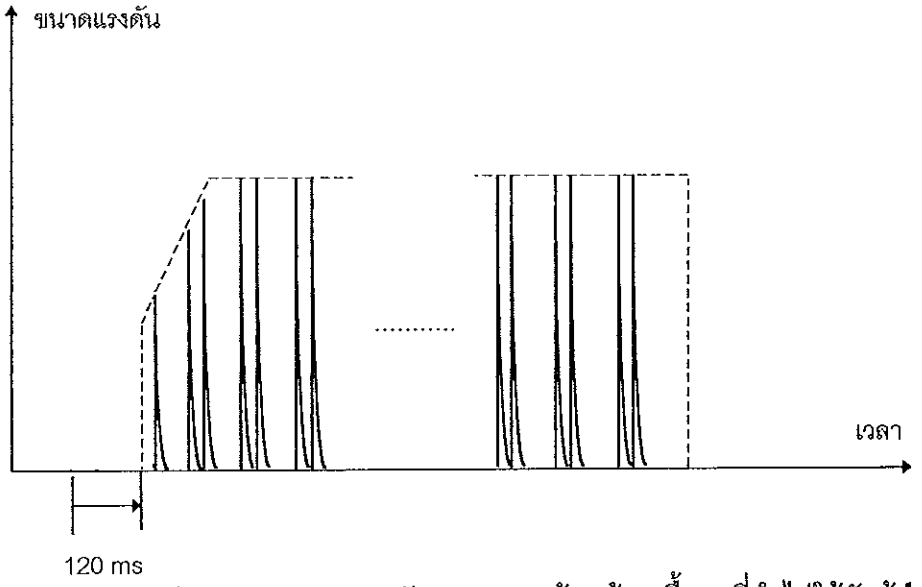


ภาพประกอบ 3.33 แสดงสัญญาณพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) จำนวนหลายๆ ลูกคลื่น

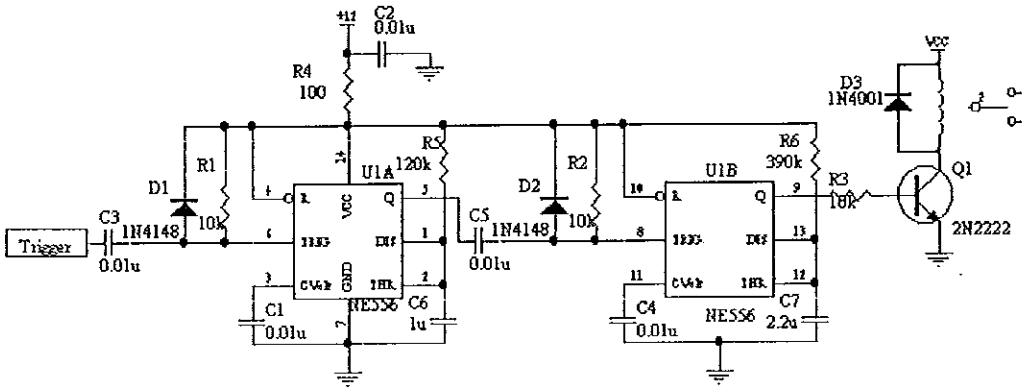
3.4.8 วงจรรีเลย์

สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่นำไปใช้กระตุ้นกล้ามเนื้อของผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จะมีจำนวน 2 ชุด โดยชุดแรกจะนำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง ซึ่งรูปร่างของสัญญาณที่นำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง แสดงดังในภาพประกอบ 3.31 ชุดที่ 2 จะนำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอ เพื่อให้กลไกการกลืนของผู้ป่วยเป็นไปตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง ซึ่งรูปร่างของสัญญาณที่นำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอแสดงดังในภาพประกอบ 3.34

สัญญาณที่นำไปกระตุ้นกล้ามเนื้อคอสร้างมาจากการนำสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง ไปผ่านวงจรรีเลย์ ภาพวงจรของวงจรรีเลย์แสดงในภาพประกอบ 3.35



ภาพประกอบ 3.34 แสดงสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอที่นำไปใช้กับผู้ป่วย



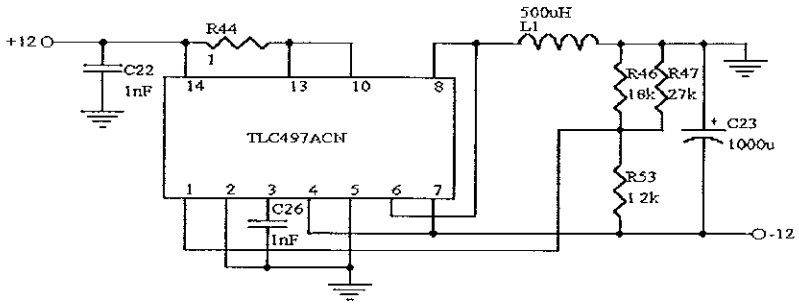
ภาพประกอบ 3.35 แสดงวงจรรีเลย์

การทำงานของวงจรรีเลย์จะประกอบด้วยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ U1A ซึ่งใช้ขอบขาลงของสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่ได้จากสัญญาณทริกเกอร์ เป็นทริกเกอร์พัลส์ โดยวงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์จะให้เอาท์พุทที่ขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U1A เป็นสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 120 มิลลิวินาที ซึ่งจะใช้เป็นสัญญาณหน่วงเวลาให้เหมาะสมก่อนจะให้ไอซีไทเมอร์ U1B สร้างสัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูงประมาณ 880 มิลลิวินาที สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีขนาดความกว้างของพัลส์ทางด้านสูง 880 มิลลิวินาที จากเอาท์พุทของขา 3 ของไอซีไทเมอร์ U1B จะเป็นสัญญาณขับรีเลย์ให้ทำงาน 880 มิลลิวินาที สัญญาณที่ผ่านออกมาจากรีเลย์จะเป็นสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอแสดงดังในภาพประกอบ 3.34

3.5 หน่วยจ่ายกำลังไฟฟ้า

กำลังไฟฟ้าที่ต้องการในเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับประกอบด้วยแรงดันบวก 12 โวลต์ และแรงดันลบ 12 โวลต์ ที่จ่ายให้วงจรปรับแต่งสัญญาณและวงจรคำนวณและตัดสินใจ และแรงดันบวก 12 โวลต์ ที่จ่ายให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่เป็นแรงดันบวก 12 โวลต์ จะเป็นแบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-MH (นิเกิล-เมตัลไฮไดร์) ขนาดแรงดัน 1.2 โวลต์ จำนวน 10 ก้อน ซึ่งแบตเตอรี่แต่ละก้อนสามารถจ่ายพลังงานได้ 1200 mAh ข้อดีของแบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-MH เมื่อเทียบกับ แบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-Cd (นิเกิล-แคดเมียม) คือ จะมีช่วงการใช้งานได้ยาวนานกว่าปลอดภัยและไม่ทำลายสิ่งแวดล้อม นอกจากนี้แบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-MH จะไม่มีผลทางหน่วยความจำ (memory effect) ซึ่งเป็นผลของการตกค้างของแรงดันจากการใช้งานที่ยังไม่หมดจริงแล้วนำมาทำการชาร์จประจุใหม่

