



# รายงานฉบับสมบูรณ์

## โครงการวิจัยเรื่อง

ออกแบบและสร้างต้นแบบเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้าชนิดใช้สารกึ่งตัวนำ  
เพื่อใช้ในการผ่าตัดทั่วไป

Design and Construction the Prototype of Semiconductor

Electrosurgical Unit for General Purpose

ผู้วิจัย

ผศ.บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา

<b>Order Key</b> .....	20258
<b>BIB Key</b> .....	160721

ชื่อ

เลขหมู่.....	TK 4035.58 1172	2540 น.1
เลขทะเบียน.....	- 2 ก.ก. 2542	

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

2540

## บทคัดย่อ

โครงการนี้ เป็นการศึกษา ออกแบบ และสร้างต้นแบบเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้า ซึ่งจะใช้สำหรับการผ่าตัดเล็ก โดยใช้อุปกรณ์สารกึ่งตัวนำ ประกอบด้วยส่วนสำคัญ 5 ส่วนได้แก่ ส่วนของ วงจร Control Oscillator ซึ่งใช้ในการสร้างสัญญาณ 5 รูปแบบ ที่ใช้ในการผ่าตัดหรือห้ามเลือด , ส่วนของวงจร Switching Power Supply และ Driver ซึ่งใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังให้กับเครื่องมือ, ส่วนของวงจร Selector Switch and Indicator ทั้งสองส่วนนี้จะอยู่ร่วมกันทำหน้าที่ในการเลือกรูปแบบสัญญาณและแสดงสถานะการทำงานของเครื่อง และส่วน Output ซึ่งประกอบด้วย หม้อแปลงแรงดันสูง , Active Electrode และ Return Electrode และส่วนของวงจร Return Electrode Monitor ( REM )ซึ่งเป็นวงจรตรวจสอบผิวสัมผัสระหว่างคนไข้กับ Return Electrode โดยใช้หลักการวัด Impedance และวงจรสร้างสัญญาณเตือนทั้งแสงและเสียง

# สารบัญ

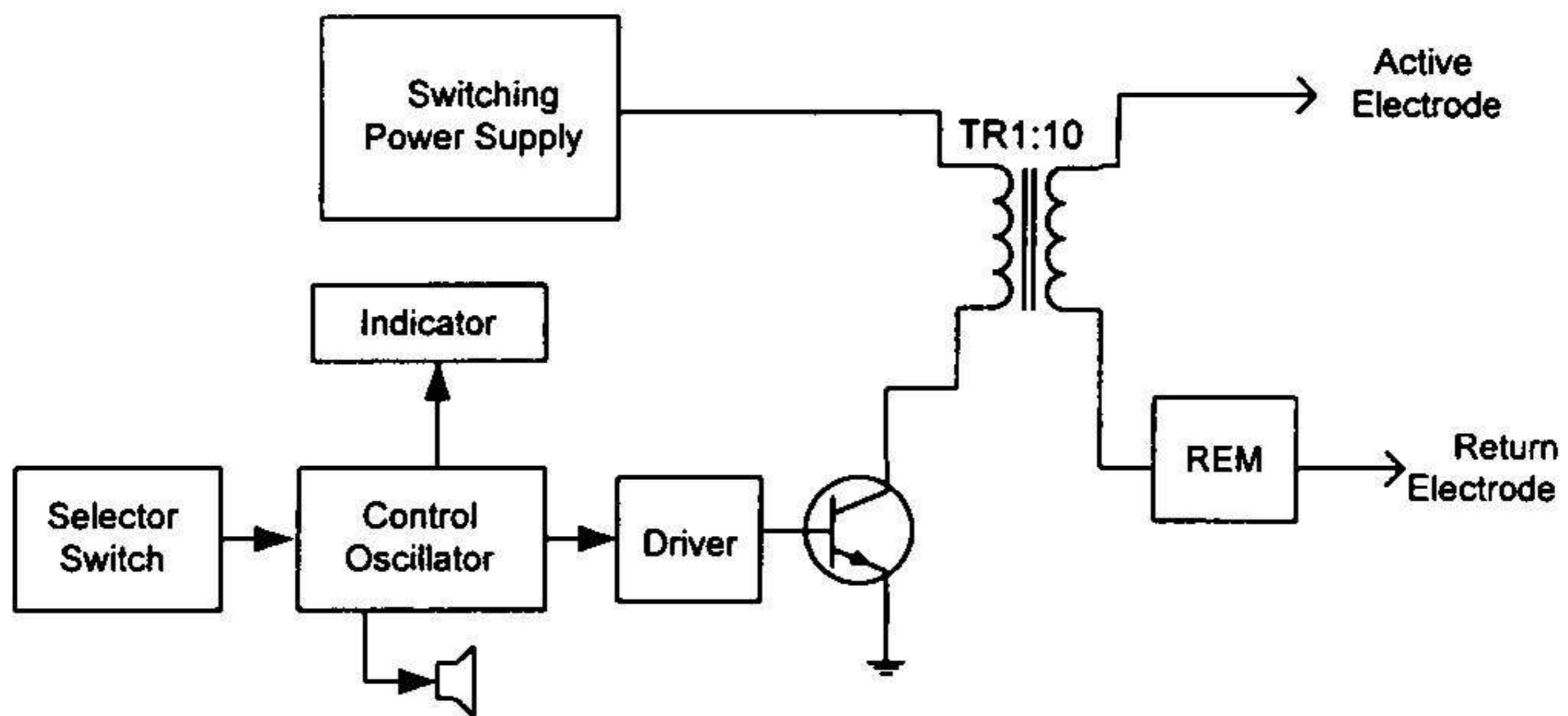
บทที่ 1	1
โครงสร้างของเครื่องคัดแยกกรรมไฟฟ้า	1
1. ส่วนของวงจร Control Oscillator	1
1.1 ลักษณะของรูปคลื่นที่ต้องการ	1
1.2 การออกแบบและสร้างวงจร Control Oscillator	4
บทที่ 2	7
2. วงจร Indicator and Selector Switch	7
2.1 หน้าที่ของวงจร Selector Switch	7
2.2 การออกแบบและสร้างวงจร Selector Switch	7
2.3 หน้าที่ของวงจร Indicator	9
2.4 การออกแบบและสร้างวงจร Indicator	9
บทที่ 3	14
3. ส่วนของวงจร Switching power supply	14
3.1 หน้าที่ของวงจร Switching power supply	14
3.2 การออกแบบและสร้างวงจร Switching power supply	14
บทที่ 4	25
4. วงจร Driver และ Output	25
4.1 หน้าที่ของวงจร Driver และ Output	25
4.2 การออกแบบและสร้างวงจร Driver และ Output	25
บทที่ 5	28
5 วงจร Return electrode monitor	28
5.1 หน้าที่ของวงจร Return Electrode Monitor ( REM )	28
5.2. การออกแบบและสร้าง	29
5.3 วงจรกำเนิดความถี่เสียง	33
บทที่ 6	35
การทดสอบที่ 1.	35
การทดสอบที่ 2.	36
การทดสอบที่ 3.	37

การทดสอบที่ 4.	37
สรุปผลวิเคราะห์วิจารณ์	41
เอกสารอ้างอิง	42

# บทที่ 1

โครงสร้างของเครื่องคัดแยกไฟฟ้าประกอบด้วยวงจรส่วนต่างๆ 5 ส่วน คือ

1. วงจร Control Oscillator
2. วงจร Indicator และ Selector switch
3. วงจร Switching Power Supply
4. วงจร Driver
5. วงจร Return Electrode Monitor



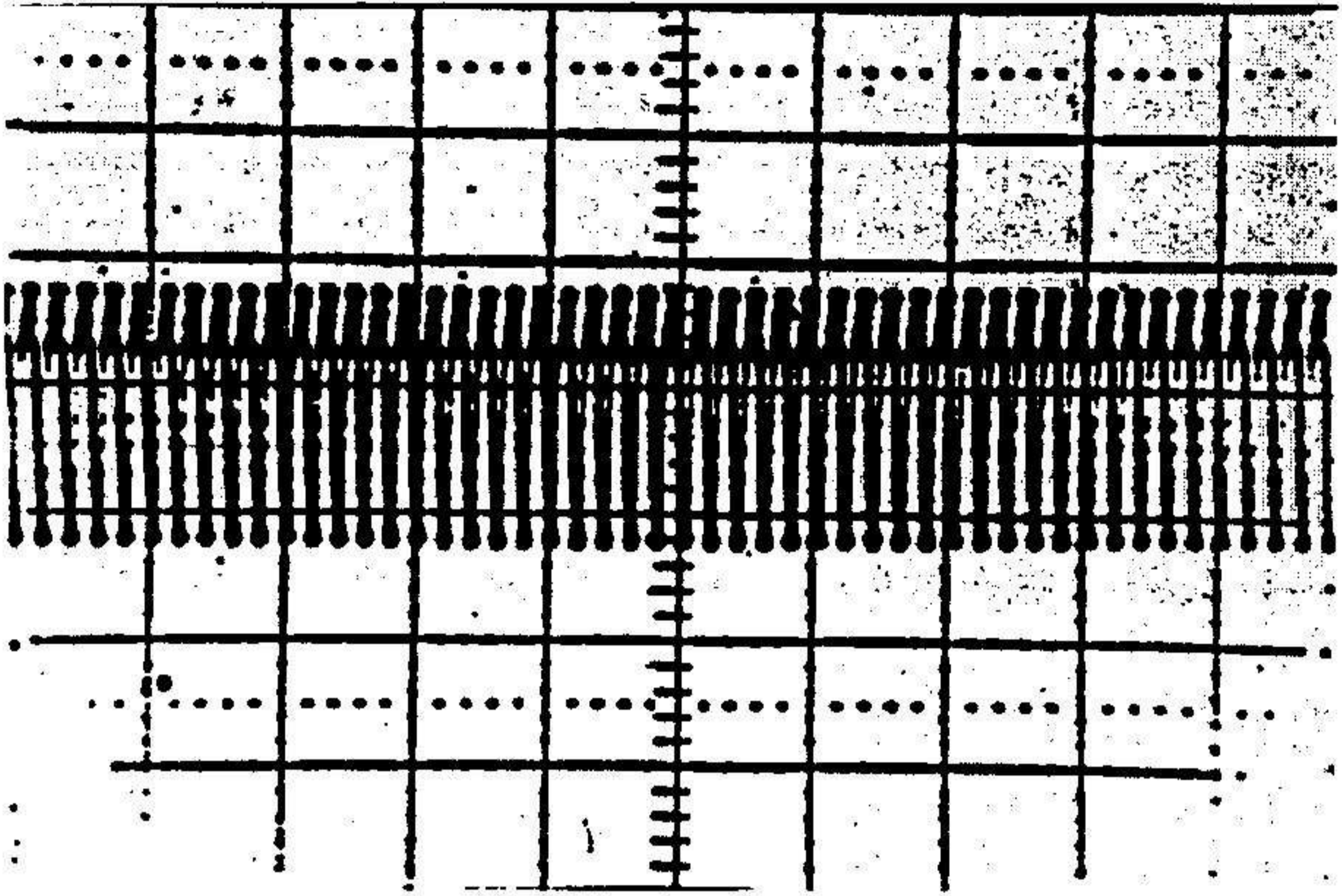
รูปที่ 1.1 แสดงโครงสร้างของเครื่องคัดแยกไฟฟ้า

## 1. ส่วนของวงจร Control Oscillator

### 1.1 ลักษณะของรูปคลื่นที่ต้องการ

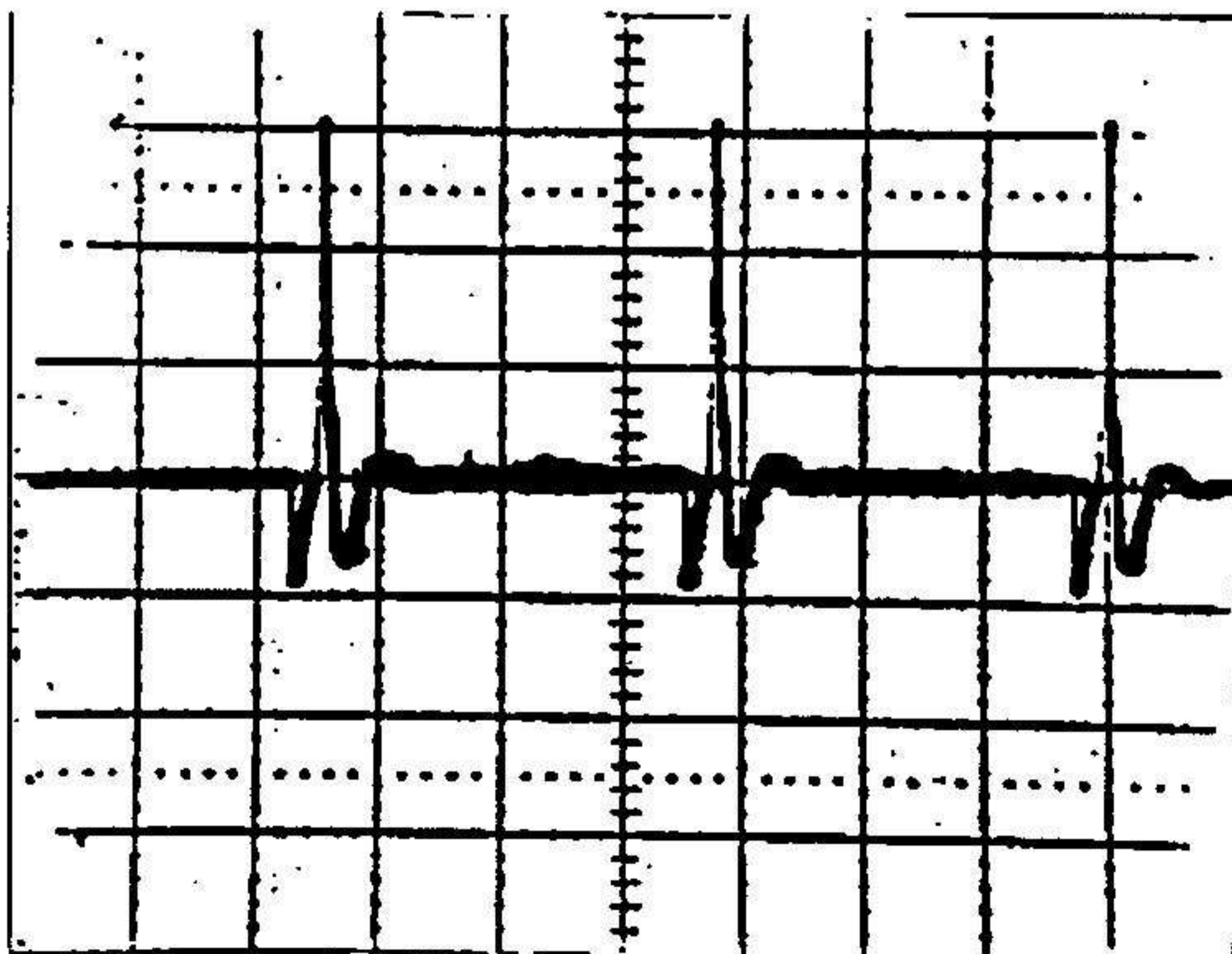
การทำงานของเครื่องคัดแยกไฟฟ้าในโหมดต่างๆกันคือ CUT, COAG, BLEND1, BLEND2, BLEND3 นั้น เราแบ่งจากความแตกต่างของรูปคลื่นสัญญาณของแต่ละโหมดการทำงาน ซึ่งรูปคลื่นต่างๆ ที่แตกต่างกันนั้นทำได้โดยการสร้างสัญญาณความถี่ 500 kHz มาจัดรูปคลื่นให้เหมาะสมกับโหมดต่างๆ

1.1.1 สัญญาณ CUT ( Pure cut ) เป็นสัญญาณที่มีความถี่ประมาณ 500 kHz. ตลอดการทำงาน ใช้ในการผ่าตัดเพียงอย่างเดียว ( ไม่มีการห้ามเลือด ) แผลผ่าตัดจากสัญญาณนี้จะมีลักษณะเรียบและลึก



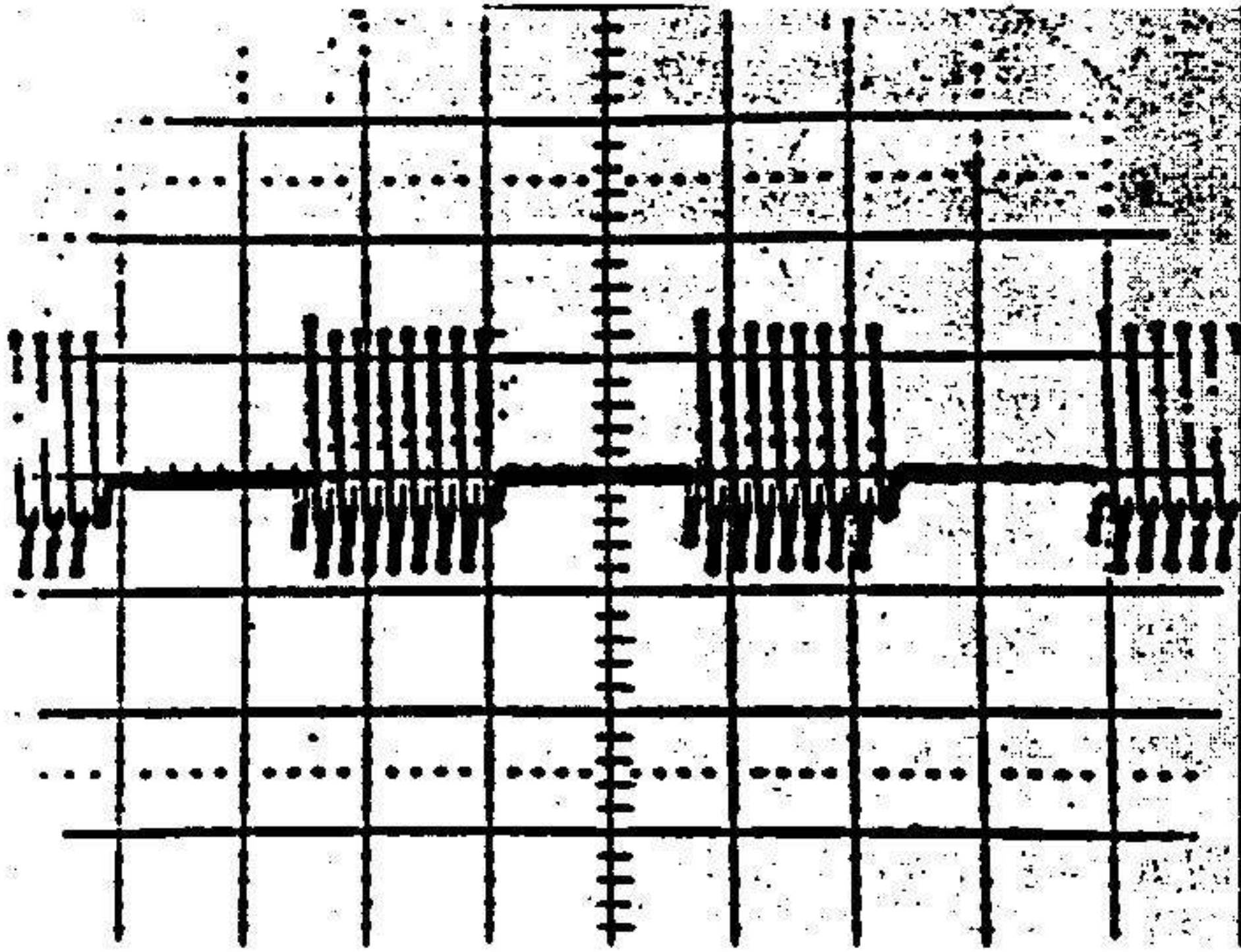
รูปที่ 1.2 แสดงสัญญาณ PURE CUT

1.1.2 สัญญาณ COAG เป็นสัญญาณที่มีลักษณะเป็น Pulse ที่มีศักดาไฟฟ้าสูงกว่าศักดาไฟฟ้าของสัญญาณ Pure cut และสัญญาณอื่นๆ เนื่องจากสัญญาณในโหมดนี้ใช้ในการห้ามเลือดแผลในบริเวณแผลที่ผ่าตัดเพียงอย่างเดียว