ส่วนแรงดันลบ 12 โวลต์ ที่จ่ายให้วงจรปรับแต่งสัญญาณและวงจรคำนวณและตัดสินใจจะได้จากวงจรเปลี่ยนแรงดันบวก 12 โวลต์เป็นแรงดันลบ 12 โวลต์ ดังแสดงในภาพประกอบ 3.36 ซึ่งทำหน้าที่โดยไอซี TLC497ACN โดยที่วงจรสามารถจ่ายกระแสได้ 500 mA



ภาพประกอบ 3.36 แสดงวงจรเปลี่ยนแรงดันบวก 12 โวลต์เป็นแรงดันลบ 12 โวลต์

วงจรที่ประกอบขึ้นเป็นเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับทั้งหมดจะกินกระแส 183 mA ดังนั้น เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะทำงานได้ประมาณ 6 ชั่วโมง ต่อการชาร์จประจุเต็มหนึ่งครั้ง เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่ออกแบบขึ้นจะมีแบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-MH 2 ชุด เพื่อขณะที่ชุดหนึ่งกำลังใช้ในการจ่ายพลังงาน อีกชุดหนึ่งก็จะได้รับการชาร์จประจุได้ โดยเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42 ซึ่งมีคู่มือการใช้งานในภาคผนวก ก.

บทที่ 4

ผลการทดลองและสรุป

4.1 ความเบื้องต้น

งานวิจัยในวิทยานิพนธ์นี้เป็นการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน เพื่อใช้ช่วยผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ โดยเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอ ขณะที่ผู้ป่วยกำลังกลืนเพื่อให้การกลืนเป็นปกติตามลำดับขั้นตอนที่ถูกต้อง ซึ่งเครื่องกระตุ้นนี้จะทำงานก็ต่อเมื่อมีการกลืนเท่านั้น โดยจะมีวงจรคำนวณและตัดสินใจทำการคำนวณหาจุดเริ่มต้นที่เหมาะสม แล้วส่งสัญญาณทริกเกอร์ไปให้วงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นเพื่อส่งสัญญาณกระตุ้นออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คางและกล้ามเนื้อคอขณะกลืน สัญญาณกระตุ้นจะทำให้เกิดการยกตัวและเคลื่อนไปข้างหน้าของกระดูกไฮออย (Hyoid) และกระดูกอ่อนไทรอย (Thyroid Cartilage) ซึ่งช่วยให้ผู้ป่วยสามารถกลืนได้ดีขึ้น นอกจากนี้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับยังจะช่วยในด้านการฟื้นฟูสมรรถภาพของกล้ามเนื้อ ทำให้กล้ามเนื้อต่างๆ กลับมาทำงานตามจังหวะอย่างถูกต้อง

แนวทางในการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ก็เริ่มด้วยการหาลักษณะรูปร่างของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน จากนั้นก็ทำการออกแบบและสร้างวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ของวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ เมื่อได้สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อแล้วก็ทำการออกแบบและสร้างวงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ของวงจรคำนวณและตัดสินใจ ซึ่งวิธีการทางคณิตศาสตร์ที่สามารถคำนวณหาจุดกลืนได้ดีที่สุดอยู่ในส่วนของวิทยานิพนธ์เรื่องการคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน (เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม, 2535)

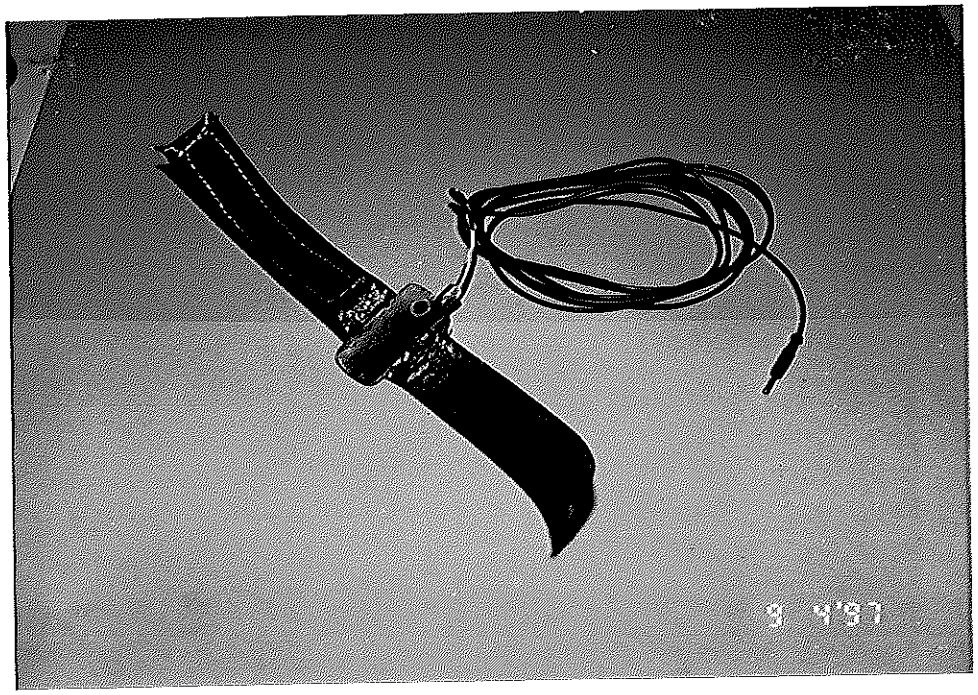
เมื่อทำการประกอบเครื่องต้นแบบของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับเสร็จสิ้น ก็ได้มีการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกับอาสาสมัครเพื่อดูผลการทำงานของเครื่อง ซึ่งผลการทดลองได้กล่าวไว้ในหัวข้อถัดไป

4.2 ผลการทดลอง

เมื่อได้ทำการออกแบบส่วนประกอบต่างๆของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับแล้วก็ได้ทำการสร้างวงจรอิเล็กทรอนิกส์ประกอบลงบนแผ่นวงจรพิมพ์สองหน้าตามที่ได้ออกแบบไว้ แล้วนำมาประกอบเข้าด้วยกันในกล่องเดียว ซึ่งภาพของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ, อิเล็กโตรด, แบตเตอรี่และเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ แสดงดังในภาพประกอบ 4.1 ถึง 4.6

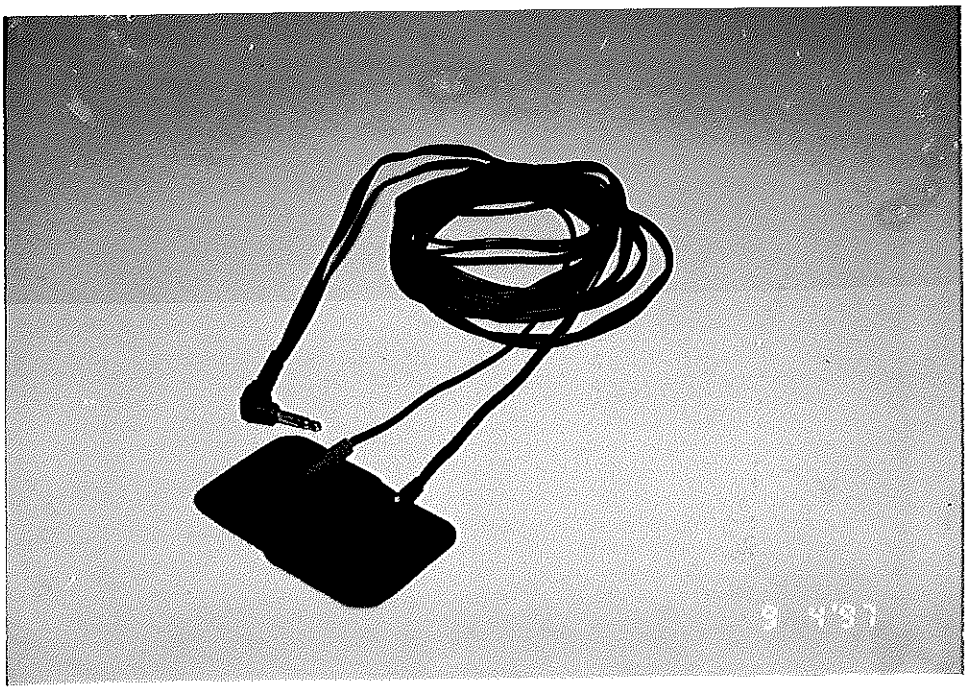
ภาพประกอบ 4.1 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับแสดงให้เห็นถึงช่องเสียบอิเล็กโตรด สวิทช์และแอลอีดีแสดงพลังงานของแบตเตอรี่

ภาพประกอบ 4.2 เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับแสดงให้เห็นถึงปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณอ้างอิง, ปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ และ ปุ่มปรับความถี่ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ



ภาพประกอบ 4.3 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์

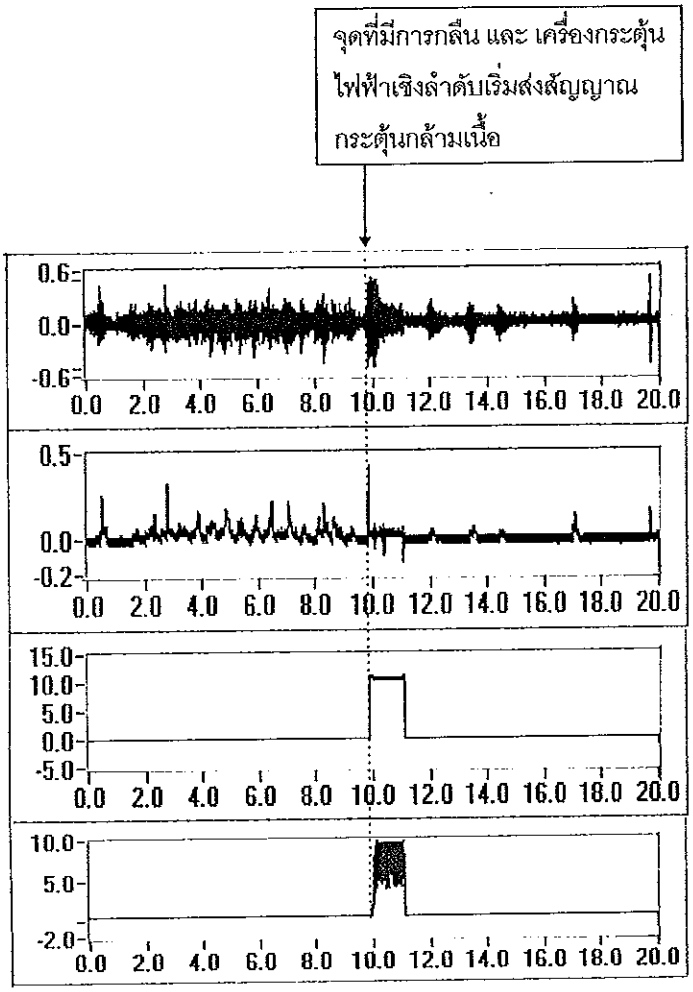
ภาพประกอบ 4.4 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น



ภาพประกอบ 4.5 แสดงอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ

ภาพประกอบ 4.6 แสดงเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42 และแบตเตอรี่ที่ใช้กับเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

เมื่อทำการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่สร้างขึ้นกับอาสาสมัครโดยให้อาสาสมัครทดลองกลืนเยลลี่แล้วทำการบันทึกสัญญาณที่จุดต่าง ๆ เพื่อดูว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ ณ จุดเวลาที่อาสาสมัครทำการกลืนหรือไม่ ซึ่งภาพประกอบแสดงตัวอย่างของอาสาสมัครที่ทดลองกลืนเยลลี่แล้วเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ ณ จุดเวลาที่อาสาสมัครทำการกลืนได้ถูกต้องแสดงดังในภาพประกอบ 4.7 ถึง ภาพประกอบ 4.10



ภาพประกอบ 4.7 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น

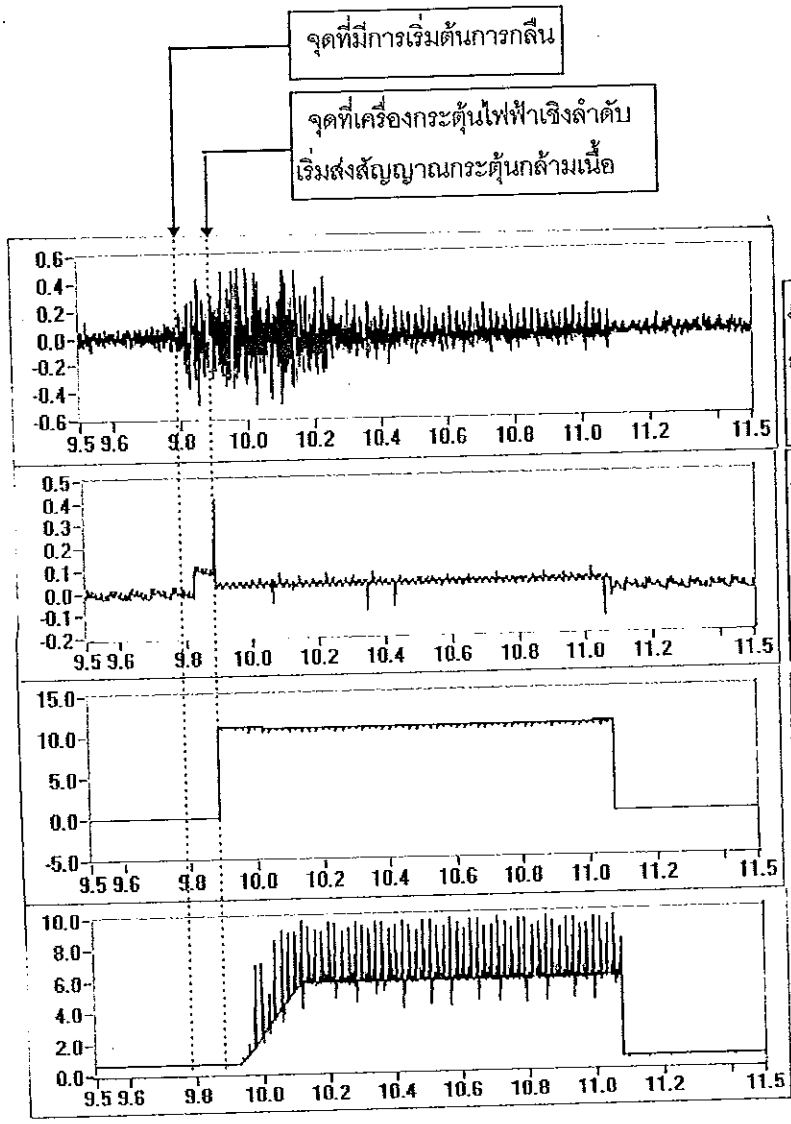
ภาพประกอบ 4.8 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากวงจรคงค่าแรงดัน