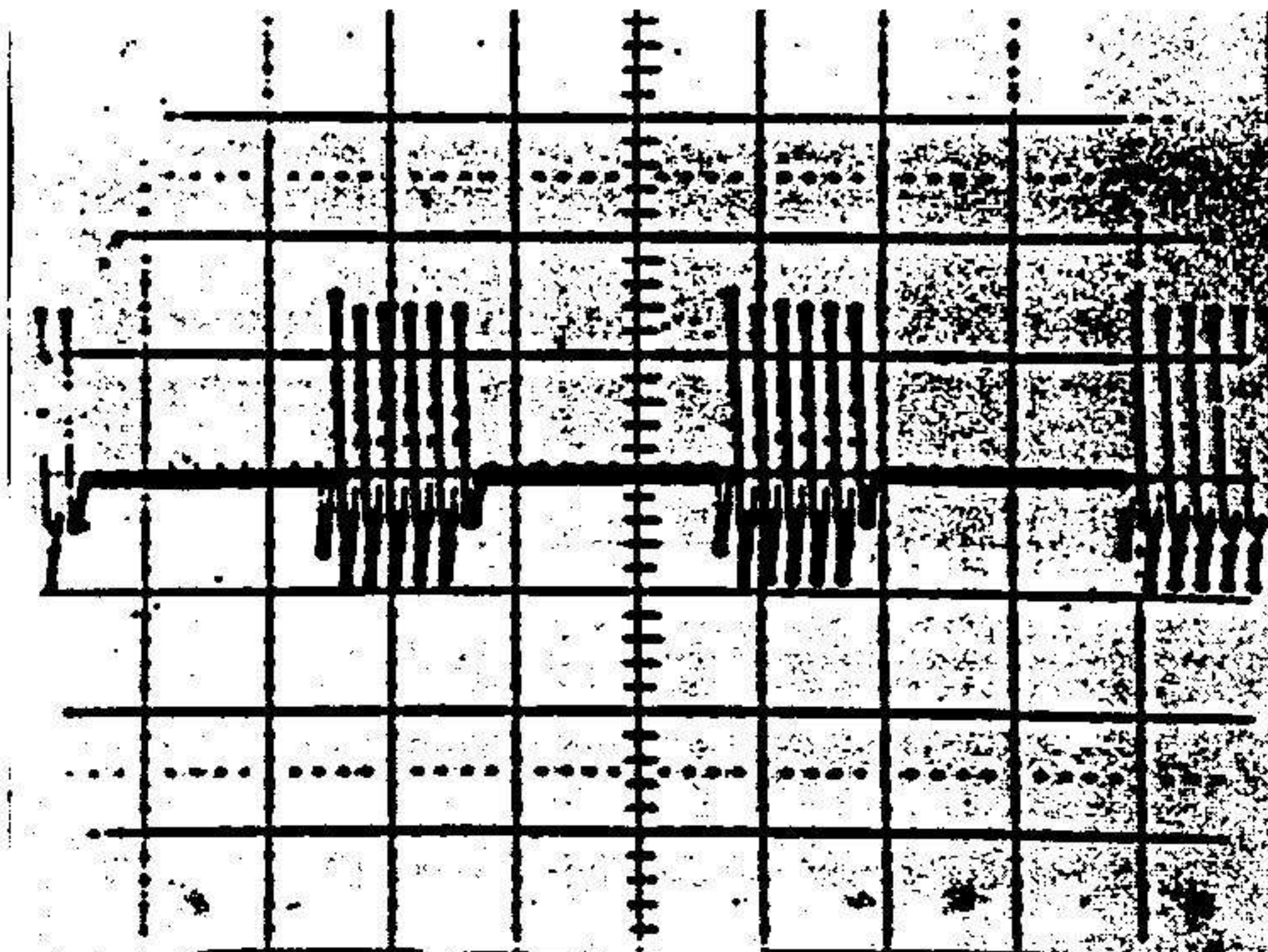
รูปที่ 1.3 แสดงสัญญาณ COAG

1.1.3 สัญญาณ CUT ( Blend 1 ) เป็นสัญญาณที่มีความถี่ประมาณ 500 kHz.แต่มีช่วงเวลาการทำงานเป็น 50% คือมีช่วงการผ่าตัด 50%และช่วงหยุดจ่ายสัญญาณ 50%



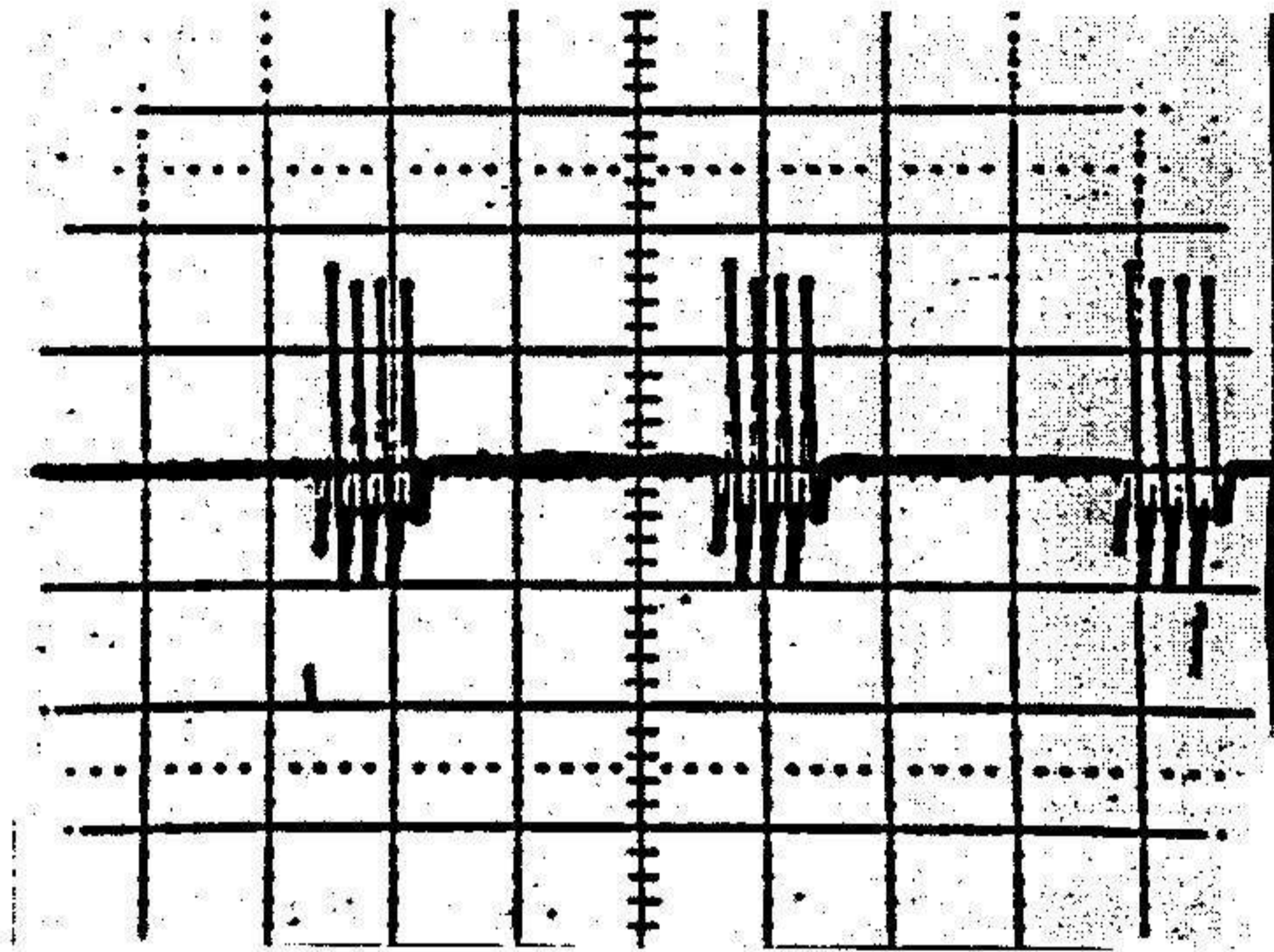
รูปที่ 1.4 แสดงสัญญาณ BLEN1

1.1.4 สัญญาณ CUT ( Blend 2 ) เป็นสัญญาณลักษณะเดียวกับสัญญาณ Blend 1 แต่มีช่วงเวลาในการทำงานเป็น 37.5% คือมีช่วงการผ่าตัด 37.5% และช่วงหยุดจ่ายสัญญาณ 62.5%



รูปที่ 1.5 แสดงสัญญาณ BLEN2

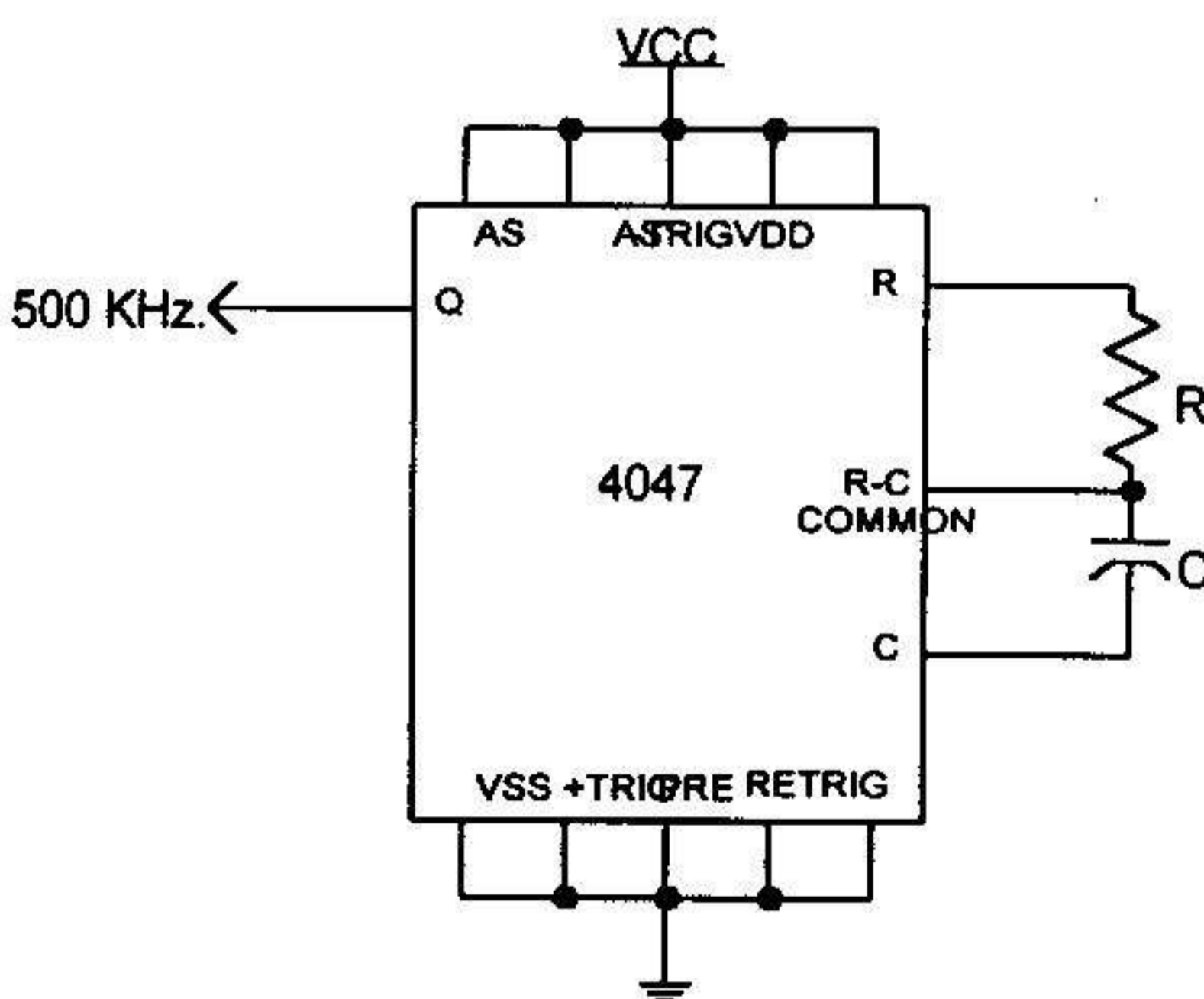
1.1.5 สัญญาณ CUT ( Blend 3 ) เป็นสัญญาณลักษณะเดียวกับสัญญาณ Blend 1 และ Blend 2 แต่มีช่วงเวลาในการทำงานเป็น 25% คือมีช่วงการผ่าตัด 25% และช่วงหยุดจ่ายสัญญาณ 75%



รูปที่ 1.6 แสดงสัญญาณ BLEND3

## 1.2 การออกแบบและสร้างวงจร Control Oscillator

1.2.1 วงจรสร้างสัญญาณ 500 kHz. ใช้ IC4047 ต่อเป็นวงจร ดังรูป โดยใช้ R และ C เป็นตัวกำหนดความถี่ที่ต้องการ สัญญาณ 500 kHz.นี้ เป็นสัญญาณ CUT ( Pure cut )



รูปที่ 1.7 แสดงวงจรสร้างสัญญาณ 500 kHz. โดยใช้ IC4047

1.2.2 วงจรสร้างสัญญาณ COAG จะนำสัญญาณ 500 kHz.มาผ่าน JK Flip-Flop ที่ทำงานในโหมด Toggle เพื่อให้ได้สัญญาณหารสอง หารสี่ หารแปด และหาร

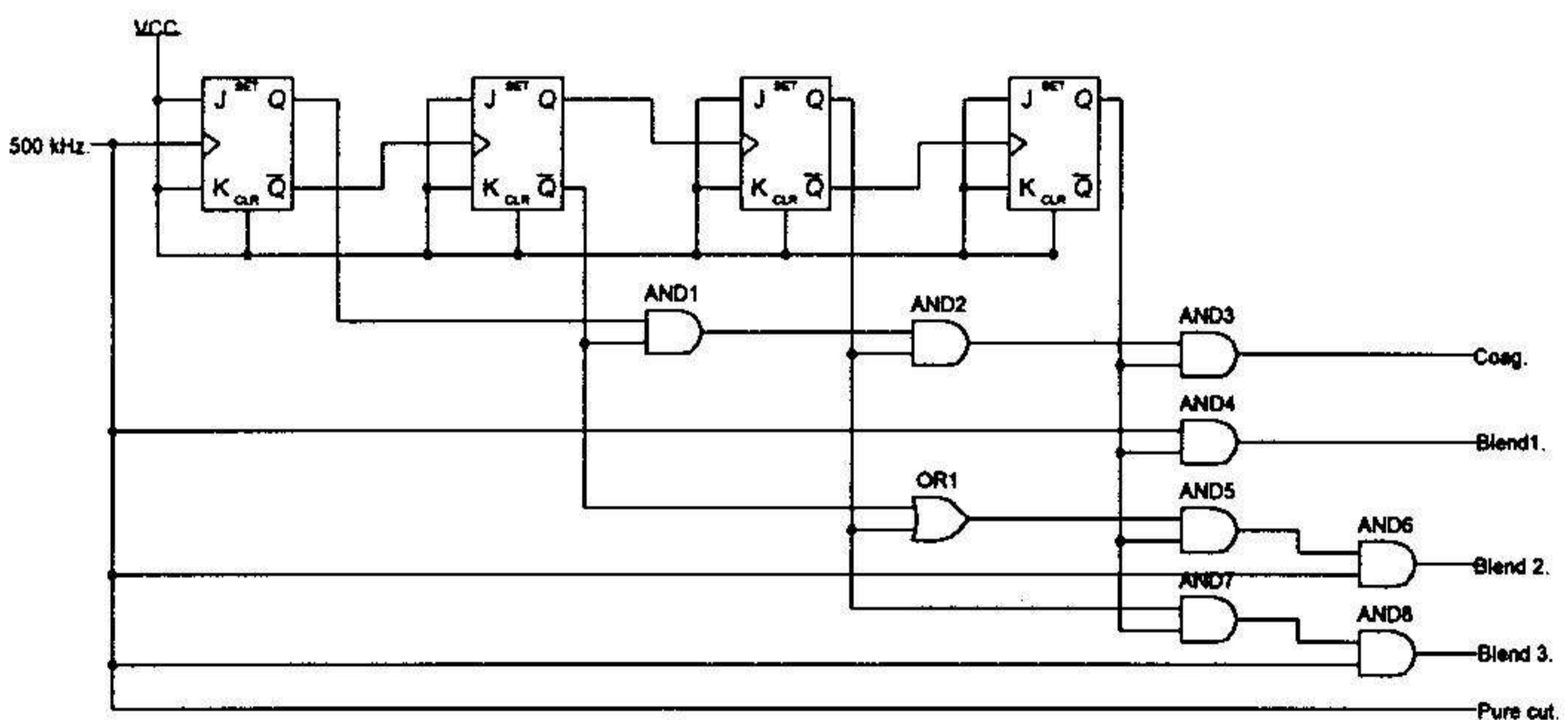


ลืบทก ตามลำดับ แล้วนำสัญญาณหารสองมา AND กับ สัญญาณหารสี่ หารแปด และหารสิบหกตามลำดับ ดังวงจร ก็จะได้สัญญาณ OUTPUT ออกมาเป็นสัญญาณ COAG

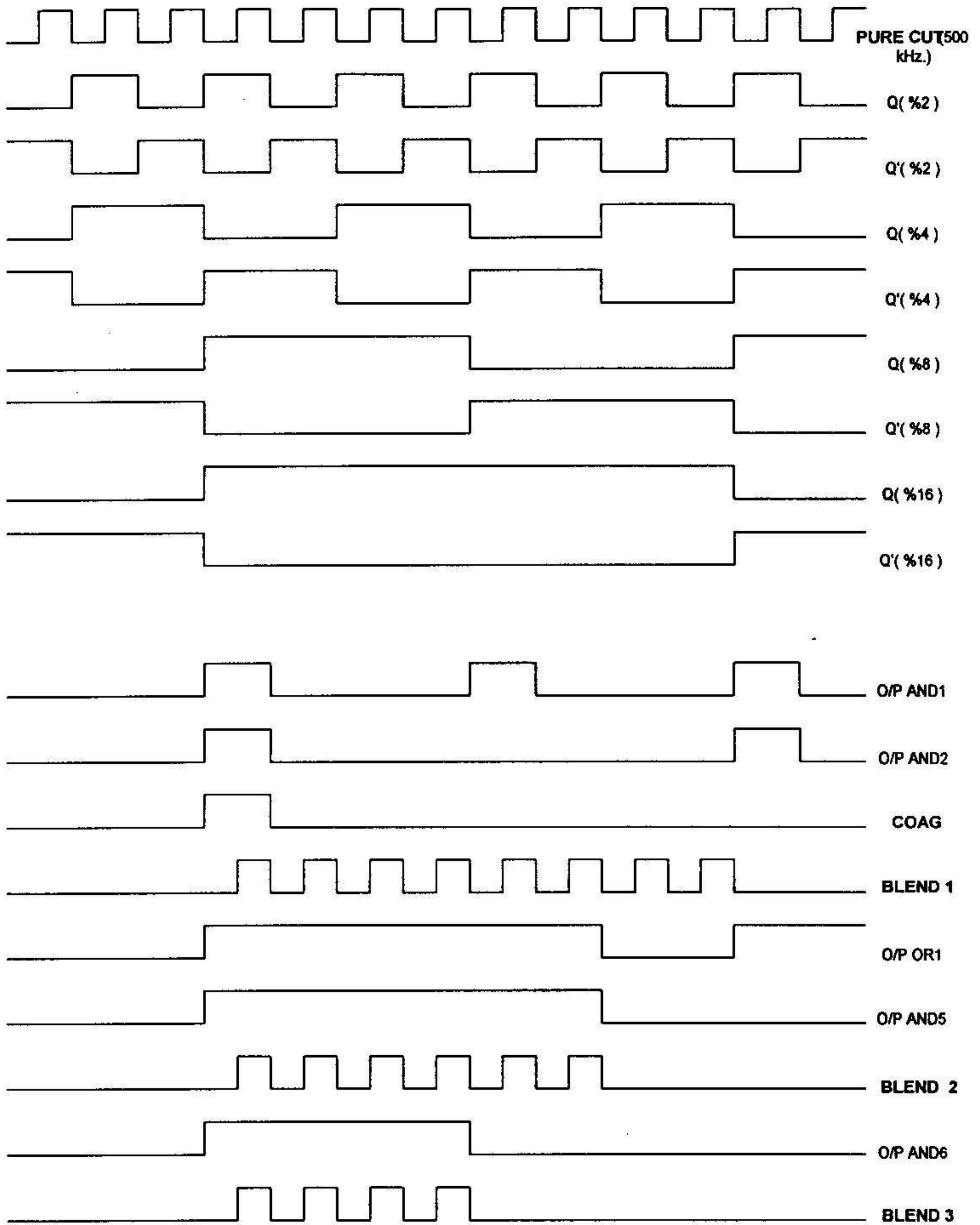
1.2.3 วงจรสร้างสัญญาณ CUT ( Blend 1 ) จะนำสัญญาณ 500 kHz.มา AND กับสัญญาณหารสิบหก ดังวงจร ก็จะได้สัญญาณ OUTPUT ออกมาเป็นสัญญาณ Blend 1

1.2.4 วงจรสร้างสัญญาณ CUT ( Blend 2 ) จะนำสัญญาณหารสี่และหารแปดมา OR กัน แล้วนำ OUTPUTมา AND สัญญาณหารสิบหก แล้ว นำ OUTPUT มา AND กับสัญญาณ 500 kHz. ดังวงจร ก็จะได้สัญญาณ OUTPUT ออกมาเป็นสัญญาณ Blend 2

1.2.5 วงจรสร้างสัญญาณ CUT ( Blend 3 ) จะนำสัญญาณหารแปดมา AND กับสัญญาณหารสิบหก แล้วนำ OUTPUT มา AND กับสัญญาณ 500 kHz. ดังวงจร ก็จะได้สัญญาณ OUTPUT ออกมาเป็นสัญญาณ Blend 3