ภาพประกอบ 4.9 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้า

ภาพประกอบ 4.10 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมู

จากภาพประกอบจะใช้สัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่ได้จากวงจรปรับขนาดแรงดันของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่นำไปสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อแทนสัญญาณกระตุ้นที่ผ่านไปยังกล้ามเนื้อจริงๆ เพราะอุปกรณ์ไม่สามารถที่จับสัญญาณกระตุ้นที่ผ่านไปยังกล้ามเนื้อจริงๆพร้อมกับสัญญาณอื่นได้ ซึ่งสามารถใช้ทดแทนกันได้เพราะเวลาที่เกิดสัญญาณใกล้เคียงกัน

เมื่อขยายสัญญาณที่จุดต่าง ๆ จากช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 เพื่อให้เห็นรายละเอียดของสัญญาณมากขึ้นจะได้รูปร่างของสัญญาณแสดงดังในภาพประกอบ 4.11 ถึงภาพประกอบ 4.14



ภาพประกอบ 4.11 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้นช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที

ภาพประกอบ 4.12 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดอินพุทของวงจรเปรียบเทียบแรงดันช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที

ภาพประกอบ 4.13 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้นไฟฟ้าช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที

ภาพประกอบ 4.14 แสดงรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมูช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 วินาที

จากรายละเอียดของสัญญาณในช่วงเวลา 9.5 ถึง 11.5 ในภาพประกอบ 4.11 ถึง ภาพประกอบ 4.14 จะเห็นได้ว่าสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อเกิดขึ้นหลังจากการมีการกลืนประมาณ 100 มิลลิวินาที ซึ่งในระยะเวลานี้สามารถกระตุ้นให้ผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืนมีการกลืนได้ทันเวลา

จากนั้นก็ให้อาสาสมัครทำการทดลองกลืนหลายๆครั้งเพื่อดูการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ โดยได้ทดสอบกับอาสาสมัคร 2 คน และอาสาสมัครจะถูกฝึกวิธีการกลืนที่ทำให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถตรวจจับการกลืนได้ง่าย ในการตั้งระดับแรงดันอ้างอิงจะใช้วิธีค่อยๆปรับจนกระทั่งเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถกระตุ้นได้ในขณะที่อาสาสมัครทำการกลืน ซึ่งผลการทดลองก็เป็นไปตามตารางที่ 4.1

อาสาสมัคร	จำนวนครั้งที่กลืน	จำนวนครั้งที่กระตุ้นขณะกลืน	จำนวนครั้งที่กลืนแต่ไม่กระตุ้น	จำนวนครั้งที่ไม่กลืนแต่กระตุ้น	เปอร์เซ็นต์ความถูกต้อง
คนที่ 1.	39	35	0	4	89.7 %
คนที่ 2.	53	47	6	0	88.7 %

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดลองการใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกับอาสาสมัคร

จากตารางจะเห็นได้ว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถทำงานได้โดยมีความถูกต้องค่อนข้างสูงมาก คือ ประมาณ 90 %

4.3 คำเสนอแนะสำหรับการดำเนินการต่อไป

จากผลการทดลองจะเห็นได้ว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสามารถทำงานได้โดยมีความถูกต้องเป็นไปตามที่ต้องการ แต่ถ้าสามารถปรับปรุงสิ่งต่างๆ ต่อไปนี้ก็จะทำให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

1. ควรออกแบบวงจรเพิ่มเติมในส่วนที่ป้องกันอันตรายต่อผู้ป่วยในกรณีที่ เอสซีอาร์ Q4 และ Q8 ในภาพประกอบ 3.29 ของวงจรกลับทิศทางไฟฟ้าชนิดครึ่งลูกคลื่นและวงจรทริกเกอร์เกิดการลัดวงจร เพื่อป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วย

2. จากการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกับผู้ป่วยพบว่าการปรับขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อทำได้ค่อนข้างยาก เพราะผู้ป่วยต้องทำการกลืนก่อนจึงจะมีสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกมาผู้ป่วยจึงจะรู้ว่าขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อนั้นเหมาะสมหรือไม่ แต่ถ้าหากเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่จะออกแบบขึ้นใหม่ สามารถสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อได้โดยผู้ป่วยไม่ต้องทำการกลืนก่อนคือสร้างให้มีปุ่มควบคุมการสร้างสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อโดยตรง ก็จะทำให้การหาขนาดแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละคนทำได้สะดวกยิ่งขึ้น

3. จากการทดลองใช้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับกับผู้ป่วยพบว่าขนาดแรงดันของสัญญาณอ้างอิงของผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงไม่คงที่ทำให้ยากต่อการหาสาเหตุ ถ้าหากสามารถแสดงสัญญาณรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลิ้น รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่จุดอินพุทของวงจรเปรียบเทียบแรงดัน รูปร่างของสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งไปยังวงจรสร้างสัญญาณกระตุ้น

ไฟฟ้าและรูปร่างของสัญญาณไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมคางหมู ดังแสดงในภาพประกอบ 4.7 ถึง 4.11 ก็จะเป็นประโยชน์มากในการทำความเข้าใจเหตุการณ์ที่เกิดขึ้น

4. เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่จะออกแบบและสร้างขึ้นต่อไปควรคำนึงถึงการใช้อุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ที่ประหยัดพลังงานมากที่สุดและออกแบบวงจรให้เล็กที่สุดเท่าที่จะกระทำได้ เพื่อว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะได้มีขนาดกระทัดรัดและน้ำหนักเบา ผู้ป่วยจะได้พกพาได้สะดวกและง่าย

4.4 สรุปวิทยานิพนธ์

งานในวิทยานิพนธ์ชิ้นนี้เป็นเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการกลืน ช่วงระยะเวลาที่ผู้เขียนได้ทำวิทยานิพนธ์ผู้เขียนได้เรียนรู้และเก็บเกี่ยวสิ่งต่างๆ มากมายหลายอย่างซึ่งผู้เขียนคิดว่าเป็นประโยชน์มาก สำหรับเครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่ได้พัฒนาขึ้นมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะทำงานโดยอัตโนมัติ โดยที่เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อออกไปขณะที่ผู้ป่วยต้องการจะกลืนช่วยให้การกลืนของผู้ป่วยเป็นไปตามปกติ

2.สัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอและกล้ามเนื้อใต้คางจะเป็นกระแสไฟฟ้าตรงที่ได้จากความต่างศักย์สูงแบบเป็นช่วงๆ (High Voltage Pulsed Direct Curent มีชื่อย่อว่า HVPDC) สามารถปรับความถี่ของช่วงการกระตุ้นได้ 40 - 80 ช่วงต่อวินาที สามารถปรับขนาดแรงดันได้ 0 - 250 โวลต์ ลักษณะสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อจะเป็นพัลส์แบบยอดคู่ (twin peak pulse) ที่มีระยะห่างระหว่างพัลส์ 75 ไมโครวินาที การเพิ่มของขนาดของแรงดันของพัลส์แบบยอดคู่จะอยู่ในกรอบของสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมคางหมูที่มีอัตราส่วนของสัญญาณแรมป์ต่อสัญญาณสูงสุดที่คงที่เป็น 1 ต่อ 3

3.สามารถปรับขนาดของแรงดันอ้างอิงเพื่อให้เกิดความเหมาะสมกับการกลืนของผู้ป่วยแต่ละรายได้

4.แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจะเป็นแบตเตอรี่ชนิดประจุได้แบบ Ni-MH (นิเกิล-เมตัลไฮไดร์) ขนาดแรงดัน 1.2 โวลต์ จำนวน 10 ก้อน ซึ่งแบตเตอรี่แต่ละก้อนสามารถจ่ายพลังงานได้ 1200 mAh บรรจุอยู่ในกล่องใส่ถ่านซึ่งสามารถนำไปชาร์จประจุได้โดยใช้เครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42

เครื่องต้นแบบเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่สร้างขึ้นมีผลการทดลองใช้ที่น่าพอใจระดับหนึ่ง หากมีการทดลองนำไปใช้และพัฒนาแก้ไขข้อบกพร่องเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับก็จะมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ในที่สุดเราก็จะได้อุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ดีและมีประโยชน์มากชิ้นหนึ่งซึ่งเป็นการคิดค้นและพัฒนาขึ้นภายในประเทศ นอกจากเป็นการประหยัดเงินตราของประเทศแล้วระบบในการคิดและการแก้ปัญหาที่ได้ยังสามารถนำไปเป็นฐานในการสร้างอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่นๆอีกต่อไป

บรรณานุกรม

เฉลิมชัย แซ่ลิ่ม. ปีการศึกษา 2535. "การคัดเลือกหาลักษณะเด่นของสัญญาณไฟฟ้าจากกลุ่มกล้ามเนื้อเพื่อตรวจจับสัญญาณที่บ่งบอกการกลืน", วิทยานิพนธ์สำหรับนักศึกษาปริญญาโท วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชูศักดิ์ เวชแพศย์ . 2526 " วิชาอุปกรณ์ชีวการแพทย์ เรื่อง อุปกรณ์การแพทย์ที่ใช้รักษาโรค "

ชูศักดิ์ เวชแพศย์. 2528. กันยา ปาละวิวัธน์. ประเสริฐ เสริมสุข. "วิชาอิเล็คทรอนิคส์ทางกายภาพบำบัดและเวชศาสตร์ฟื้นฟู"

ประโยชน์ บุญสินสุข. 2528. "การรักษาด้วยความร้อนและไฟฟ้า",ไพศาลศิลป์การพิมพ์

อัจฉรา ผะอบเหล็ก. 2528. กายวิภาคศาสตร์ทั่วไป : ระบบหัวใจและหลอดเลือด ระบบย่อยอาหาร สำหรับนักศึกษาวิทยาศาสตร์สุขภาพ, ภาควิชากายวิภาคศาสตร์ คณะแพทย์ศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Alon G. 1981. and 1984. High voltage galvanic stimulation. (monograph) Tennesse : Chattanooga Corp.

Aminoff MJ. 1978. Electromyography in clinical practice. California: Addison-Wesley Publishing Company.

Binder SA. 1981. Application of low and high voltage electrotherapeutic current. In: Wolf SL. Ed. Electrotherapy p.9-16

Bouman HD and Shaffer KJ.1957. Physiological basis of electrical stimulation of human muscle and its clinical application. Phys Ther Rev ; 37 (4) : 207-23

Butikofer R, Lawrence PD. 1979. Electrocutaneous Nerve Stimulation : Stimulus Waveform Selection. IEEE Trans Biomed Eng; BME-26(2) : 69-75

Carr JJ. 1981. IC Timer Handbook with 100 projects & experiments. Philadelphia : TAB Books Inc. : 23 -25

Chattanooga Corporration. 1981. Instruction or use and operation of the Intelect model 500. Tennessee: Chattanooga Co.

Churchill - Davidson HC. 1965. A portable peripheral nerve stimulator. Anesthesiology; 26(2) :224-26

Coats AC. 1972; A Compact Facial Nerve Stimulator. Trans Am Acad Ophthalmol Otollarlyngol 76(4) : 1012-13

Davies R, Austin TR. 1983. A cheap and simple nerve stimulator. Anesthesia. 38(11) : 1100

Dewhurst DJ. 1966. Physical Instrumentation in Medicine and biology London: Cheltenham Press Ltd. : 152-55

Drummond GB and Wright ADJ. 1982. A new multifunction nerve stimulator. Anesthesia. 37(8) 842-46.

Electro-med Health Industries, Inc. 1980. Operating manual model 300 Solid State Portable High Voltage Electro Galvanic Stimulator . Flotida

Gaumer WR. 1974. Electrical Stimulation. Am J Nurs ; 74(3) : 504-5

Geddes LA. 1984. A short history of the Electrical Stimulation of Excitable Tissue. Physiologist ; 27(1) : 1-47

Ginsberg GL. 1982. A user's guide for selecting electronic components Singapore : A Wiley-Interscience Publication.

Grant LJ, Parkin MA. 1980. Portable aversion therapy stimulator. J Biomed Eng; 2(2) : 135-36

Grossner NR.1976. Transformer for Electronic Circuit. 2nd ed. U.S.A. : McGraw Hill Book Company

Hertzler EC, Kaminski RJ. 1968. Compact Stimulator using integrated circuits and battery power. J Appl Phys ; 24(2) 249-251

Hill DW. 1965. Principles of electronics in Medical Research. London : Butterworth & Co. Limited. :24-25

Jung WG. 1977. IC OPAmp Cookbook. Indiana : Howard W. Sam & Co. ,Inc.,

Jung WG. 1977. IC Timer Cookbook. Indiana : Howard W. Sam & Co. ,Inc.,

Leumal, J and Ritchie AE. 1977. Clinical Electromyography. 2nd ed. U.S.A. : Pitman Medical Publishing Co., LTD. :102

Nelson. Roger M. Currier. Dean P. 1987. "Clinical Electrotheraphy ", Appleton & Lange.

Peter J. Kahrilas, Jerilyn A. Logemann,Patricia Gibbons. 1992. "Food Intake by Maneuver; An Extreme Compensation for Impaired Swallowing" , Dysphagia.Springer-Verlag New York Inc. pp 155-159.