รูปที่ 1.8 แสดงส่วนของวงจร Control Oscillator ที่ได้ออกแบบแล้ว



รูปที่ 1.9 แสดงสัญญาณต่างๆของวงจร Control Oscillator

## บทที่ 2

### 2. วงจร Indicator and Selector Switch

#### 2.1 หน้าทีของวงจร Selector Switch

ทำหน้าที่เลือกสถานะการทำงานของเครื่อง และต้องมีความสัมพันธ์กับส่วนที่แสดงสถานะการทำงาน ( Indicator ) ของเครื่องด้วย

#### 2.2 การออกแบบและสร้างวงจร Selector Switch

##### 2.2.1 วงจรสวิตช์เลือกรูปแบบสัญญาณ

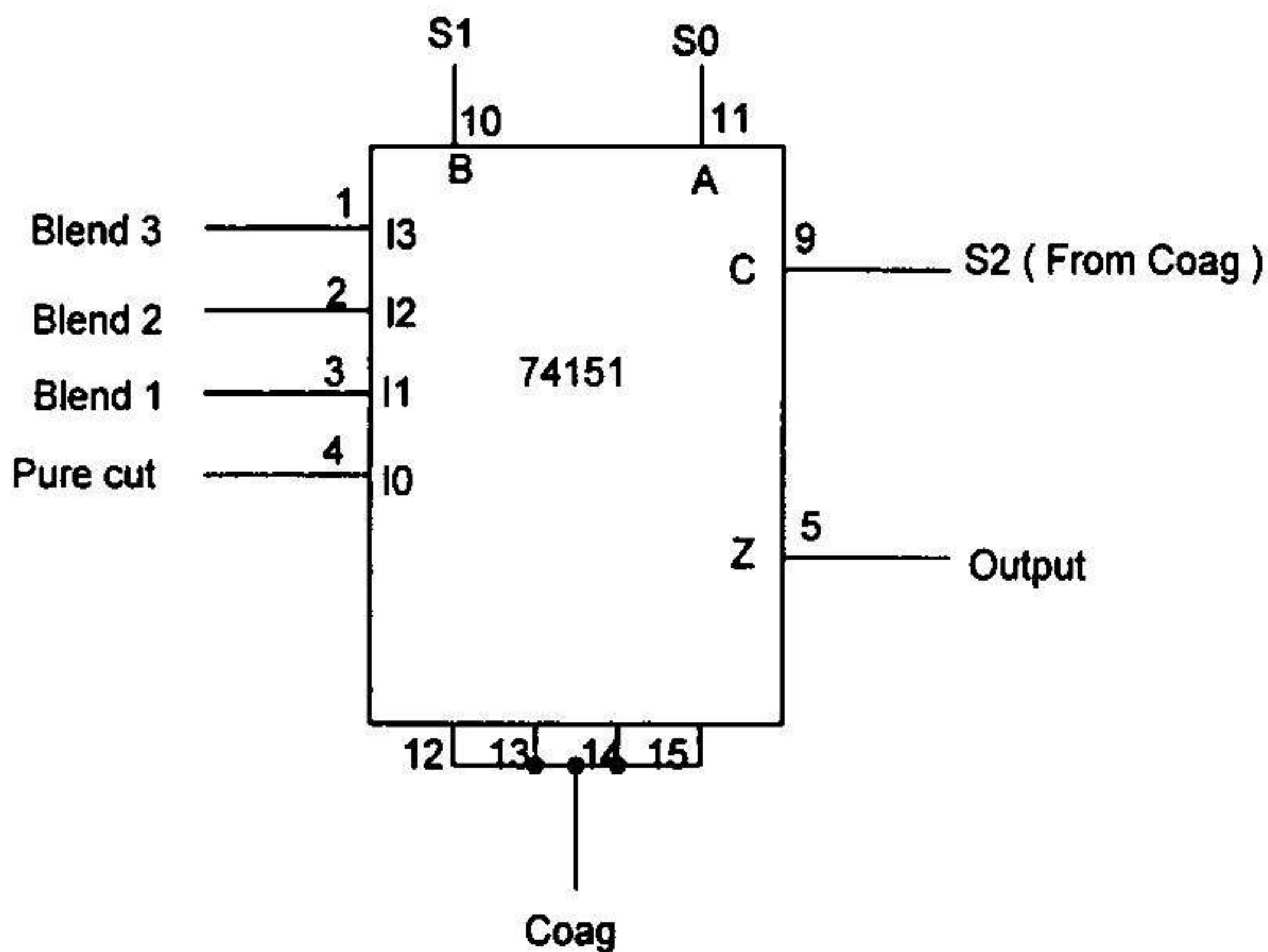
ใช้ IC 4528 เป็นวงจร Monostable Multivibrator สร้างสัญญาณ Clock ทุกครั้งที่มีการกดสวิตช์ ซึ่งทุกครั้งที่มีการกดสวิตช์ จะส่งผลให้แรงดันที่ขา 5 ของ IC 4528 มีสถานะเป็น LOW

##### 2.2.2 วงจรนับ

ใช้ IC 4163 เป็นวงจรมับทำหน้าที่นับจำนวน Clock ที่ถูกส่งมาจากขา 6 ของ IC 4528 ได้ Output เป็นสัญญาณหารสองและหารสี่ ซึ่งจะถูกส่งต่อไปยังวงจร Multiplex ต่อไป

##### 2.2.3 วงจร Multiplex

ใช้ IC 74151 แทนส่วนของวงจร Multiplex 8 ช่องสัญญาณ ทำหน้าที่เลือกสัญญาณจาก Input ทั้ง 5 สัญญาณ คือ CUT ( Pure cut ) , COAG , Blend 1 , Blend 2 และ Blend 3 ให้ออกเป็นสัญญาณ Output ที่ขา 5 ของ IC 74151 เพียงหนึ่งสัญญาณเท่านั้น



รูปที่ 2.1 แสดง ขาของ IC 74151 ที่ใช้ต่อในวงจร

### 2.2.4 การทำงานของ IC 74151

วงจร Multiplex โดยทั่วไปจะอาศัยสัญญาณเลือก 3 สัญญาณ ซึ่ง IC 74151 มีขาที่เป็น input ของสัญญาณเลือกทั้ง 3 สัญญาณ คือขา 9 , 10 และ 11 ซึ่งสัญญาณที่เข้าเป็น input ที่ขา 10 และ 11 นั้นจะเป็นสัญญาณหารสองและหารสี่ตามลำดับ ส่วนสัญญาณอีกหนึ่งสัญญาณที่ขา 9 นั้นเป็น input ที่ได้จากสวิตช์ COAG ส่วน output ของ IC 74151 นั้นจะออกที่ขา 5

ตารางการทำงานของ IC 74151 แสดงดังนี้

S1	S2	S3	O/P
0	0	0	Pure cut
0	0	1	Blend1
0	1	0	Blend2
0	1	1	Blend3
1	0	0	COAG
1	0	1	COAG
1	1	0	COAG
1	1	1	COAG

สัญญาณ Input ของ ทั้ง 5 สัญญาณที่ต่อเข้ากับ IC 74151 สามารถอธิบายได้ดังนี้

สัญญาณ Pure cut เข้าที่ขา 4 ของ IC 74151

สัญญาณ COAG เข้าที่ขา 12,13,14,15 ของ IC 74151

สัญญาณ Blend 1 เข้าที่ขา 3 ของ IC 74151

สัญญาณ Blend 2 เข้าที่ขา 2 ของ IC 74151

สัญญาณ Blend 3 เข้าที่ขา 1 ของ IC 74151

จากตารางสามารถอธิบายการทำงานได้ดังนี้

เมื่อสัญญาณเลือก S2,S1,S0 มีค่าเป็น 0,0,0 แล้ว IC 74151 จะทำการเลือกสัญญาณ Output จาก Input ที่ขา 4 ซึ่งเป็นสัญญาณ Pure cut

เมื่อสัญญาณเลือก S2,S1,S0 มีค่าเป็น 0,0,1 แล้ว IC 74151 จะทำการเลือกสัญญาณ Output จาก Input ที่ขา 3 ซึ่งเป็นสัญญาณ Blend 1

เมื่อสัญญาณเลือก S2,S1,S0 มีค่าเป็น 0,1,0 แล้ว IC 74151 จะทำการเลือกสัญญาณ Output จาก Input ที่ขา 2 ซึ่งเป็นสัญญาณ Blend 2

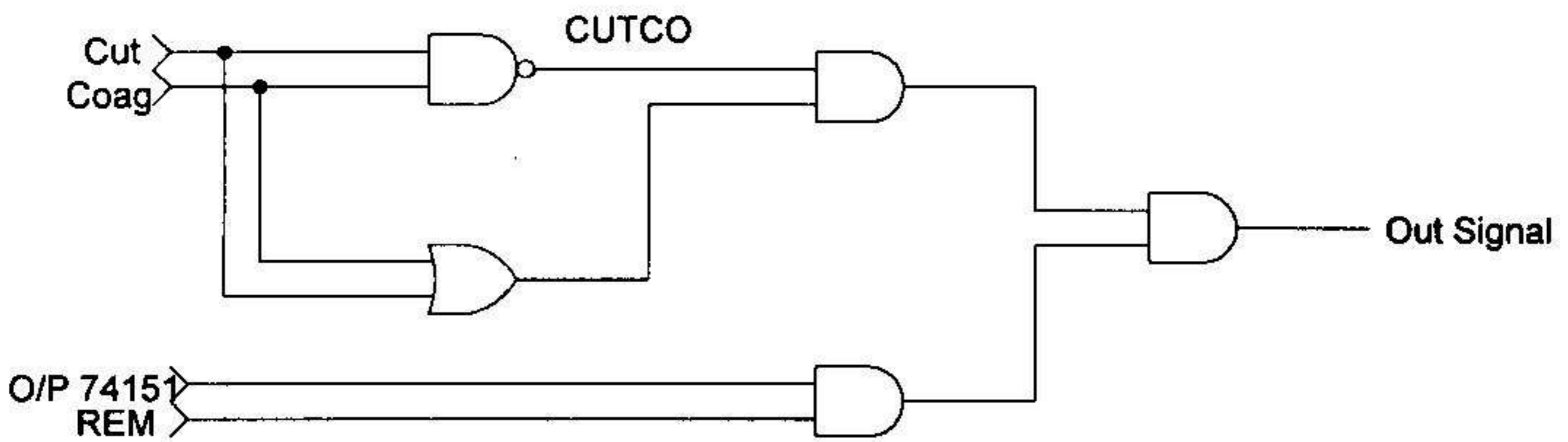
เมื่อสัญญาณเลือก S2,S1,S0 มีค่าเป็น 0,1,1 แล้ว IC 74151 จะทำการเลือกสัญญาณ Output จาก Input ที่ขา 1 ซึ่งเป็นสัญญาณ Blend 3

และเมื่อสัญญาณเลือก S2 มีค่าเป็น 1 แล้ว IC 74151 จะทำการเลือกสัญญาณ Output จาก Input ที่ขา 12,13,14 และ 15 ซึ่งเป็นสัญญาณ COAG

2.2.5 วงจร Gate ต่างๆ

2.2.5.1 NAND Gate ทำหน้าที่ป้องกันความผิดพลาดที่เกิดขึ้นเมื่อกด สวิตช์ CUT และ COAG พร้อมกันโดยจะไม่ให้สัญญาณ Output ออกมา

2.2.5.2 OR Gate ทำหน้าที่กันไม่ให้สัญญาณ Output ออกเมื่อไม่มีการ กดสวิตช์ใดๆ สัญญาณ Input ของ Gate ทั้งสองนี้ คือสัญญาณที่มาจากสวิตช์ CUT และ COAG สัญญาณต่างๆจะถูกนำมาผ่าน AND Gate ตัวสุดท้ายอีกครั้ง เพื่อตรวจสอบความผิดพลาดที่เกิดขึ้น ถ้าสัญญาณใดมีค่าเป็น 0 จะส่งผลให้ไม่มี Output ถูกส่งออกมา สัญญาณต่างๆที่กล่าวถึงคือ สัญญาณ Output ที่ออกจาก NAND Gate , OR Gate และ Output ที่ออกจาก IC 74151 และสัญญาณจาก REM ซึ่งสามารถแสดงการต่อวงจร Gate ได้ดังนี้



รูปที่ 2.2 แสดงวงจรในส่วนของ Gate

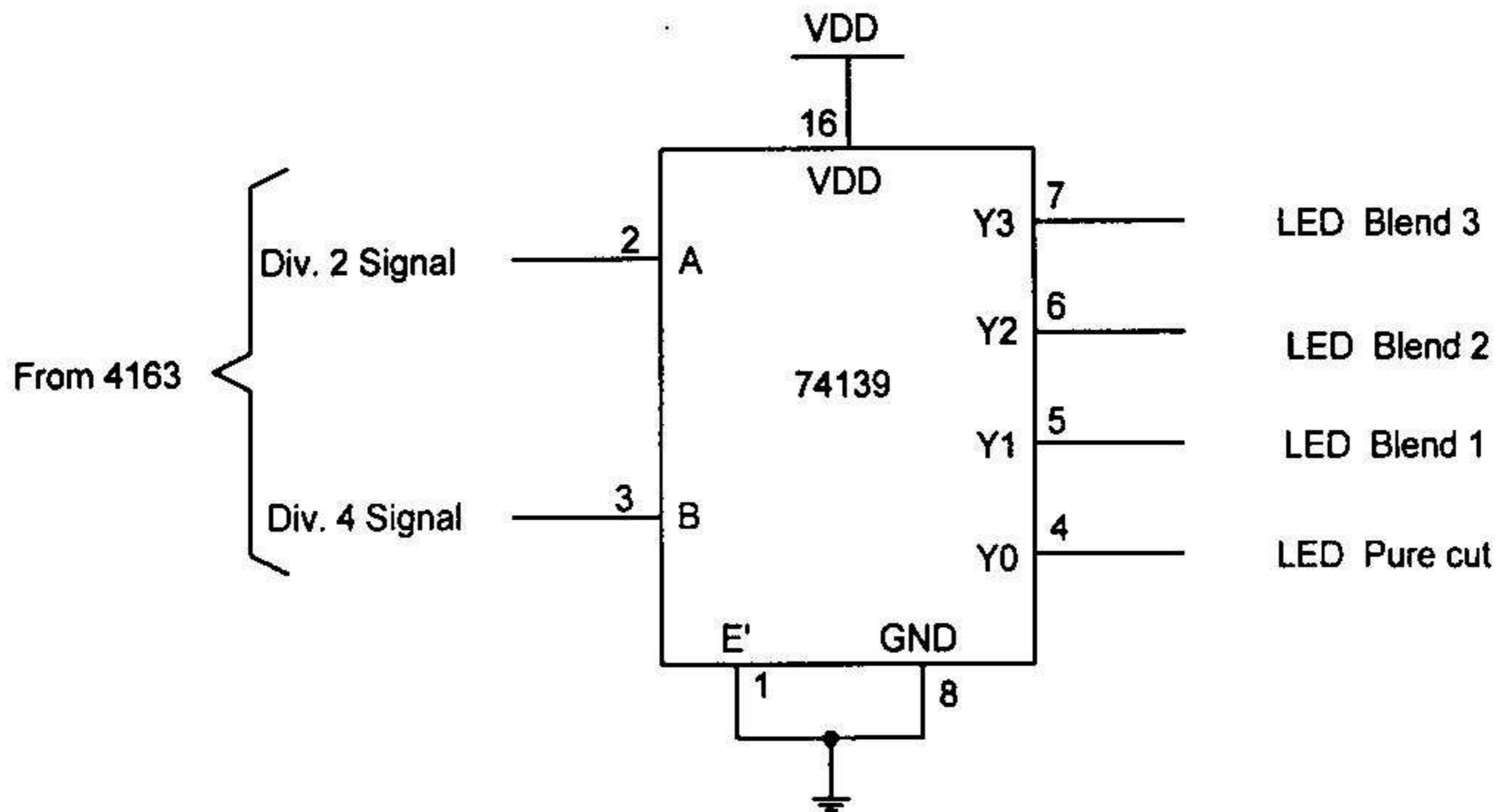
2.3 หน้าทีของวงจร Indicator ทำหน้าที่แสดงสถานะการทำงานของเครื่อง ว่ากำลังทำงานในสถานะ CUT , COAG หรือ Bend ต่างๆ

2.4 การออกแบบและสร้างวงจร Indicator

การออกแบบส่วนนี้ใช้ทฤษฎีของวงจร Demultiplex มาประยุกต์ใช้ ซึ่งหลักการทั่วไป คือการใช้ IC 74139 มาแทนในวงจร

### 2.4.1 วงจร Demultiplex

IC 74139 ทำหน้าที่เป็นวงจร Demultiplex 4 ช่องสัญญาณ ซึ่งวงจรมีเอาต์พุตสัญญาณเลือก 2 สัญญาณ และให้ Output ออกมา 4 สัญญาณ โดยที่สัญญาณเลือกทั้งสองสัญญาณนี้มาจาก IC 4163 ในส่วนของวงจร Selector Switch เข้าที่ขา 2 (สัญญาณหารสอง) และขา 3 (สัญญาณหารสี่) เป็นสัญญาณเลือก A2 และเลือก A1 ตามลำดับ ส่วนสัญญาณ Output จะออกที่ขา 4 ถึงขา 7 โดยที่แต่ละขาของ Output จะมี LED ต่อไว้เพื่อแสดงสถานะการทำงาน



รูปที่ 2.3 แสดงการต่อวงจร IC 74139

ตารางการทำงานของ IC 74139 แสดงดังนี้

A1	A2	Q'0	Q'1	Q'2	Q'3
0	0	L	H	H	H
0	1	H	L	H	H
1	0	H	H	L	H
1	1	H	H	H	L

สัญญาณ Q'0 แสดงที่ขา 4 เป็นสัญญาณ Pure cut

สัญญาณ Q'1 แสดงที่ขา 5 เป็นสัญญาณ Blend 1

สัญญาณ Q'2 แสดงที่ขา 6 เป็นสัญญาณ Blend 2

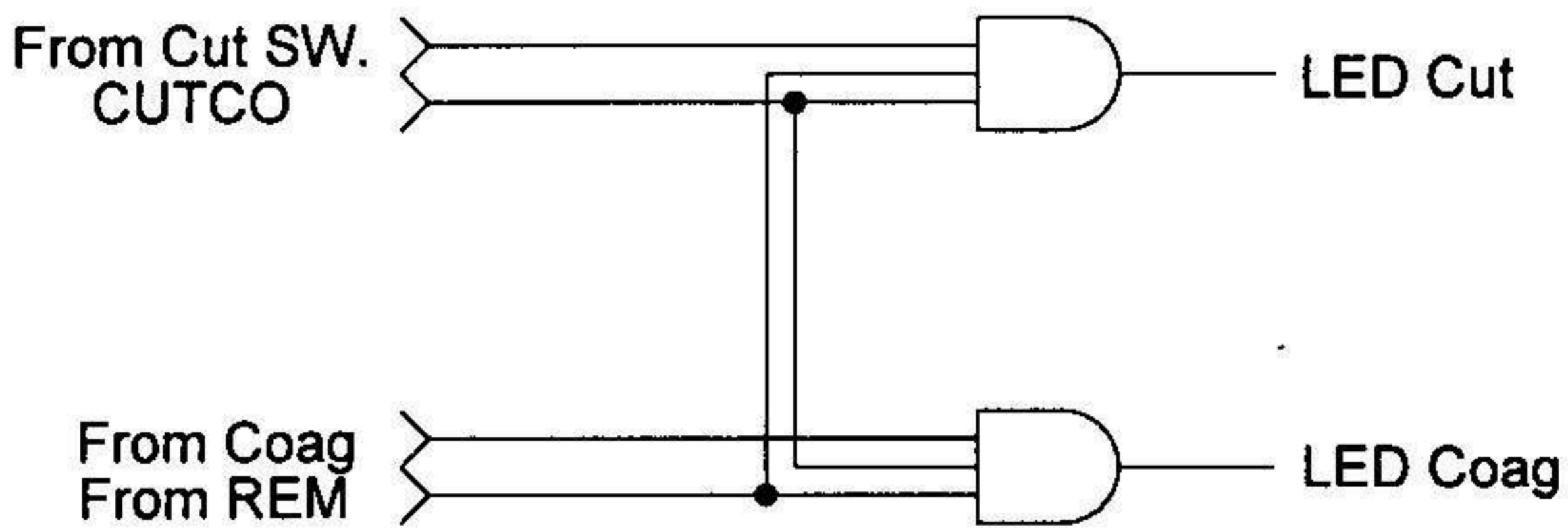
สัญญาณ Q'3 แสดงที่ขา 7 เป็นสัญญาณ Blend 3