Ray CD, Maurer DD. 1975. Electrical Neurological Stimulation System: A review of contemporary Methodology. Surge Neurol : 4(1) : 62-70

Ross WT. 1970. Comparison of three Clinical Peripheral Nerve Anestheiology; 32(2) 155-57

Roth MG, Wolf SL. 1978. Monitoring Stimlaion Parameters from clinical (TNS) . Phys Ther; 58(5) 586-587

Smith W,Michlovitz SL, Watkins MP. 1985. A comparative study of Ice and High Voltage Stimulation for ankle sprains, Phys Ther ; 65(5) : 684

Synde-Macler.Lynn. Robinson. Andrew J.1985. " CLINICAL ELECTROPHYSIOLOGY Electrotherapy and Electrophysiologic Testing ", WILLIAMS & WILKINS

V. Leelamanit *et al.*. 1996. A study of 111 cases of globus hystericus. J Med Assoc Thai July Vol. 79 No. 7 : 460-467

Watkins AL. 1968. A manual of Electrotherapy. 3rd. ed. Philadelphia : lea & febiger. Wolf.

Steven L. 1986. " Electrotherapy ", CHURCHILL LIVINGSTONE.

Yanof HM. 1965. Biomedical Electronics. Philadelphia: FA. Davis Company. 253-254

Zohn DA, McM Mennell J. 1976. Modalities of Physical Treatment in Musculoskeletal Pain: Diagnosis and Physical Treatment. Boston: Little, Brown and Company (Inc.)

ภาคผนวก ก.
คู่มือการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

คู่มือการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

1. วิธีการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

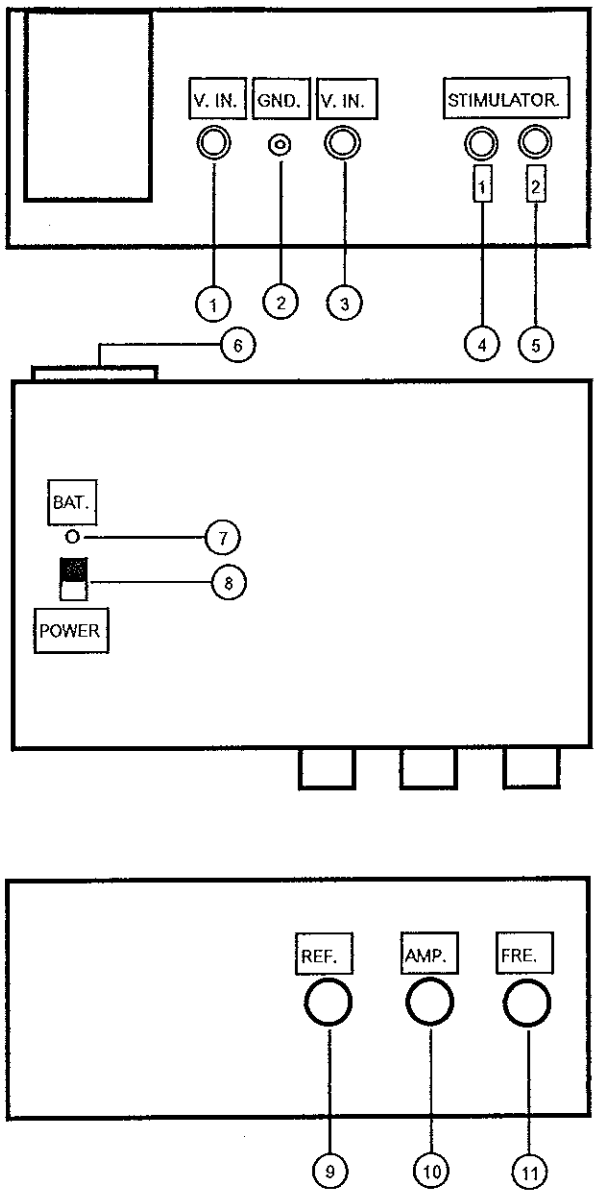
1.1 อุปกรณ์ที่ต้องใช้

ในการใช้งานเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะต้องจัดเตรียมอุปกรณ์ดังต่อไปนี้ คือ

1. เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

ส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับที่จะต้องทำความเข้าใจก่อนการใช้งานแสดงใน ภาพประกอบ ก1 ซึ่งมีรายละเอียดของส่วนต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1. *V. IN.* เป็นช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น
2. *GND.* เป็นช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์
3. *V. IN.* เป็นช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น
4. *STIMULATOR* 1 เป็นช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง
5. *STIMULATOR* 2 เป็นช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอ
6. ฝาปิดกล่องถ่าน
7. *BAT.* เป็นแอลอีดีแสดงพลังงานของแบตเตอรี ถ้าหากแบตเตอรีใกล้จะหมดพลังงานไฟสีเขียวจากแอลอีดีจะติดสว่าง ให้ทำการเปลี่ยนแบตเตอรีก้อนใหม่
8. *POWER* เป็นสวิทช์ปิดและเปิดการทำงานของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ
9. *REF.* เป็นปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณอ้างอิง
10. *AMP.* เป็นปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ
11. *FRE.* เป็นปุ่มปรับความถี่ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ



ภาพประกอบ ก1 แสดงส่วนประกอบต่าง ๆ ของเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ

2. อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น มีรูปร่างลักษณะเป็นวงกลมมีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 เซนติเมตร ทำด้วยเงิน 1 คู่

3. อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ มีรูปร่างลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมกว้างประมาณ 1 นิ้วยาวประมาณ 1 นิ้ว ทำด้วยยางผสมคาร์บอน 2 คู่

4. อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์ 1 เส้น

5. เจลที่ช่วยให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้า

6. ผ้าเทป

7. อัลกอฮอล์

1.2 ขั้นตอนการใช้งาน

1. ทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่จะติดอิเล็กโตรดอันได้แก่ กล้ามเนื้อลิ้น,กล้ามเนื้อใต้คางและ กล้ามเนื้อคอด้วยอัลกอฮอล์

2. ทาเจลที่ช่วยให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้าที่อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้น จากนั้นนำที่อิเล็กโตรดที่ทาเจลแล้วไปติดที่กล้ามเนื้อลิ้นทั้ง 2 ข้าง จากนั้นพันด้วยผ้าเทปให้แน่น

3. นำขั้วต่อของอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้นไปต่อที่ช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อลิ้นบนเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ (ช่องเสียบหมายเลข 1 และ 3 ในภาพประกอบ ก1)

4. ทาเจลที่ช่วยให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้าที่อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อใต้คาง จากนั้นนำที่อิเล็กโตรดที่ทาเจลแล้วไปติดที่กล้ามเนื้อใต้คาง ทั้ง 2 ข้าง จากนั้นพันด้วยผ้าเทปให้แน่น

5. นำขั้วต่อของอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อใต้คางไปต่อที่ช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อใต้คาง บนเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ (ช่องเสียบหมายเลข 4 ในภาพประกอบ ก1)

6. ทาเจลที่ช่วยให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้าที่อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อคอ จากนั้นนำที่อิเล็กโตรดที่ทาเจลแล้วไปติดที่กล้ามเนื้อคอ ทั้ง 2 ข้าง จากนั้นพันด้วยผ้าเทปให้แน่น

7. นำขั้วต่อของอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อคอไปต่อที่ช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นทางผ่านของสัญญาณจากกล้ามเนื้อคอบนเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ (ช่องเสียบหมายเลข 5 ในภาพประกอบ ก1)

8. ทาเจลที่ช่วยให้เกิดการนำกระแสไฟฟ้าที่อิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์ จากนั้นนำที่อิเล็กโตรดที่ทาเจลแล้วไปติดที่บริเวณท้องแขนด้านขวา จากนั้นพันด้วยผ้าเทปให้แน่น

9. นำขั้วต่อของอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์ไปต่อที่ช่องเสียบอิเล็กโตรดชนิดติดบนผิวหนังที่เป็นกราวด์บนเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับ (ช่องเสียบหมายเลข 2 ในภาพประกอบ ก1)

10. เปิดสวิทช์เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะมีไฟสีแดงติดสว่าง แสดงว่าเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับพร้อมที่จะทำงาน

11. ค่อยๆปรับปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ (ปุ่มหมายเลข 10 ในภาพประกอบ ก1)เพื่อให้มีความแรงของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสม

12. ค่อยๆปรับปุ่มปรับระดับแรงดันของสัญญาณอ้างอิง (ปุ่มหมายเลข 9 ในภาพประกอบ ก1) เพื่อให้เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับส่งสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อในจังหวะเวลาที่เหมาะสม

13. ค่อยๆปรับปุ่มปรับความถี่ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อ (ปุ่มหมายเลข 11 ในภาพประกอบ ก1) เพื่อให้ได้ความถี่ของสัญญาณกระตุ้นกล้ามเนื้อที่เหมาะสม

2. วิธีการใช้งานเครื่องชาร์จแบตเตอรี่

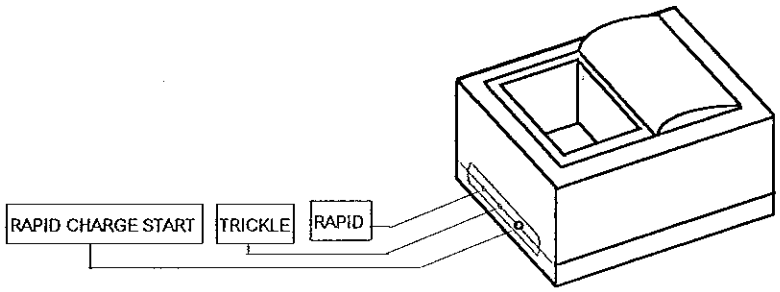
เมื่อแบตเตอรีใกล้จะหมดพลังงาน ไฟสีเขียวจากแอลอีดีบนเครื่องกระตุ้นไฟฟ้าเชิงลำดับจะติดสว่าง ให้ทำการเปลี่ยนแบตเตอรีก้อนใหม่ แล้วนำแบตเตอรีก้อนที่หมดพลังงานแล้วไปชาร์จประจุใหม่ โดยเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42

2.1 ขั้นตอนการชาร์จประจุแบตเตอรี่

1. ใส่ถ่านที่ต้องการชาร์จลงบนแท่นชาร์จ จะมีไฟสีเขียวติดที่ตำแหน่ง TRICKLE แสดงว่าแท่นชาร์จกำลังจ่ายไฟเข้าถ่าน และเป็นการเริ่มต้นชาร์จแบบช้า

2. เมื่อต้องการชาร์จเร็ว (QUICK CHARGE) ให้กดปุ่ม RAPID CHARGE START (ปุ่มสีแดง) จะมีไฟสีแดงติด ที่ตำแหน่ง RAPID แสดงว่าแท่นชาร์จเริ่มต้นชาร์จแบบเร็ว

3. ขณะที่ทำการชาร์จแบบเร็ว (ตามข้อ 2.) หลอดไฟสีเขียวที่ตำแหน่ง TRICKLE จะดับและติดอีกครั้ง เมื่อไฟในถ่านเต็ม เพื่อให้วงจร TRICKLE CHARGE ทำงานเลี้ยงกระแสไฟในถ่าน ไม่ให้กระแสไฟรั่วไหลออก เพื่อให้ถ่านเต็มเสมอก่อนการใช้งาน



ภาพประกอบ ก2 แสดงส่วนประกอบของเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42

2.2 คุณสมบัติพิเศษของเครื่องชาร์จแบตเตอรี่ยี่ห้อ NAC รุ่น NC-42

1. ชาร์จได้ 2 ระบบ คือ ชาร์จช้าและชาร์จเร็ว

1.1 QUICK CHARGE จะเป็นการชาร์จเร็ว

1.2 TRICKLE CHARGE จะเป็นการชาร์จช้า โดยไม่จำกัดเวลาแม้ว่าถ่านจะเต็มแล้วก็ตาม วงจร TRICKLE CHARGE จะทำหน้าที่เลี้ยงกระแสไฟในถ่าน ไม่ให้กระแสไฟหมดไปโดยยังไม่ได้ใช้งาน และยังป้องกันถ่านไหม้หรือละลายอันเนื่องจากลืมดึงถ่านขึ้นเมื่อชาร์จเต็ม

2. เวลาชาร์จจะมีวงจรบอกให้รู้ว่า ถ่านชาร์จหรือไม่ (ไฟสีเขียวติด แสดงว่าถ่านชาร์จแล้ว ถ้าไฟสีเขียวไม่ติด แสดงว่าไม่ชาร์จ)