สัญญาณที่ผ่าน Inverter แล้วจะมีการทำงานดังนี้

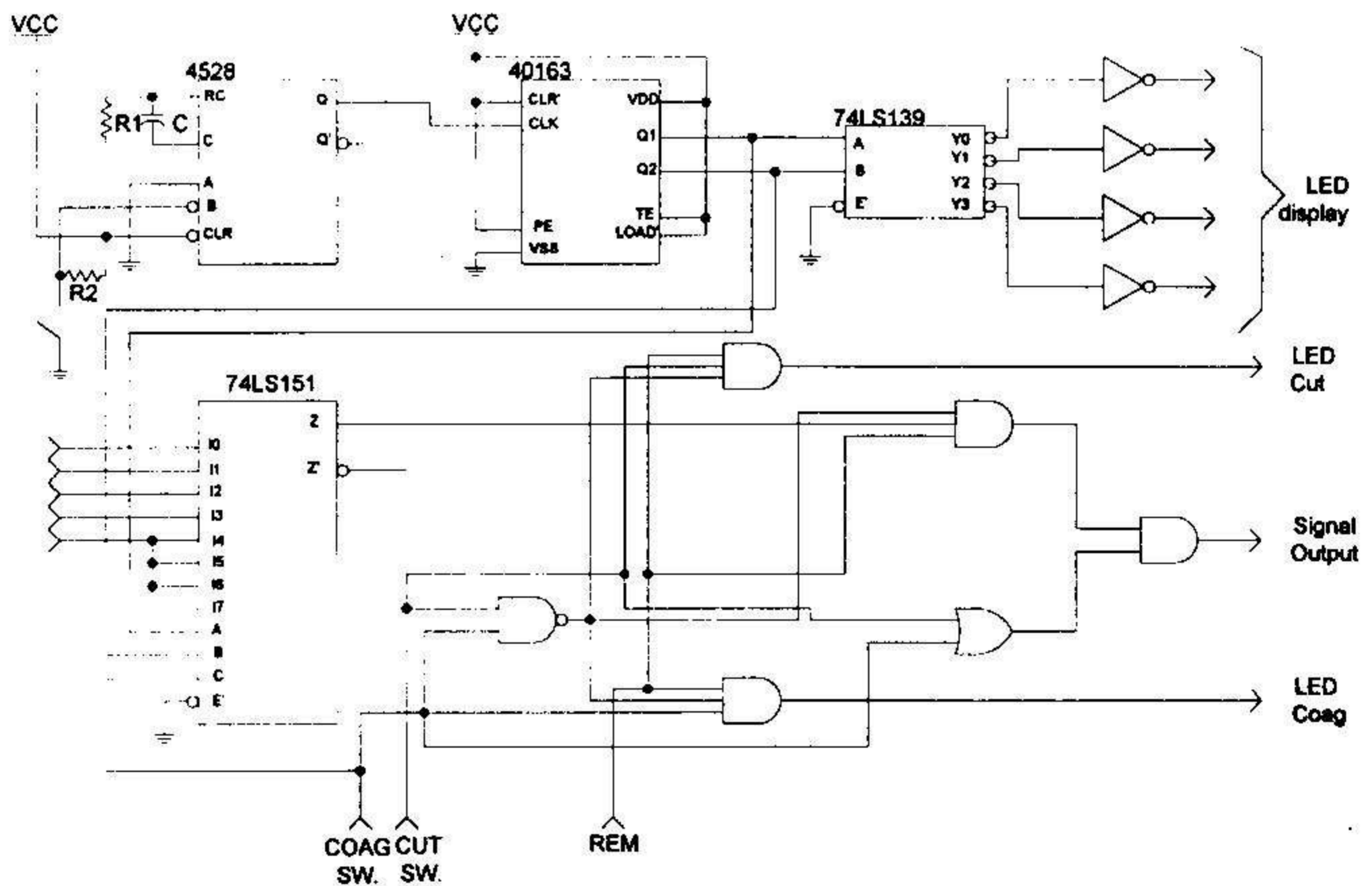
A1	A2	Q'0	Q'1	Q'2	Q'3
0	0	H	L	L	L
0	1	L	H	L	L
1	0	L	L	H	L
1	1	L	L	L	H

นอกจากนี้วงจร Indicator ยังประกอบด้วยส่วนของวงจร Gate ต่างๆอีกด้วยดังนี้

2.4.2 วงจร Gate ต่างๆ



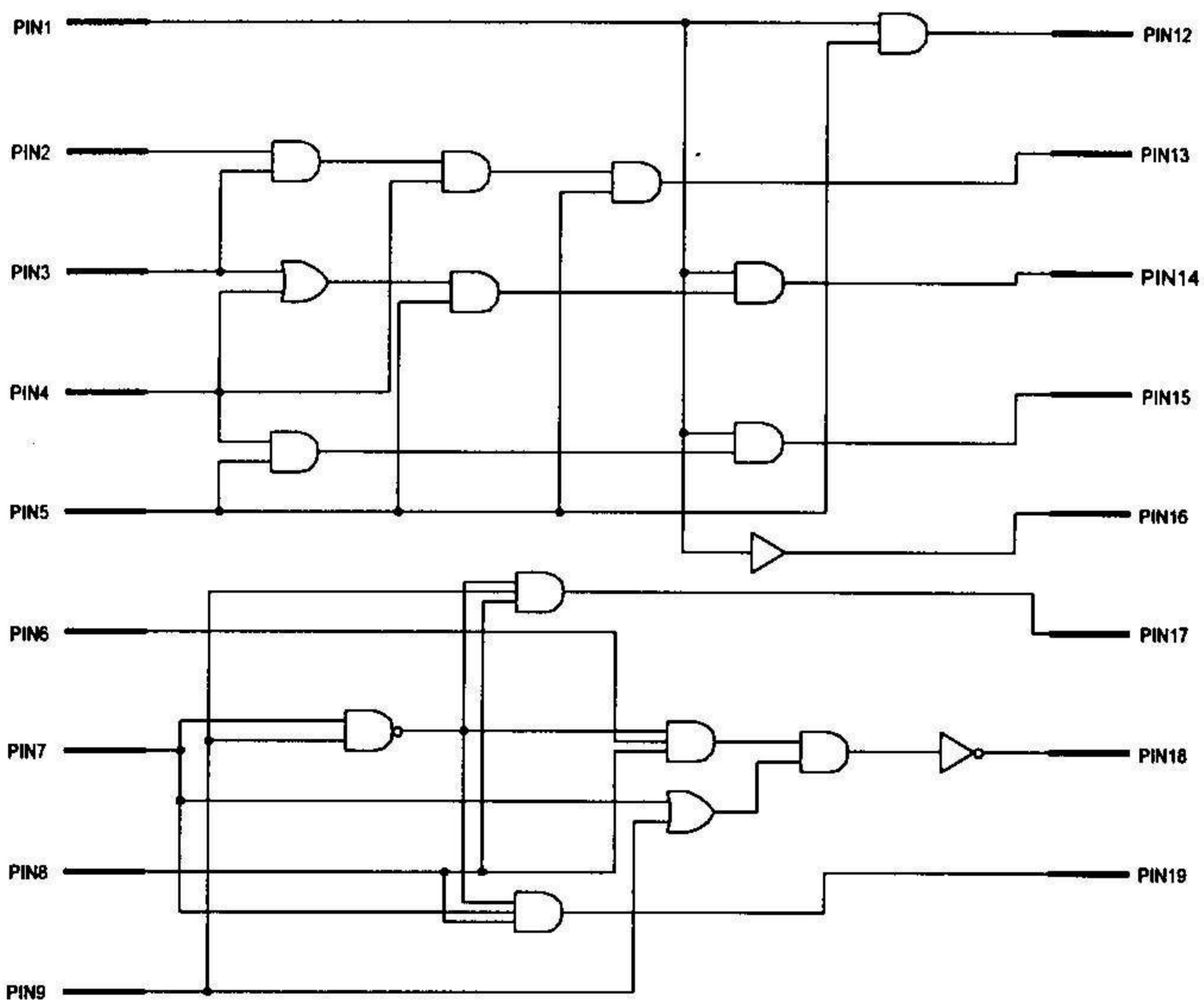
รูปที่ 2.4 แสดงการต่อวงจรในส่วนของ Gate ต่างๆ



รูปที่ 2-5 แสดงวงจรรวมในส่วนของ Indicator and Selector Switch

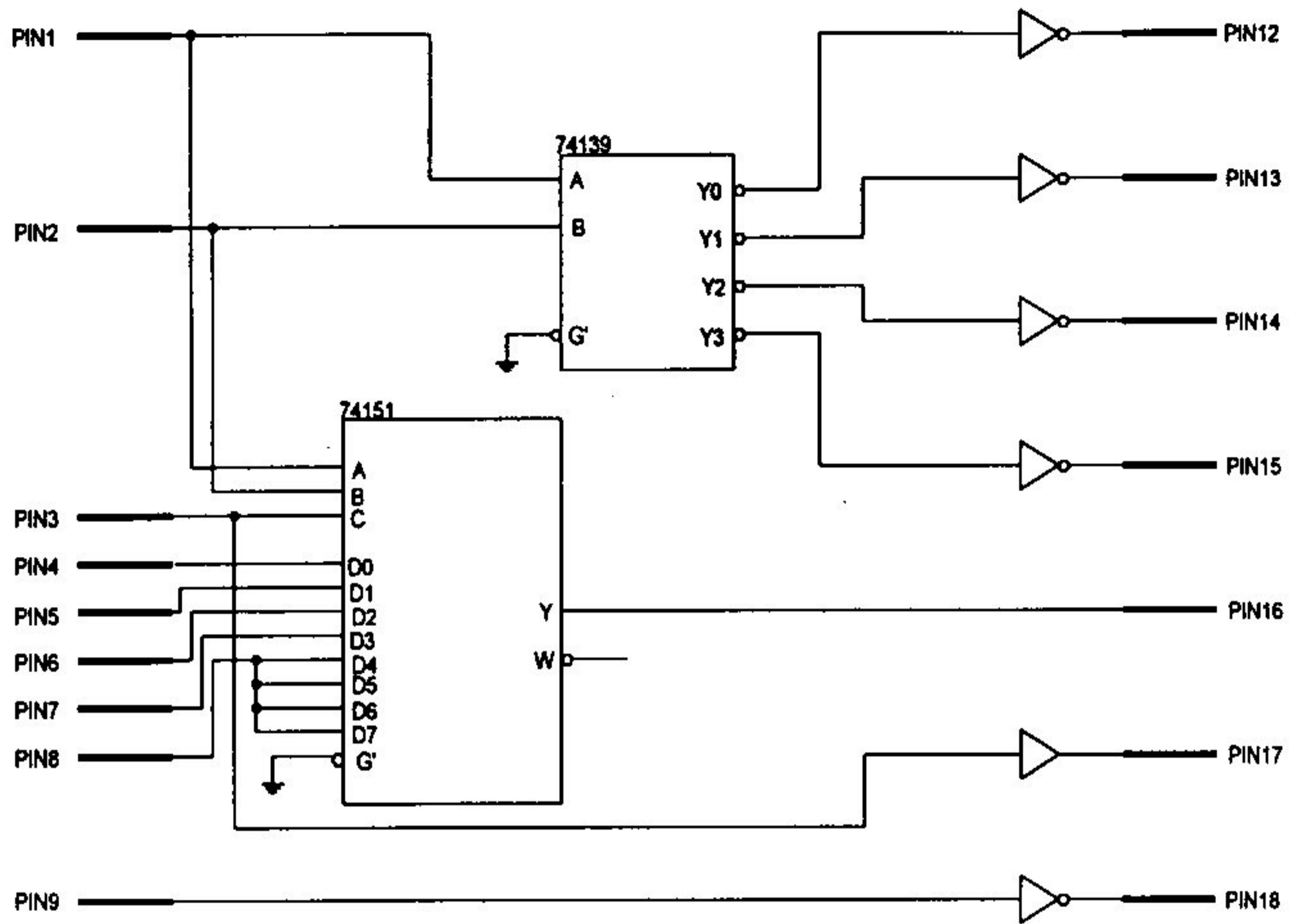
AND Gate 3 ขา ตัวที่ 1 ( ตัวบน ) ทำหน้าที่ตรวจสอบสัญญาณที่แสดงสถานะ CUT ว่ามีข้อผิดพลาดหรือไม่ แล้วจึงส่งสัญญาณค่า 1 ไปที่ LED ที่แสดงสถานะการทำงาน CUT ซึ่งสัญญาณ Input ของ AND Gate ตัวนี้ประกอบด้วยสัญญาณจากสวิตช์ CUT , สัญญาณจาก

Output ของ NAND Gate ในส่วนของ Selector SW. และสัญญาณจาก REMAND Gate 3 ขา ตัวที่ 2 ( ตัวล่าง ) ทำหน้าที่ตรวจสอบสัญญาณที่แสดงสถานะ COAG ว่ามีข้อผิดพลาดหรือไม่ แล้วจึงส่งสัญญาณค่า 1 ไปที่ LED ที่แสดงสถานะการทำงาน COAG สัญญาณ Input ของ AND Gate ตัวนี้ประกอบด้วย ประกอบด้วยสัญญาณจากสวิตช์ COAG , สัญญาณ Output ของ NAND Gate ในส่วนของ Selector SW. และสัญญาณจาก REM ในส่วนของวงจร GATE ต่างๆในวงจร Control Oscillator และ วงจร Indicator and Selector Switch จะใช้ PLD (Programmable Logic Device) มาช่วยในการโปรแกรมเป็นวงจร Gate ต่างๆ เพื่อช่วยในการลดจำนวน IC และขนาดวงจรลง โดยใช้ IC 16V8 GAL ซึ่งเป็น IC 20ขาทำการ Program ให้มี function และขาของสัญญาณการทำงานด้วยวงจрдังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2-6 แสดงวงจร Gate ที่ใช้ใน IC ตัวที่ 1





รูปที่ 2-7 แสดงวงจร Gate ที่ใช้ใน IC ตัวที่ 2

## บทที่ 3

### 3. ส่วนของวงจร Switching power supply

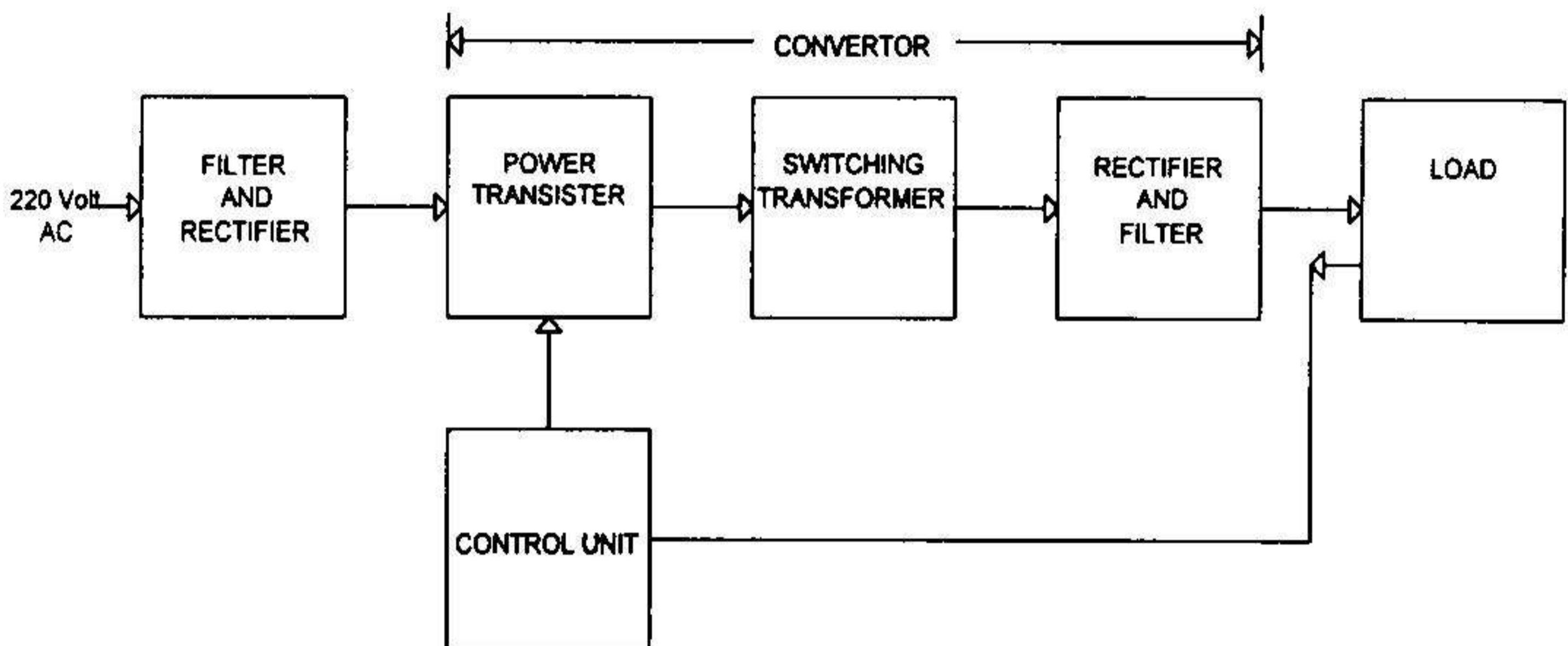
#### 3.1 หน้าที่ของวงจร Switching power supply

เป็นแหล่งจ่ายไฟตรงคงค่าแรงดัน และทำหน้าที่ในการเปลี่ยนแรงดัน จากไฟสลับ 110 โวลต์ หรือ 220 โวลต์ เป็นแรงดันไฟตรงคงค่าต่ำเพื่อให้สามารถใช้ได้กับวงจรอิเล็กทรอนิกส์

#### 3.2 การออกแบบและสร้างวงจร Switching power supply

วงจร Switching power supply โดยทั่วไป ประกอบด้วย

1. ส่วนของ Filter และ Rectifier
2. ส่วนของวงจรควบคุม
3. ส่วนของ Converter
4. ส่วนของ Load



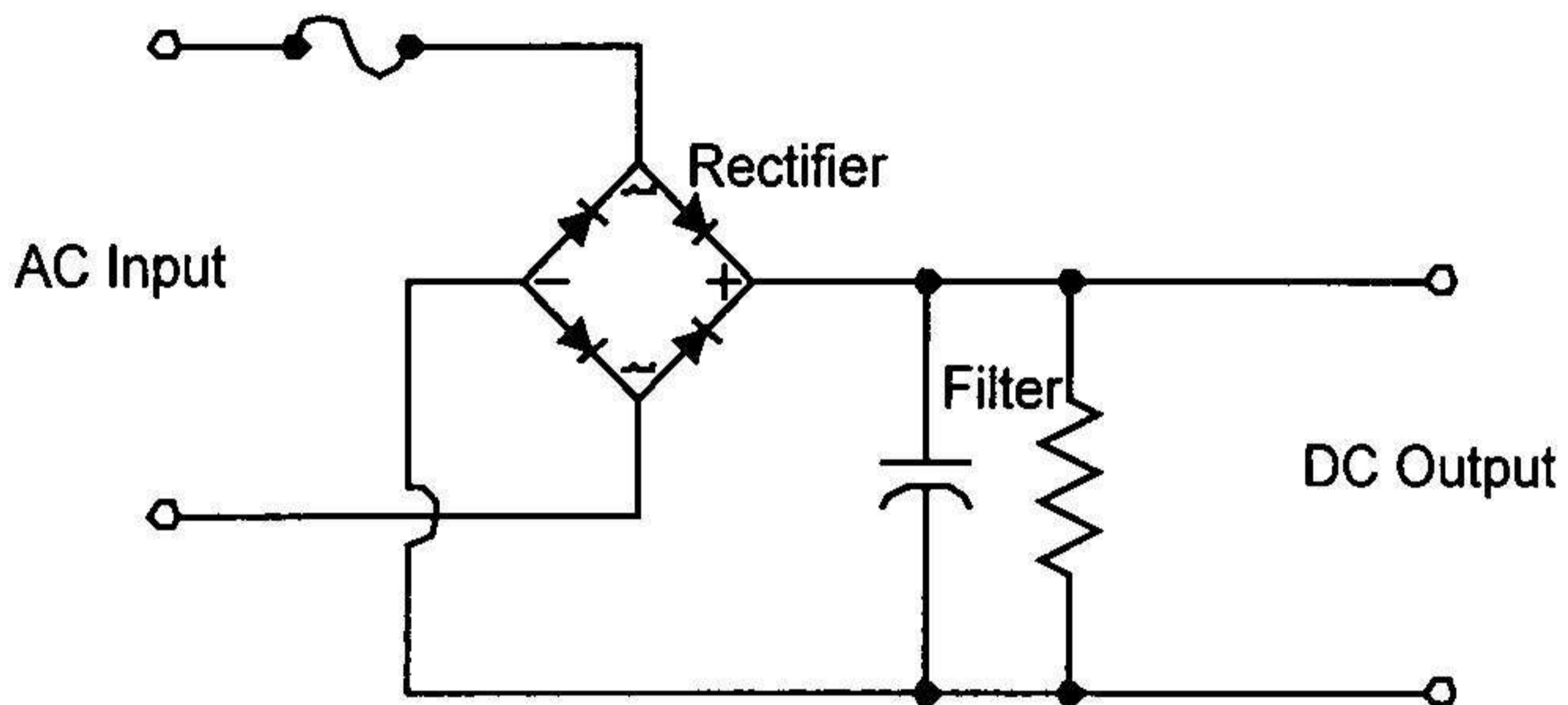
รูปที่ 3.1 แสดงองค์ประกอบพื้นฐานของวงจร Switching power supply โดยทั่วไป

จากรูป การทำงานของ Switching power supply โดยทั่วไป เริ่มด้วย ป้อนแรงดันไฟสลับ 220 โวลต์ ผ่านเข้ามาทางวงจร RFI Filter เพื่อทำการกรองสัญญาณรบกวน แล้วจะถูกเปลี่ยนเป็นแรงดันไฟตรงคงค่าสูงด้วยวงจร Rectifier power converter โดยทรานซิสเตอร์กำลัง จะตัดต่อแรงดันออกเป็นช่วงๆ ด้วยความถี่สูงประมาณ 20-200 kHz. จากนั้นจะผ่านเข้าไปยังหม้อแปลงความถี่สูงเพื่อลดแรงดันให้มีค่าต่ำลง แล้วส่งต่อไปยังวงจรเรียงกระแสและกรองแรงดันให้เรียบ แล้วจึงสามารถจ่ายกระแสให้ Load ได้ การคงค่าแรงดัน จะทำได้โดยการป้อนกลับค่าแรงดันที่เอาต์พุตมายังวงจรควบคุม เพื่อควบคุมการทำงานของทรานซิสเตอร์กำลัง ให้มีช่วง

นำกระแสมากขึ้น หรือน้อยลงตามการเปลี่ยนแปลงของแรงดันที่เอาต์พุต ซึ่งจะมีผลทำให้แรงดันที่เอาต์พุตคงที่

### 3.2.1. ส่วนของ Filter และ Rectifier

ส่วน Filter และ Rectifier จะทำหน้าที่ในการแปลงไฟสลับ 220 โวลต์ ให้เป็นแรงดันไฟตรง เพื่อป้อนให้แก่ส่วนของ Converter ต่อไป ดังรูป

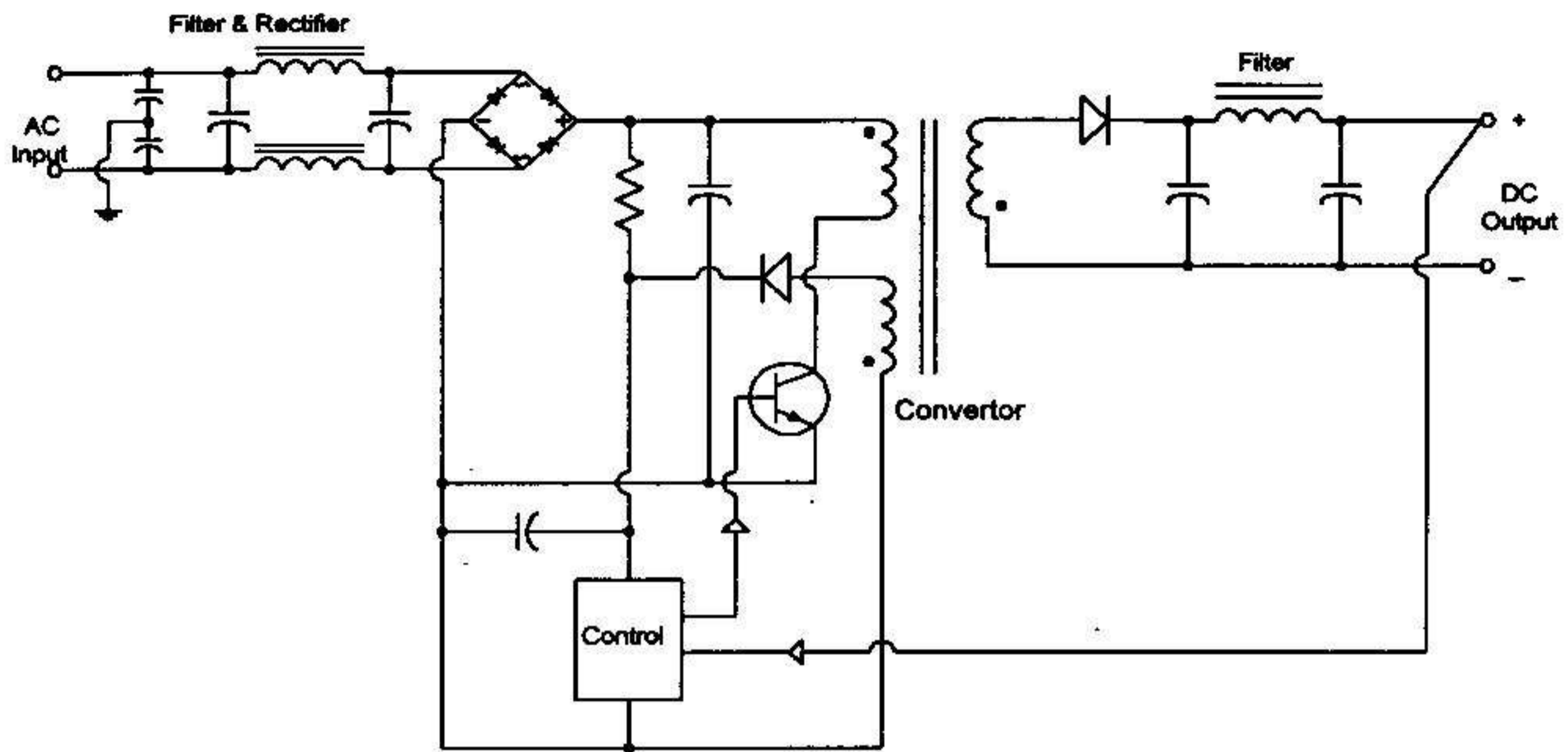


รูปที่ 3.2 แสดงส่วนของวงจร Filter and Rectifier

### 3.2.2. ส่วนของวงจรควบคุม

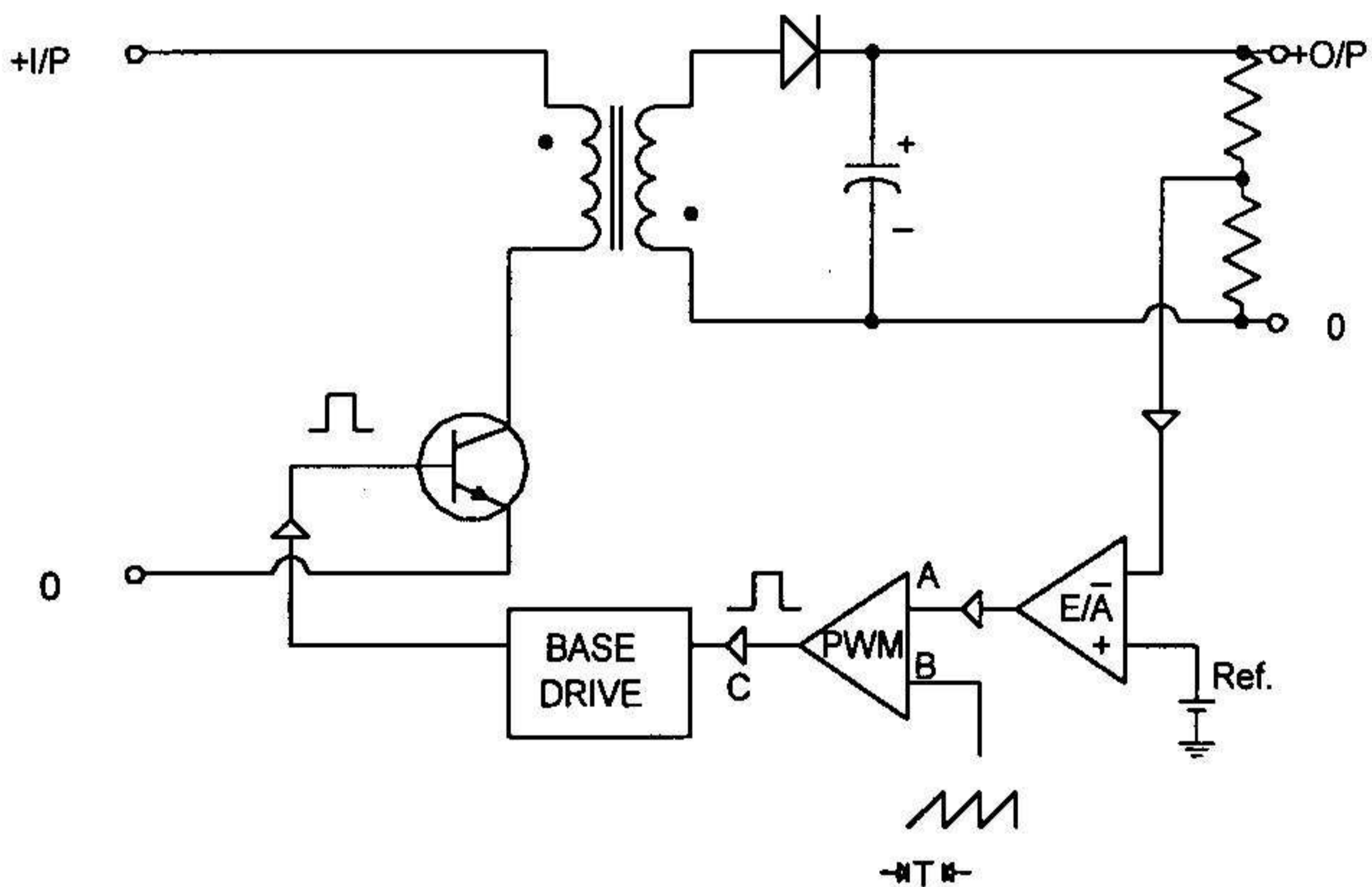
เนื่องจาก Converter เกือบทุกแบบ จะคงค่าแรงดันเอาต์พุตได้ด้วยการควบคุมช่วงเวลา นำกระแส

( $t_{ON}$ ) ของทรานซิสเตอร์กำลัง ดังนั้นวงจรควบคุมการทำงานของ Converter โดยทั่วไป จึงมักนิยมใช้เทคนิค Pulse Width Modulation หรือ PWM เป็นหลัก การใช้ PWM เพื่อควบคุม เวล่านำกระแสของทรานซิสเตอร์กำลังสามารถทำได้ใน 2 ลักษณะการทำงานของวงจรควบคุม คือในโหมดควบคุมจากแรงดัน และในโหมดควบคุมจากกระแส สำหรับในการทำโครงการชิ้นนี้ เราจะใช้วงจรควบคุมในโหมดควบคุมจากแรงดันเท่านั้น



รูปที่ 3.3 แสดงลักษณะการจัดวงจรตามองค์ประกอบหลัก

การทำงานของวงจรควบคุมในโหมดนี้ จะอาศัยการตรวจจับการเปลี่ยนแปลงค่าของแรงดันที่ Output มาควบคุมช่วงเวลานำกระแสของทรานซิสเตอร์กำลัง เพื่อการคงค่าแรงดันเอาต์พุตเป็นหลัก วงจรพื้นฐานของวงจรควบคุมในโหมดควบคุมจากโหมดแรงดันจะเป็นดังรูป

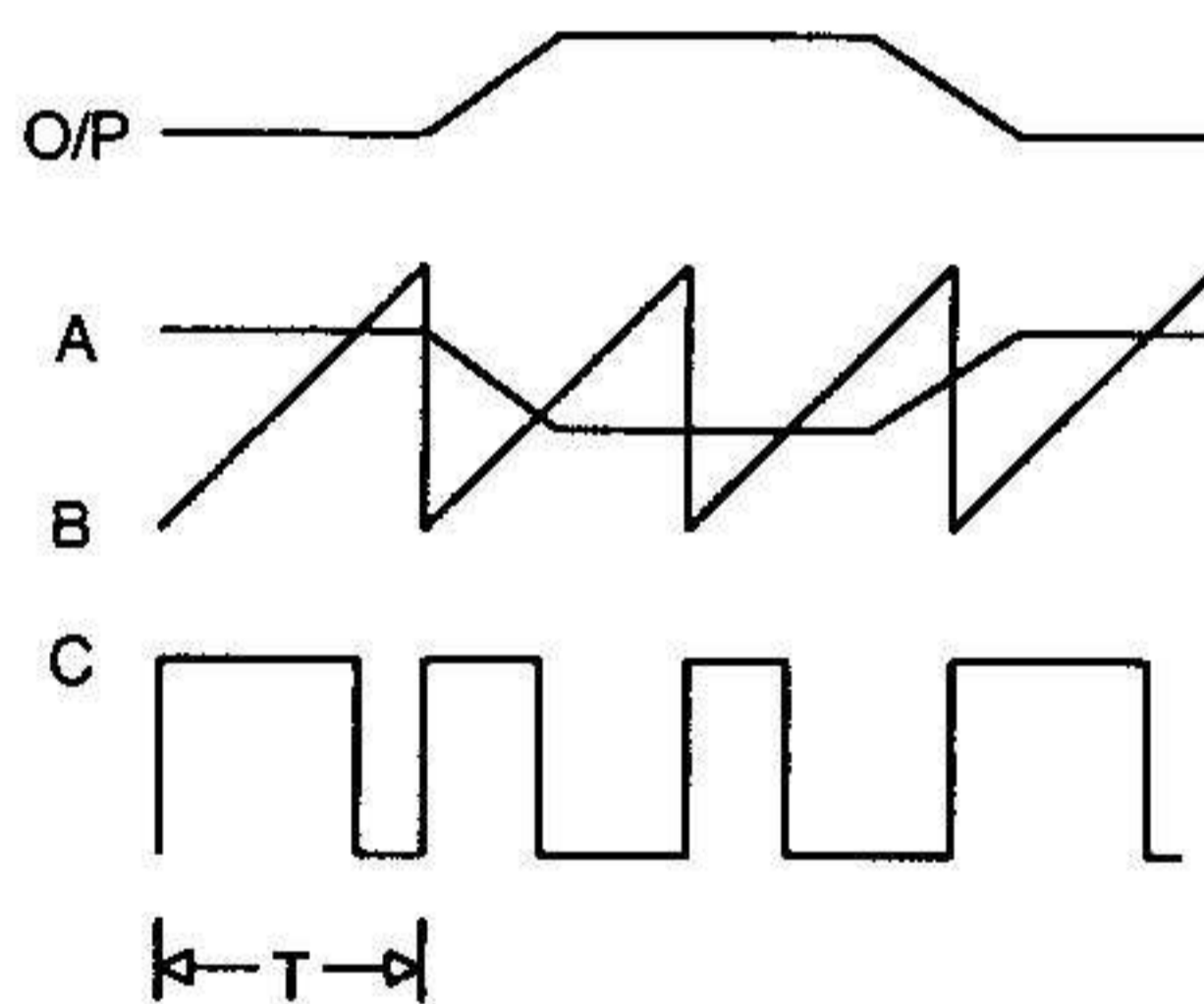


รูปที่ 3.4 แสดงวงจรพื้นฐาน สำหรับการควบคุม Converter ในโหมดควบคุมจากแรงดัน

จากรูปที่ 3.4 วงจรควบคุมจะอาศัยการป้อนกลับค่าแรงดันที่เอาต์พุตและเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง  $V_{ref}$  ของวงจรเพื่อตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของแรงดันที่เอาต์พุต ค่าความแตกต่างที่ได้จะถูกขยายโดยวงจรขยายความแตกต่าง E/A ก่อนที่จะส่งต่อไปยังวงจร PWM (Pulse width modulation) โดยค่าแรงที่ได้จากวงจรขยายความแตกต่าง E/A ที่ตำแหน่ง A จะ

ถูกเปรียบเทียบกับแรงดันรูปฟันเลื่อยที่ตำแหน่ง B ของ PWM อีกครั้งหนึ่ง เอาต์พุตที่ได้จากวงจร PWM จะมีลักษณะเป็น พัลส์สี่เหลี่ยม ซึ่งมีคาบเวลาที่เท่ากับคาบเวลาของแรงดันรูปฟันเลื่อย และมีความกว้างของพัลส์ ซึ่งเปลี่ยนแปลงไปตามผล มอดูเลชัน ของค่าแรงดันที่ตำแหน่ง A และ B ค่าความกว้างของพัลส์นี้เองที่จะเป็นตัวกำหนดช่วงเวลานำกระแสของ ทราานซิสเตอร์กำลังใน Converter

เนื่องจากค่าแรงดันป้อนกลับจะถูกส่งมายังวงจรขยายความแตกต่าง  $E/A$  ที่ขา Inverting ผลต่างของแรงดัน Output และแรงดันอ้างอิงที่จุด A จะมีลักษณะกลับเฟสอยู่  $180^\circ$  กล่าวคือเมื่อแรงดันเอาต์พุตมีค่ามากขึ้น แรงดันที่จุด A จะมีค่าลดลง ความกว้างพัลส์ที่เอาต์พุตของวงจร PWM จึงมีค่าลดลงด้วย และช่วงเวลานำกระแสของทราานซิสเตอร์กำลัง  $t_{on}$  ก็จะมีค่าลดลง ถ้าแรงดันเอาต์พุตมีค่าลดลง แรงดันที่จุด A จะมีค่าเพิ่มขึ้น ความกว้างของพัลส์ที่เอาต์พุตของวงจร PWM จึงมีค่าเพิ่มขึ้น  $t_{on}$  ก็จะมีค่าเพิ่มขึ้น ทำให้ Converter สามารถคงค่าแรงดันเอาต์พุตเอาไว้ได้ ลักษณะรูปคลื่นแรงดันขณะวงจรทำงานจะเป็นดังรูป 3.5 ตัวอย่างไอซีที่ใช้ควบคุม Converter ในโหมดควบคุมแรงดันได้แก่ เบอร์ MC 34060 , MC 34166 และ TL 494 เป็นต้น



รูปที่ 3.5 แสดงลักษณะความกว้าง Output Pulse ของ PWM ซึ่งเป็นผลมาจากการ มอดูเลต สัญญาณป้อนกลับ และสัญญาณฟันเลื่อย

#### ไอซีเบอร์ TL 494 สำหรับโหมดควบคุมจากแรงดัน

ไอซีเบอร์ TL494 เป็นไอซีที่ออกแบบมาเพื่อใช้ควบคุมการทำงานของ Converter โดยทำงานด้วยโหมดควบคุมจากแรงดัน ซึ่งจะได้นำมาเป็นตัวอย่างการทำงานสำหรับวงจรควบคุมด้วยวิธีควบคุมจากแรงดัน

### การกำหนดคาบเวลาการทำงาน

วงจรของ TL 494 เป็นวงจร PWM ที่มีความถี่คงที่ คาบเวลาการทำงานของเอาต์พุตพัลส์กำหนดโดยค่าของ  $R_T$  และ  $C_T$  จากภายนอกที่ขา 6 และขา 5 ของไอซี ซึ่งค่าคาบเวลาการทำงานจะกำหนดได้จาก

$$T = \frac{R_T C_T}{1.1}$$

สำหรับกราฟแสดงความสัมพันธ์ ระหว่างค่า  $R_T$  และ  $C_T$  ในการกำหนดค่าความถี่

### การทำงานของไอซีในการคงค่าแรงดันของ Converter

ความกว้างเอาต์พุตพัลส์ของไอซี จะได้จากการเปรียบเทียบสัญญาณฟันเลื่อยที่ขา 5 กับแรงดันที่ได้จากวงจรรายความแตกต่าง (Error Amp) ทั้ง 2 ตัวที่ PWM Comparator ส่วน NOR เกทที่ควบคุมทรานซิสเตอร์เอาต์พุต Q1 และ Q2 จะทำงานก็ต่อเมื่อขา  $C_k$  ของ flip-flop อยู่ในสถานะ "Low" เท่านั้น ซึ่ง  $C_k$  จะเป็น "Low" ได้ก็ต่อเมื่อแรงดันของสัญญาณฟันเลื่อยมีค่ามากกว่าแรงดันที่มาจาก Error Amp ทั้ง 2 ตัว นั่นคือแรงดันป้อนกลับจากเอาต์พุตของ Converter หากมีค่าสูงขึ้น ความกว้างเอาต์พุตพัลส์ของไอซีจะลดลง ในทางกลับกัน แรงดันป้อนกลับหากมีค่าลดลงความกว้างเอาต์พุตพัลส์ของไอซีจะเพิ่มขึ้น

ความกว้างเอาต์พุตพัลส์ของไอซีนี สามารถกำหนดให้มีค่ามากที่สุด หรือมีค่าการเปลี่ยนแปลงแรงดันที่ขา 3 จาก 0.5 โวลต์ จนถึง 3.5 โวลต์ ส่วน Error Amp ทั้งสองตัวจะมีช่วงของอินพุต Common mode ตั้งแต่ -0.3 ถึง  $(V_{cc} - 2)$  โวลต์ และสามารถใช้ตรวจจับแรงดันหรือกระแสที่เอาต์พุตของ Converter ได้ Error Amp ทั้ง 2 ตัวจะให้เอาต์พุตในลักษณะให้สถานะ "High" (Active high) โดยต่อกันอยู่ในลักษณะ OR ที่ขา non-inverting ของ PWM Comparator การต่อกันในลักษณะนี้ Error Amp ตัวที่ทำให้เกิดความกว้างเอาต์พุตพัลส์ต่ำสุดจะเป็นตัวควบคุมความกว้างของเอาต์พุตของไอซี

### การกำหนดค่าเวลาเมื่อ $t_o$

TL 494 สามารถให้ผู้ใช้กำหนดค่าเวลาเมื่อ  $t_o$  ของวงจรได้เอง ด้วยการต่อแรงดันระหว่าง 0 ถึง 3.3 โวลต์ที่ขา 4 ของไอซี อย่างไรก็ตามหากแรงดันที่ขา 4 มีค่าเท่ากับ 0 โวลต์ ค่าเวลาเมื่อต่ำสุดของ ไอซีจะไม่ต่ำกว่า 4 เปอร์เซ็นต์ของค่าคาบเวลาการทำงานเนื่องจากมีแรงดันออฟเซต 120 มิลลิโวลต์ต่ออยู่ภายใน ดังนั้นช่วงเวลา  $t_{on}$  สูงสุดของ Converter ที่ได้จากไอซีจะ