3. TRICKLE CHARGE จะทำให้มั่นใจเสมอว่าถ่านเต็มเสมอ

2.3 ข้อแนะนำ

1. ถ้าใส่ถ่านเข้ากับเครื่องชาร์จแล้ว ไฟสีเขียวไม่ติด

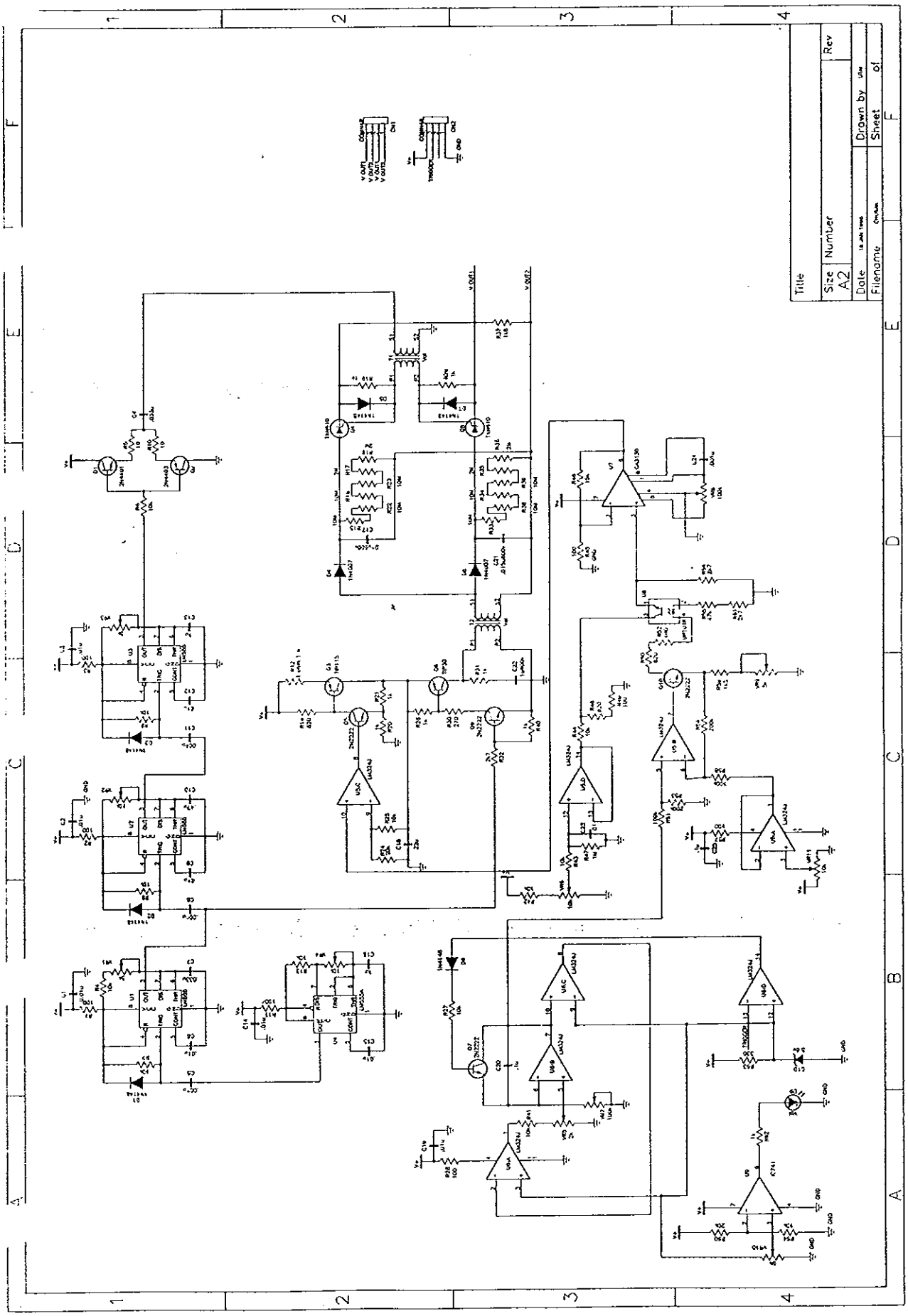
1.1 ตรวจสอบปลั๊ก 220 V ว่าแน่นหรือไม่

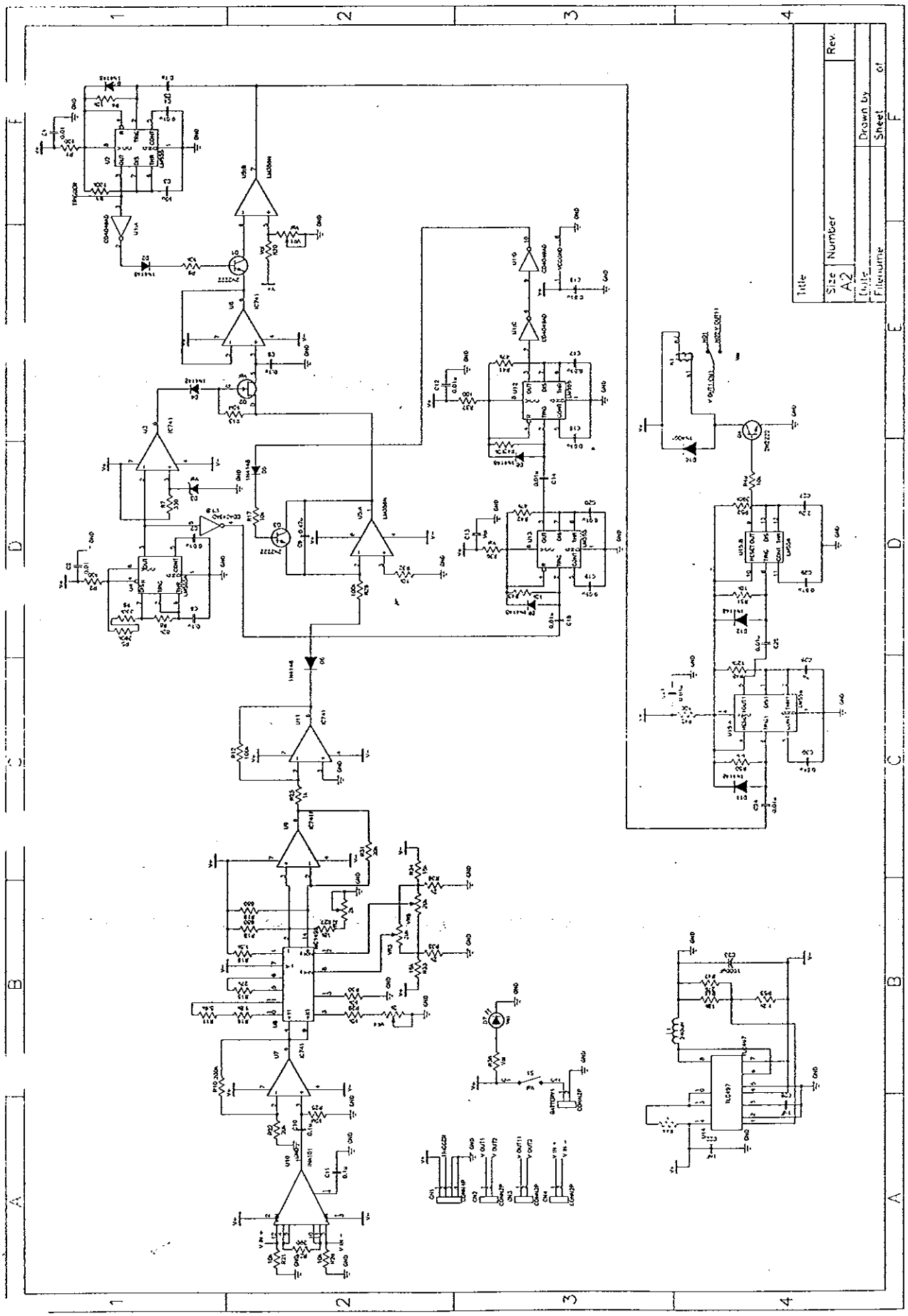
1.2 ตรวจสอบว่าใส่ถ่านถูกต้องหรือไม่

2. เมื่อกดปุ่มสีแดง ไฟสีแดงติดแล้วเปลี่ยนเป็นสีเขียว แสดงว่าถ่านได้รับการประจุเต็มที่แล้ว

3. ไม่ควรนำถ่านที่ชาร์จช้าได้อย่างเดียว มาชาร์จระบบชาร์จเร็ว ซึ่งอาจทำให้ถ่านเสื่อมเร็วขึ้น

ภาคผนวก ข.
แผนภาพวงจรของระบบ


Title
Size A2
Number
Rev
Date
Drawn by
Sheet of
Filename


Title
Size
A2
Number
Rev.
Drawn by
Sheet
of
File:
Filename:

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ นายพรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์

วัน เดือน ปีเกิด 8 พฤศจิกายน 2513

วุฒิการศึกษา

วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2536

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนการศึกษาสำหรับนักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษาที่มีผลการเรียนดีเด่น ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ตำแหน่งและสถานที่ทำงาน

อาจารย์ 3 ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์