เท่ากับ 48% ของค่าคาบเวลาเมื่อต่อขา 13 (Output control) เข้ากับขา 14 (+5  $V_{ref}$ ) และมีค่าเท่ากับ 96% ของค่าคาบเวลาเมื่อต่อขา 13 ลงกราวด์

### การเลือกใช้ Q1 และ Q2 ที่เอาต์พุตของไอซี

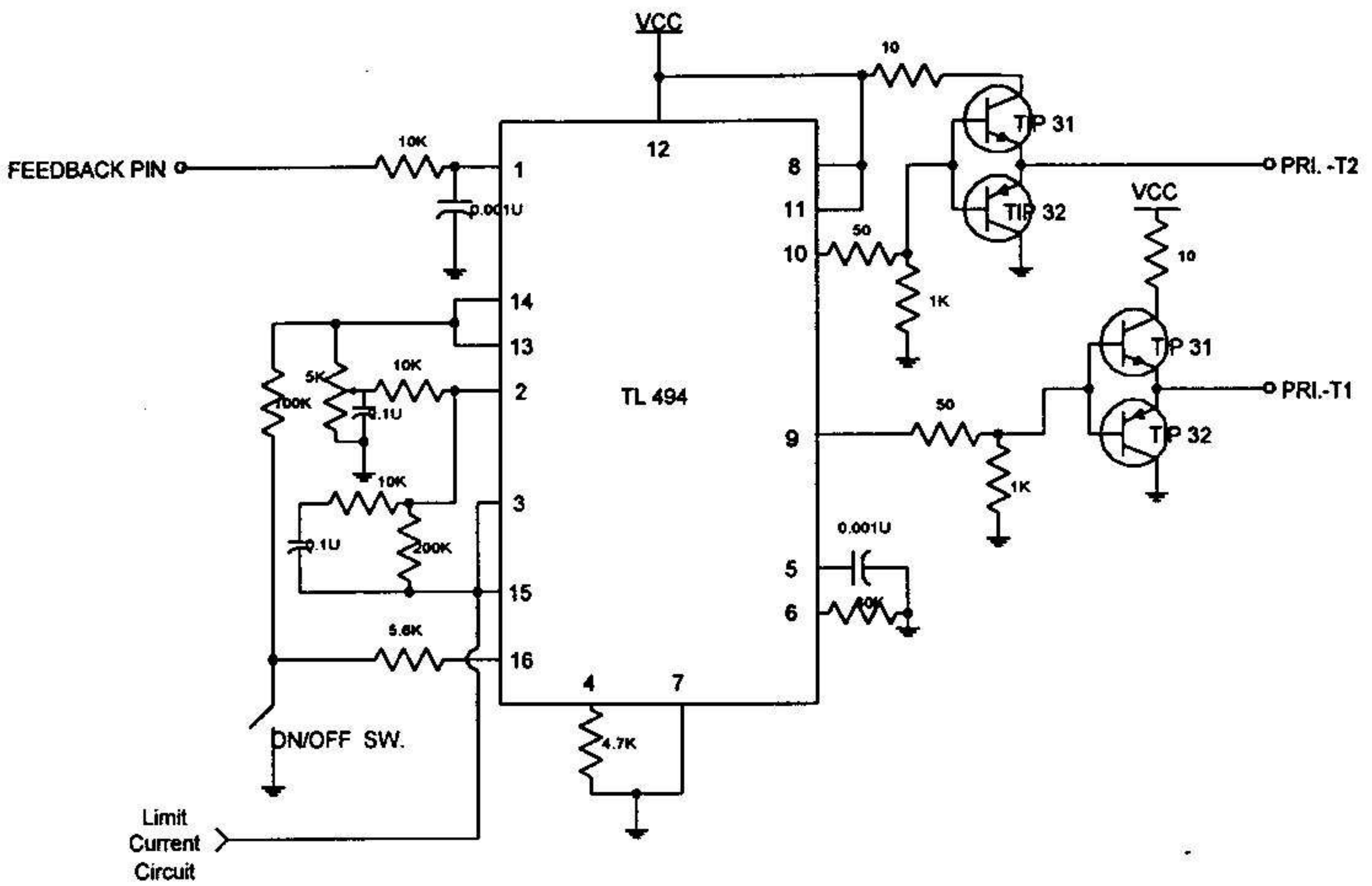
เอาต์พุต Q1 และ Q2 ของไอซีสามารถทำงานได้ 2 โหมด คือ ทำงานพร้อมกันหรือสลับกันทำงาน ซึ่งสามารถเลือกการทำงานได้ที่ขา 13 (output control) โดยขณะที่  $C_T$  คายประจุ เอาต์พุตของ Dead-Time Comparator จะให้พัลส์ออกมา  $C_T$  จะมีสถานะเป็น "High" และหยุดการทำงานของ Q1 และ Q2 ถ้ากำหนดให้ขา 13 มีสถานะเป็น "High" โดยการต่อเข้ากับขา 4 (+5  $V_{ref}$ ) Q1 และ Q2 จะสลับกันทำงานตามจังหวะของ flip-flop เพื่อใช้ขับ Converter แบบ พุช-พูล ในกรณีนี้คาบเวลาการทำงานจะเป็น 2 เท่า ของค่าคาบเวลาสัญญาณฟันเลื่อยของไอซี แต่ถ้ากำหนดให้ขา 13 มีสถานะเป็น "Low" โดยการต่อลงกราวด์ (ยกเลิก flip-flop) Q1 และ Q2 จะทำงานพร้อมกันและสามารถขนาน Q1 และ Q2 เข้าด้วยกันได้ ถ้าต้องการให้นำกระแสได้มากขึ้น ในกรณีนี้คาบเวลาการทำงานจะมีค่าเท่ากับค่าคาบเวลาของสัญญาณฟันเลื่อยของไอซี (ช่วงเวลานำกระแสสูงสุดเท่ากับ 96% ของค่าคาบเวลา)

TL494 ต้องการไฟเลี้ยงในช่วง  $7 \leq V_{CC} \leq 40$  โวลต์ มีแรงดันอ้างอิงภายใน  $V_{ref} = 5$  โวลต์ และสามารถจ่ายกระแสได้ถึง 10 มิลลิแอมป์เพื่อใช้กับวงจรภายนอกได้โดยมีค่าความถูกต้อง  $\pm 1.5\%$  ความคลาดเคลื่อนทางอุณหภูมิมีค่าน้อยกว่า 50 มิลลิโวลต์เมื่อทำงานในช่วง 0 ถึง 70 °C

### การออกแบบส่วนของวงจรควบคุม

ในวงจรที่ได้ออกแบบ จะมีการเพิ่มส่วนของสวิตช์ที่ขา 16 ของ TL 494 ต่อไปเพื่อในเวลาที่ทำกรปิดเครื่องคัลยกรรม สวิตช์ที่ขา 16 จะเปิดวงจรออกทำให้ไม่มีแรงดัน High Voltage ไปรบกวนที่ส่วนของเอาต์พุต ซึ่งแรงดันนี้เป็นสาเหตุของการเกิดเสียงดังทำให้รำคาญ สวิตช์ขา 16 ช่วยให้สามารถปิดเครื่องตั้งแต่ส่วน Switching Power Supply ซึ่งเป็นส่วนที่มีหน้าที่จ่ายกำลังให้แก่เครื่องคัลยกรรม

ค่าความถี่ที่ใช้ในการสวิตช์ทรานซิสเตอร์กำลัง ควรจะมีค่ามากกว่า 20 kHz. เนื่องจากหูของคนเราจะสามารถได้ยินเสียงที่ความถี่น้อยกว่า หรือเท่ากับ 20 kHz เท่านั้น เมื่อใช้ความถี่มากกว่า 20 kHz จึงช่วยกำจัดเสียงดังรบกวนที่เกิดขึ้นที่หม้อแปลงเวลาใช้งานเครื่องคัลยกรรมไฟฟ้าได้ โดยค่าความถี่ที่ใช้ในการสวิตช์นั้น เราสามารถกำหนดได้จาก ค่าความต้านทานที่ต่ออยู่ระหว่างขา 6 กับ กราวด์ และค่าตัวเก็บประจุที่ต่ออยู่ระหว่างขา 5 กับ กราวด์



รูปที่ 3.6 แสดงส่วนของวงจร ควบคุมที่ได้ออกแบบไว้

### 3.2.3. ส่วน Converter

ส่วนของ Converter เป็นส่วนที่สำคัญที่สุดใน Switching power supply มีหน้าที่ลดทอนแรงดันไฟตรงค่าสูงลงมาเป็นแรงดันไฟตรงค่าต่ำและสามารถคงค่าแรงดันได้ Converter มีหลายแบบ ขึ้นอยู่กับลักษณะการจذبวงจรภายใน โดย Converter แต่ละแบบมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันออกไป การเลือกใช้ Converter แต่ละแบบใด สำหรับ Switching power supply นั้น มีข้อควรพิจารณาจากลักษณะพื้นฐานของ Converter แต่ละแบบดังนี้คือ

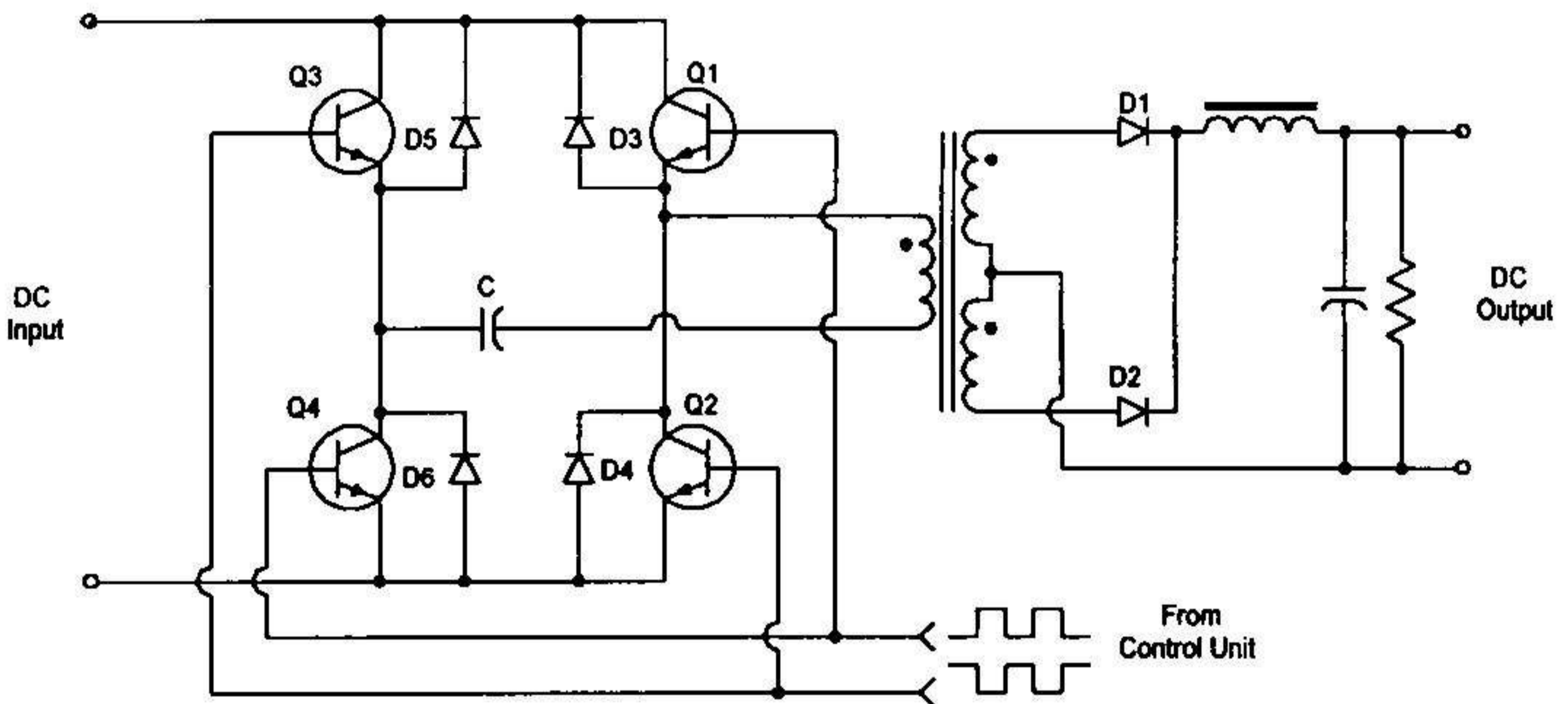
1. ลักษณะการแยกจากกันทางไฟฟ้าระหว่างอินพุตกับเอาต์พุตของคอนเวอร์เตอร์
2. ค่าแรงดันอินพุตที่จะนำมาใช้กับ Converter
3. ค่ากระแสสูงสุดที่ไหลผ่านทรานซิสเตอร์กำลังใน Converter ขณะทำงาน
4. แรงดันสูงสุดที่ตกคร่อมทรานซิสเตอร์กำลังใน Converter ขณะทำงาน
5. การรักษาระดับแรงดันในกรณีที่ Converter มีเอาต์พุตหลายค่าแรงดัน
6. การกำเนิดสัญญาณรบกวน RFI/EMI ของตัว Converter



เมื่อพิจารณาจากลักษณะพื้นฐานทั่วไป เช่น ค่าแรงดันอินพุตที่จะนำมาใช้กับ Converter ค่ากระแสสูงสุดที่ไหลผ่านทรานซิสเตอร์กำลัง หรือค่าแรงดันที่ตกคร่อมทรานซิสเตอร์กำลัง ของ Converter แต่ละแบบแล้ว เราเลือกใช้ Converter ชนิด Full-Bridge Converter ซึ่งพื้นฐานการทำงานโดยทั่วไปอธิบายได้ดังนี้

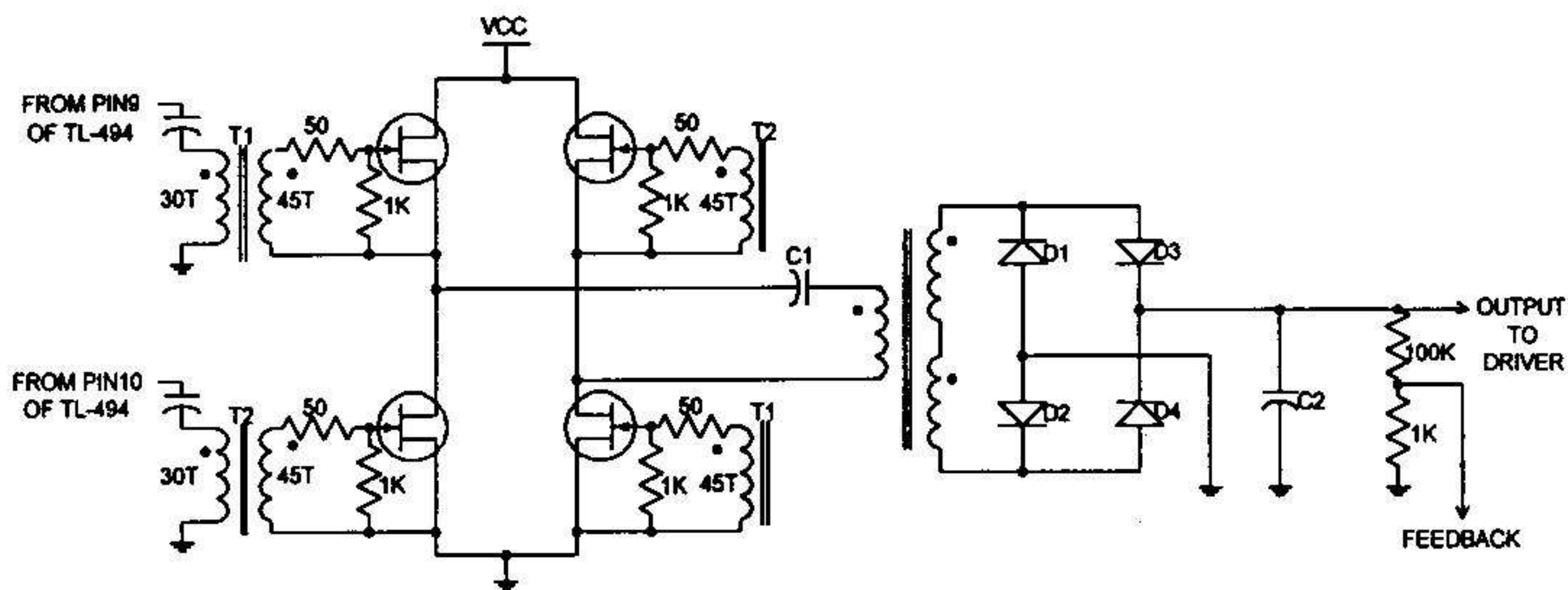
Full-Bridge Converter ขณะทำงานจะมีแรงดันตกคร่อมขดลวดไพรมารีเท่ากับแรงดันอินพุต แต่แรงดันตกคร่อมเพาเวอร์ทรานซิสเตอร์มีค่าเพียงครึ่งหนึ่งของแรงดันอินพุตเท่านั้น และค่ากระแสสูงที่ power transistor แต่ละตัวนั้น มีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของค่ากระแสสูงสุดใน Half bridge Converter รูปวงจรพื้นฐานของ Full bridge Converter แสดงดังรูป

ทรานซิสเตอร์กำลังทั้ง 4 ตัว จะทำงานโดยนำกระแสและหยุดนำกระแสสลับกันเป็นคู่ ๆ ในแต่ละครึ่งคาบเวลา Q1 และ Q4 จะนำกระแสพร้อมกันในครึ่งคาบเวลาและเมื่อหยุดนำกระแส Q2 และ Q3 จะนำกระแสพร้อมกันในครึ่งคาบเวลาที่เหลือสลับกันเช่นนี้เรื่อยไป ลักษณะการทำงานของวงจรที่ได้จึงเป็นเช่นเดียวกับฮาล์ฟบริดจ์คอนเวอร์เตอร์ ยกเว้นแรงดันตกคร่อมขดลวดไพรมารีจะมีค่าเท่ากับ  $V_{in} - 2V_{ce(sat)}$  ดังนั้นผลของการทำงานของวงจรจึงเหมือนกับผลที่ได้จาก Push-pull Converter นั่นเอง



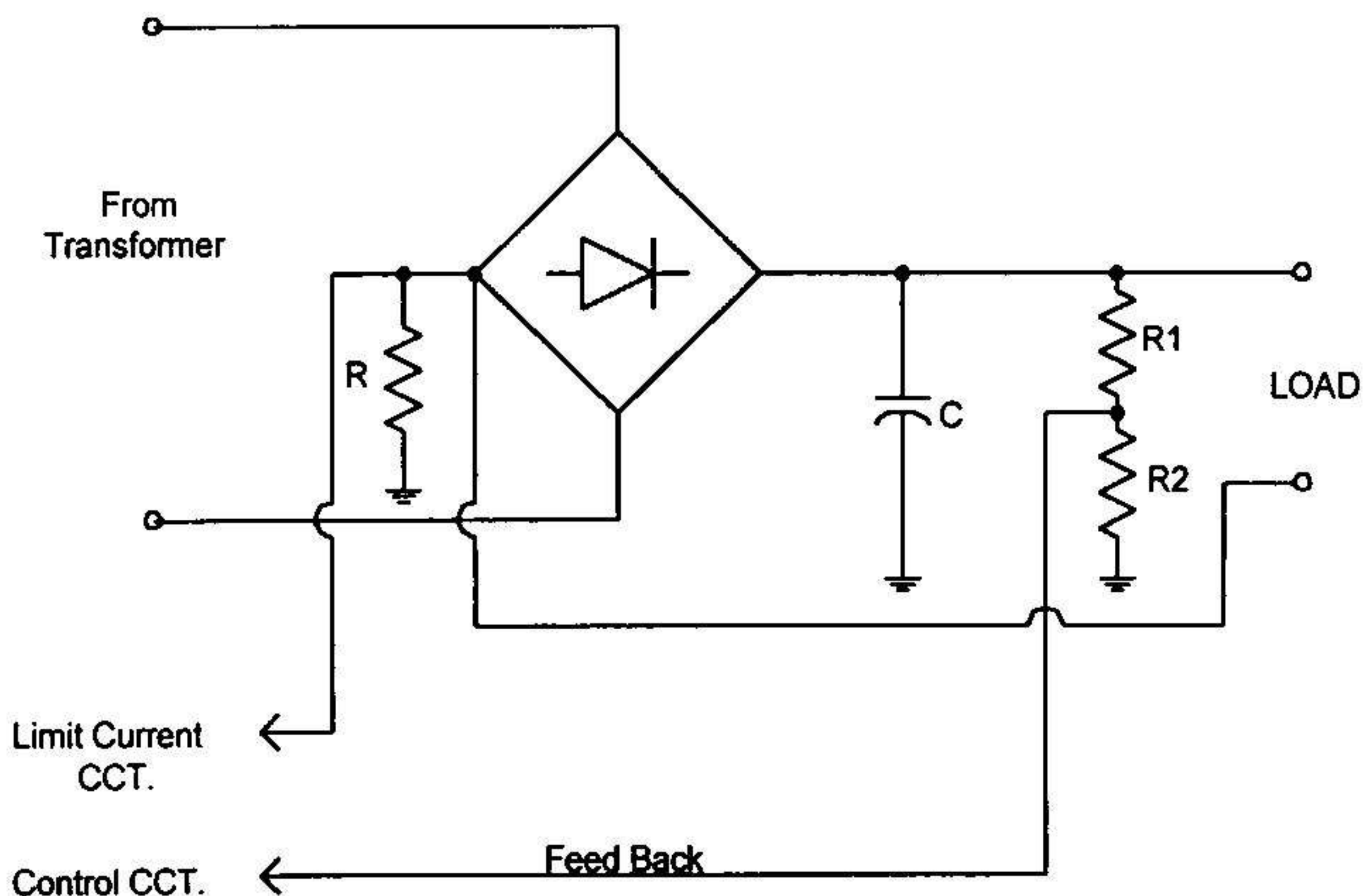
รูปที่ 3.7 แสดงวงจรพื้นฐานของฟูล-บริดจ์คอนเวอร์เตอร์

ในโครงการนี้ได้ปรับปรุงวงจรส่วน Converter ไปจากวงจรพื้นฐานที่แสดงใน รูป ซึ่งวงจรที่ใช้ในโครงการแสดงดังนี้

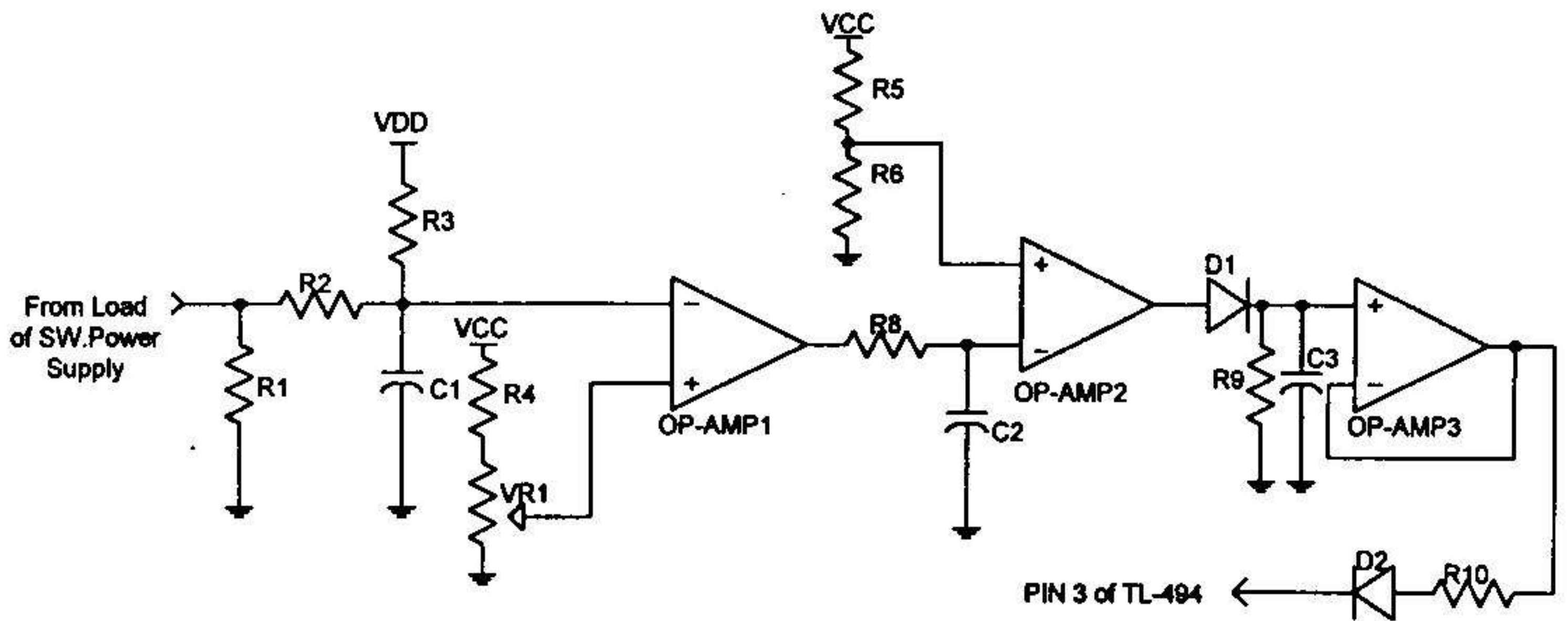


รูปที่ 3.8 แสดงวงจรส่วน Converter ที่ออกแบบ

วงจร Limit current เป็นวงจรเพิ่มเติม เพื่อให้ควบคุมการจ่ายกระแสเพื่อป้องกันการจ่ายกระแสเกินจากที่ต้องการ โดยอาศัยการตรวจสอบแรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานค่าน้อยมากๆ เมื่อเทียบกับ Load แล้วนำมาเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิงเพื่อนำสัญญาณไปสู่ส่วนของวงจร Control ( IC TL-494 )ต่อไป



รูปที่ 3.9 แสดงตำแหน่งการต่อวงจร Limit current ในวงจร Switching power supply



รูปที่ 3.10 แสดงวงจร Limit current ที่เพิ่มเติมขึ้น

จากวงจร Limit current ดังรูป R1 มีค่าน้อยมากๆ ( ประมาณ  $0.1 \Omega$  ) ที่นำมาต่ออนุกรมกับ Load เพื่อให้กระแส Load ไหลผ่าน ทำให้เกิดแรงดันตกคร่อม R1 นำแรงดันนี้ไปเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิงในวงจร Comparator จะได้ Output นำไปผ่าน Lowpass Filter แล้วเข้าสู่วงจร Comparator ตัวต่อมา โดยแรงดันอ้างอิงได้ถูกกำหนดค่าไว้ แต่จะทำการ invert สัญญาณแล้ว Output จาก Comparator ตัวนี้ จะผ่าน Lowpass Filter อีกครั้งแล้วเข้าสู่ Buffer แล้วจึงจ่ายแก่ขา 3 ซึ่งเป็นขา Input ของ Comparator ใน TL-494 เพื่อควบคุมสัญญาณการ switch ต่อไป

#### วงจรและการทำงานรวมของ Switching power supply

วงจรรวมของ Switching power supply ที่ประกอบไปด้วยส่วนของ ชุดวงจรควบคุมชุด Converter และ ส่วนของเอาต์พุต

การทำงานของส่วนนี้เริ่มจาก ส่วนชุดวงจรควบคุมส่งสัญญาณออกมาทางขาที่ 9 และ 10 ซึ่งสัญญาณจากทั้งสองขานี้จะมีช่วงเวลาน่ากระแสสลับกัน เมื่อผ่านสัญญาณทั้ง 2 ไปที่หม้อแปลงในส่วนของ Full bridge Converter ที่ควบคุมการทำงานของ FET ทั้ง 4 ตัว ซึ่งการประสานงานกันระหว่างส่วนควบคุมและ Converter เป็นดังนี้

เมื่อชุดทรานซิสเตอร์กำลังที่ต่อกับขาที่ 10 ของ IC เบอร์ TL 494 นำกระแสนั้นคือ กระแสไหลเข้าทางด้าน dot ของหม้อแปลงทางด้าน primary กระแสทางด้าน Secondary ของหม้อแปลงจึงมีทิศทางไหลออกจาก dot ส่งผลให้ FET ตัวที่ 1 และ 2 นำกระแส ในทำนองเดียวกัน ถ้าชุดทรานซิสเตอร์กำลังที่ต่ออยู่กับขาที่ 9 ของ IC เบอร์ TL 494 เป็นชุดที่นำกระแสบ้าง

หม้อแปลงทางด้าน primary จะมีกระแสไหลออกจาก dot ดังนั้นกระแสทางด้าน secondary จึงมีทิศทางการไหลเข้าหา dot ทำให้ FET ตัวที่ 3 และ 4 นำกระแส

จะเห็นว่าการทำงานของชุด Converter ชุดนี้ เป็นไปตามทฤษฎีโดยทั่วๆ ไปของ Converter แบบ Full bridge Converter คือทรานซิสเตอร์กำลัง หรือในโครงการนี้ใช้เป็น FET สลับกันทำงานเป็นคู่ ๆ ไป

ทางด้านเอาต์พุตของ Switching power supply เราใช้ตัวต้านทาน 2 ตัวต่ออนุกรมกัน โดยเลือกใช้ตัวต้านทานที่มีค่า 100 กิโลโอห์ม และ 1 กิโลโอห์ม มาต่ออนุกรมกัน (ไม่คิด R 0.1 โอห์ม ที่ต่อกับวงจร Limit current เพราะมีค่าน้อยมาก ) โดยแรงดันเอาต์พุตนั้นคือแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทาน 100 กิโลโอห์ม ส่วนแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทาน 1 กิโลโอห์มจะเป็นแรงดันที่ถูกป้อนกลับไปยังขาที่ 1 ของ TL 494 เพื่อทำการเปรียบเทียบแรงดันกับแรงดันอ้างอิงที่ขา 2 ของ TL 494 เพราะในการใช้งานเราต้องการแรงดันเอาต์พุตที่มีค่าสูง แต่แรงดันที่ใช้เป็นแรงดันป้อนกลับไปยัง TL 494 นั้นต้องการเพียงค่าต่ำ ๆ เท่านั้น จึงต้องมีการต่อตัวต้านทาน 2 ตัว อนุกรมกันเพื่อแบ่งแรงดัน ถ้าต้องการแรงดันทางด้านเอาต์พุตที่มีค่าสูงขึ้น ก็ทำการเปลี่ยนค่าตัวต้านทาน 100 กิโลโอห์มให้มีค่าสูงขึ้นได้

## บทที่ 4

### 4. วงจร Driver และ Output

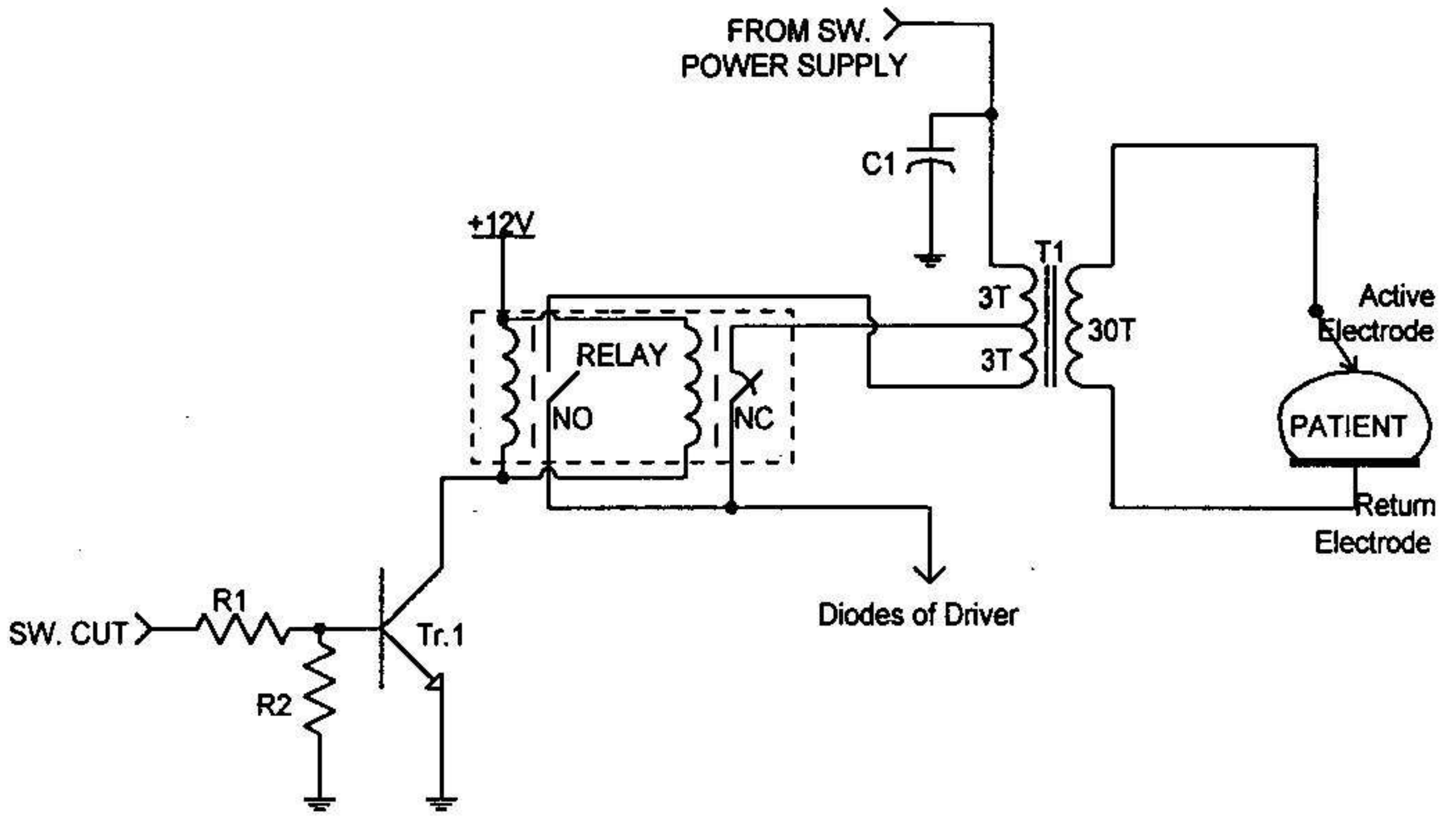
#### 4.1 หน้าที่ของวงจร Driver และ Output

Driver เป็นส่วนประกอบที่ช่วยเพิ่มกำลังให้แก่สัญญาณเอาต์พุตเพื่อนำสัญญาณต่าง ๆ เหล่านี้ไปใช้งานได้อย่างมีประสิทธิภาพ

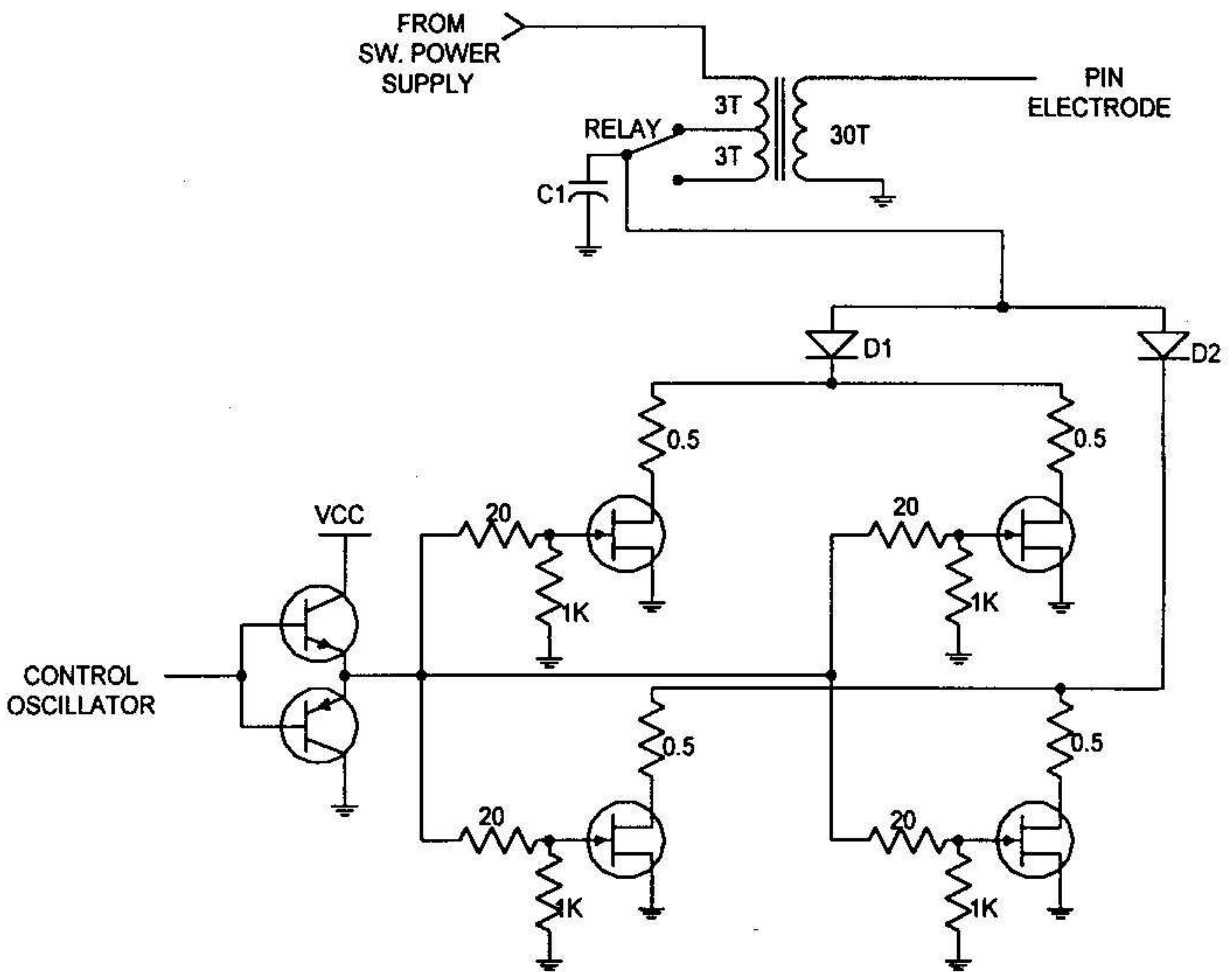
#### 4.2 การออกแบบและสร้างวงจร Driver และ Output

วงจร Driver ประกอบไปด้วย

1. FET ทั้งหมด 4 ตัว โดยส่วน Driver นี้รับ input มาจากส่วน Control Oscillator มาสวิตซ์ที่ขา Gate เพื่อควบคุมการนำกระแสของ FET ดังวงจร
2. ส่วนของหม้อแปลง High Voltage ที่สามารถเปลี่ยน turn ratio ได้ โดยในส่วนของหม้อแปลง High Voltage ได้เลือก turn ratio เท่ากับ 3:30 สำหรับสัญญาณ Mode COAG และ 6:30 สำหรับสัญญาณ Mode cut ซึ่งจะใช้การสวิตซ์จาก Relay อธิบายการทำงานได้ว่า ใน Relay เราจะใช้ Contact ทั้ง NO( Normally Open )และ NC( Normally Close ) โดย NC จะต่อเพื่อให้ turn ratio เป็น 3:30 สำหรับสัญญาณ COAG ทั้งนี้ก็เพื่อต้องการให้แรงดันค่าสูงๆ สำหรับการห้ามเลือด ส่วน NO จะต่อเพื่อให้ turn ratio เป็น 6:30 สำหรับสัญญาณ Cut ดังนั้น เมื่อกดสวิตซ์ COAG ก็จะจ่ายสัญญาณได้ทันที แล้วเมื่อมีการกดสวิตซ์ Cut จะมีสัญญาณมาควบคุมให้ Relay เปลี่ยนสถานะของ Contact ทำให้ NC เป็น NO และ NO เป็น NC ทำให้ turn ratio ที่ใช้จ่ายสัญญาณ Cut เป็น 6:30 ดังวงจร ซึ่งหม้อแปลงนี้จะทำหน้าที่แปลงแรงดันให้มีค่าสูงขึ้น และทางด้าน SEC. ของหม้อแปลง จะต่ออยู่กับ Active Electrode เป็นส่วน Output เพื่อจ่ายสัญญาณผ่าตัดผ่านคนไข้ไปสู่ Return Electrode ต่อไป

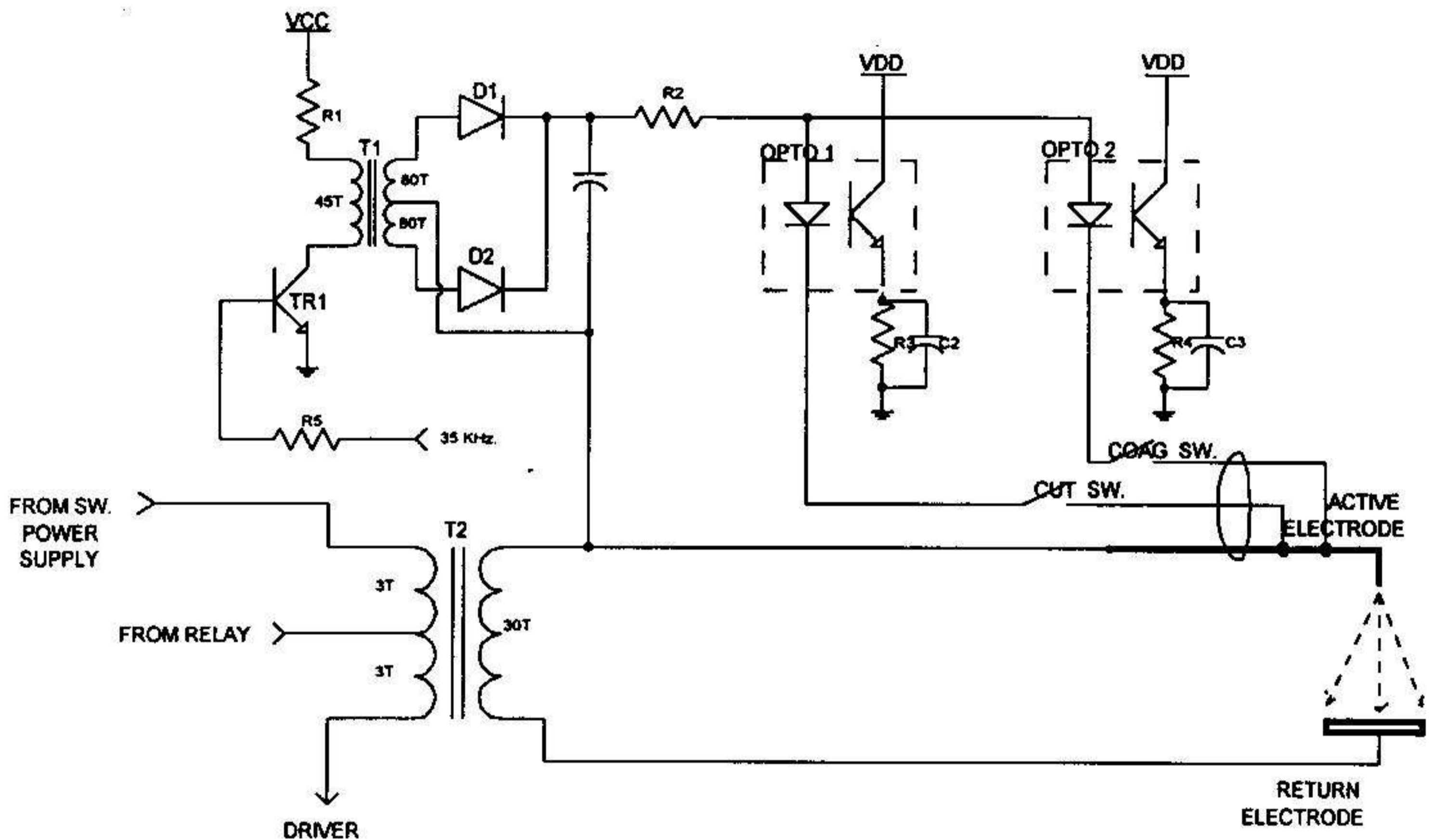


รูปที่ 4.1 แสดงส่วนของวงจร Relay



รูปที่ 4.2 แสดงวงจรส่วน Driver ทั้งหมด

วงจรส่วน Output จะทำหน้าที่เป็นวงจร Isolate สวิตช์ CUT และ COAG ที่อยู่บนด้ามจับของ Active Electrode (hand switch) ซึ่งเป็นส่วนที่ต้องมีแรงดันสูงผ่านออกเป็น Output เพื่อเป็นสัญญาณฆ่าตัดต่อไป สวิตช์ CUT และ COAG นี้ใช้ในการเลือกรูปแบบสัญญาณที่ใช้ในการฆ่าตัดในส่วนของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ ดังนั้นจึงจำเป็นต้อง Isolate วงจรทั้งสองออกจากกัน โดยใช้การสร้างแรงดัน DC เพื่อการไปสวิตช์ไดโอด ใน Optocoupler ซึ่งช่วยในการ Isolate ดังวงจร



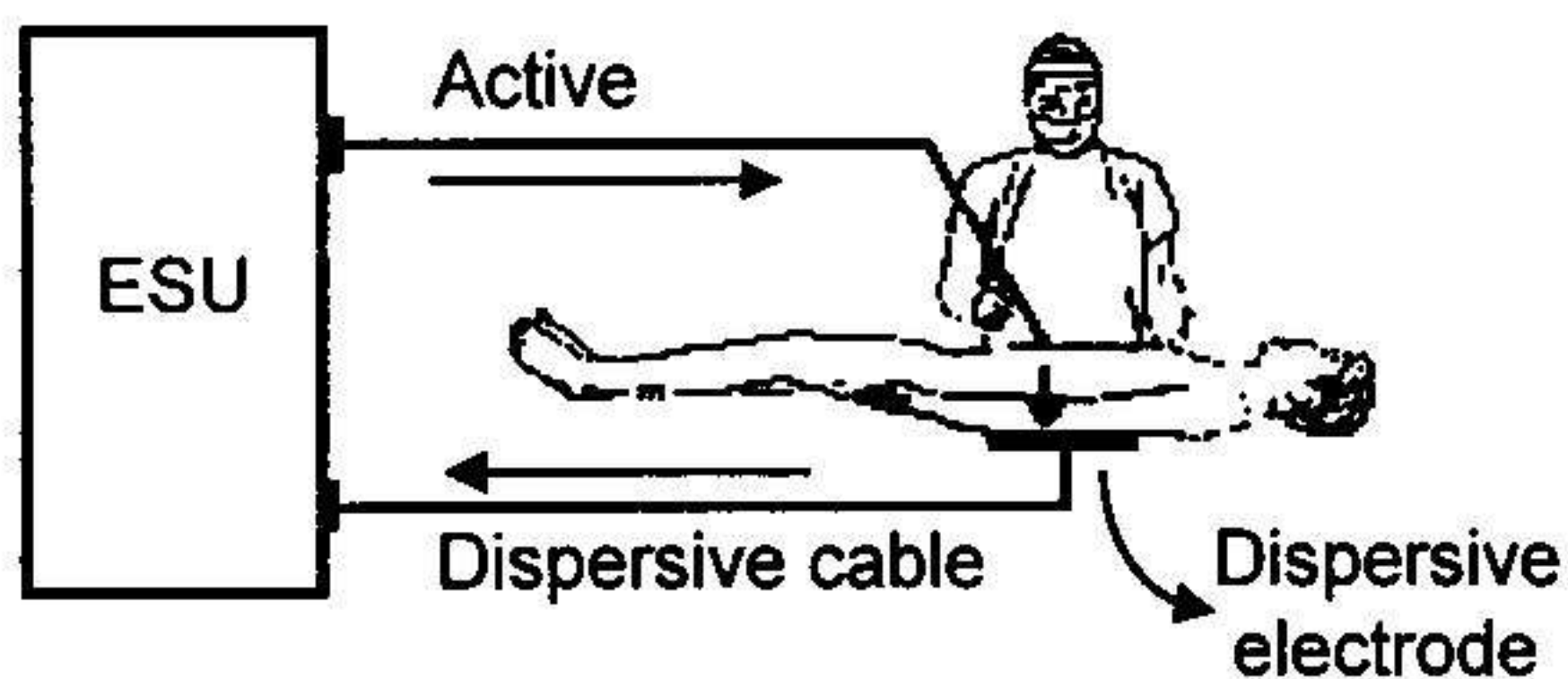
รูปที่ 4.3 แสดงวงจรส่วน Output

## บทที่ 5

### 5 วงจร Return electrode monitor

#### 5.1 หน้าที่ของวงจร Return Electrode Monitor ( REM )

ทำหน้าที่ในการตรวจสอบผิวสัมผัสระหว่าง Return Electrode กับผิวหนังใช้ ว่ามีการแนบสนิทกันเพียงพอที่จะไม่ทำให้เกิดอันตรายจากการผ่าตัดในจุดที่ไม่ต้องการหรือไม่ เพราะหลักของผ่าตัดด้วยกระแสไฟฟ้านั้น อาศัยความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนสูง ทำให้เนื้อเยื่อตรงบริเวณที่ผ่าตัดเกิดการไหม้และขาดออกจากกัน ซึ่งจะเห็นว่าการใช้ Active Electrode ที่มีลักษณะเป็นด้ามโลหะ จะทำให้มีผิวสัมผัสน้อย นั่นคือเกิดความร้อนสูงในบริเวณนี้เมื่อทำการผ่าตัด และ ลักษณะของ Return Electrode จะเป็นแผ่นแบนที่ให้ผิวสัมผัสมาก ทำให้เกิดการกระจายของกระแส ดังนั้น แผลผ่าตัดจะเกิดเฉพาะในบริเวณที่ Active Electrode สัมผัสเท่านั้น แต่หากผิวสัมผัสระหว่างคนไข้กับ Return Electrode ไม่แนบสนิทกันดีพอจนเกิดจุดหนึ่งจุดใดที่มีผิวสัมผัสน้อยเกินไป กระแสก็จะไหลไปยังจุดนั้นมาก ทำให้มีความเข้มของกระแสสูง ความร้อนก็จะสูง และอาจทำให้เกิดแผลผ่าตัด ที่เราไม่ต้องการ ซึ่งจะเป็นอันตรายสำหรับคนไข้ นั่นเอง ในการใช้งานเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้าในโรงพยาบาลซึ่งมีลักษณะดังรูป



รูปที่ 5.1 ลูกศรแสดงทิศทางของกระแส RF ของเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้า ผ่านตัวผู้ป่วย ไหลกลับเข้าเครื่องโดยผ่าน dispersive electrode

โดยทั่วไปเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้าจะใช้ความถี่ประมาณ 450 kHz ถึง 1 MHz ในการผ่าตัด โดยอาศัยหลักการที่ว่า เมื่อความหนาแน่นของกระแสต่อพื้นที่ผิวสัมผัสมากจะทำให้เกิดความร้อนสูง ทำให้สามารถผ่าตัดเนื้อเยื่อหรือห้ามเลือดได้[3] ในการผ่าตัดด้วยเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้าจะใช้ Active electrode เป็นโลหะปลายแหลม แทนมีดผ่าตัด และแผ่น dispersive electrode หรือ patient electrode จะเป็นแผ่น plate ขนาดใหญ่มีพื้นที่ผิวสัมผัสกับผู้ป่วยมาก เพื่อที่จะรับกระแสที่มาจาก active electrode ผ่านตัวผู้ป่วย กลับเข้าเครื่อง การที่ใช้ plate



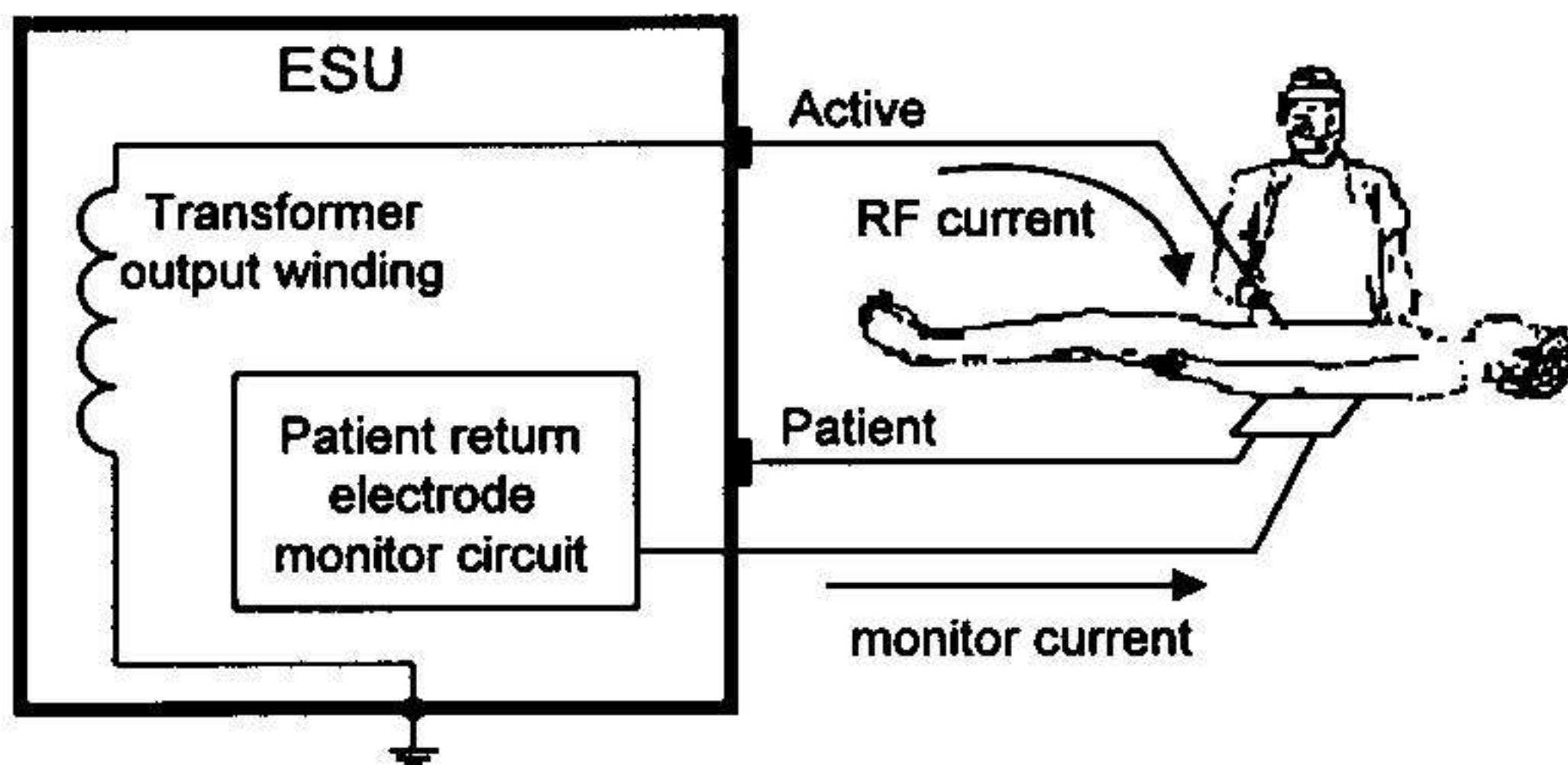
ขนาดใหญ่ เพื่อให้มีความหนาแน่นของกระแสต่อพื้นที่น้อย จนไม่เกิดผลของการผ่า เพียงแต่เป็นทางผ่านของกระแสเพื่อให้ครบวงจร ดังรูปที่ 5.1 ซึ่งหากมีความเข้มของกระแสที่จุดหนึ่งจุดใดมากเกินไป อันเนื่องมาจากพื้นที่ผิวสัมผัสลดลง ก็จะทำให้เกิดการไหม้ (burn) ที่ผิวสัมผัสนั้นได้ ซึ่งตรงนี้ศัลยแพทย์จะต้องระมัดระวังมาก เพราะนอกจากการรักษาแล้ว ยังต้องมีความปลอดภัยต่อผู้ป่วยด้วย ในการที่จะตรวจสอบ impedance ผิวสัมผัสระหว่างผู้ป่วยกับแผ่น dispersive plate ก็เพื่อความปลอดภัยแก่ผู้ป่วย

อาศัยหลักการของการเปลี่ยนแปลงค่า impedance คือพื้นที่ผิวสัมผัสลดลงจะทำให้ค่า impedance โดยรวมสูงขึ้น นำสัญญาณที่มีการเปลี่ยนแปลงของค่า impedance นี้มาประมวลผล แล้วนำผลที่ได้ไปควบคุมการทำงานของเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้า และสร้างสัญญาณเตือนให้ศัลยแพทย์ได้ทราบ

## 5.2. การออกแบบและสร้าง

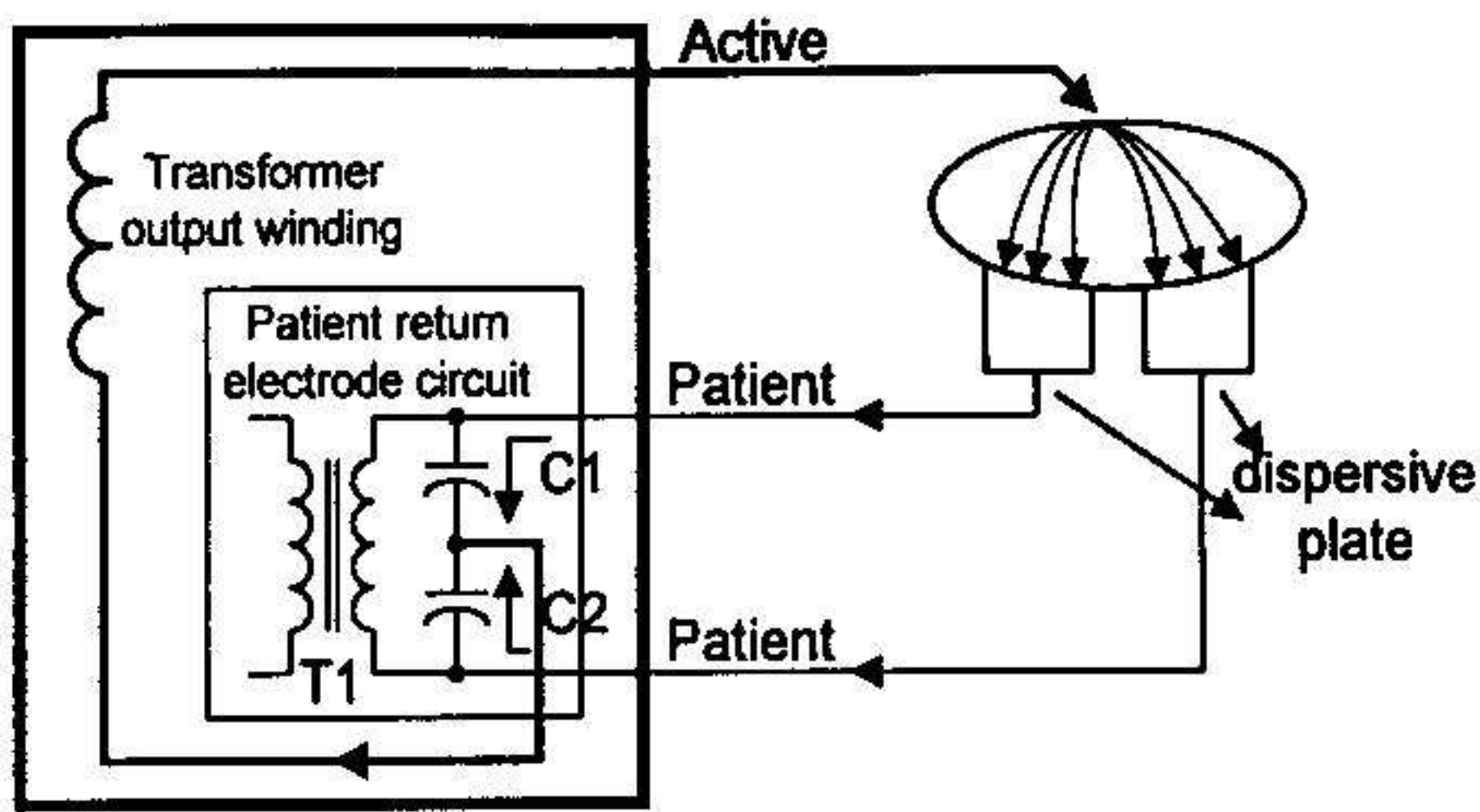
### 5.2.1 Block diagram การทำงานของวงจร

เนื่องจากสัญญาณ RF output ของเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้า จะมีศักย์ไฟฟ้าสูงมาก คือประมาณ 3000 โวลต์ สำหรับการผ่าตัด และสูงถึง 8000 โวลต์ สำหรับการห้ามเลือด จาก diagram ในรูปที่ 5.2 นี้จะเห็นว่า มี ground ร่วมกันอยู่ เพื่อไม่ให้วงจรวัด impedance



รูปที่ 5.2 แสดง output circuit diagram ทิศทางการไหลของ กระแส RF ผ่าน return plate และทิศทางการไหลของกระแส monitor

ทำให้วงจรทั้งสองต้องสลับกันทำงาน ซึ่งการหยุดทำงานของวงจรวัด impedance ขณะทำการผ่าตัดนี้ มีโอกาสที่ผู้ป่วยจะมีแผล burn ได้ จึงจำเป็นต้องทำการ isolate วงจรสำหรับวัด contact impedance ออกจากวงจรถัดสัญญาณผ่าตัด ทั้งนี้เพื่อไม่ให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เสียหาย โดยที่วงจรทั้งสองมี load ร่วมกันคือผู้ป่วย ดังรูปที่ 5.3 ESU เป็นแหล่งกำเนิดสัญญาณ RF ออกที่ output transformer ผ่าน active electrode ผ่านผู้ป่วย แยกไหลเข้าสู่ dispersive



รูปที่ 5.3 แสดงส่วนของ output monitor circuit และแสดงทิศทางการไหลของกระแส RF ผ่านผู้ป่วย สู่ dispersive plate .

plate ทั้งสอง ผ่าน high voltage capacitor C1, C2 ไหลกลับเข้า ESU ทางปลายอีกด้านหนึ่งของ output transformer โดย C1 และ C2 จะ short circuit ที่ความถี่ RF และ ขณะที่ C1, C2 short circuit นี้ จะมี ศักย์ไฟฟ้าของ RF ตกคร่อมที่ขดลวด secondary ต่ำมาก ทำให้ induce voltage เนื่องจาก RF current ซ้ำมารอบวนที่ขด primary ต่ำมาก สำหรับ loop ของ วงจรวัด return electrode impedance (REI) จะป้อนสัญญาณความถี่ 120KHz ให้กับหม้อแปลงความถี่สูง T1 ซึ่งความถี่นี้จะไม่ก่อให้เกิดการกระตุ้น กล้ามเนื้อหรือเส้นประสาทของผู้ป่วยที่ขด secondary ของหม้อแปลงนี้ จะจัดวงจร เป็นแบบ parallel resonance circuit ที่ความถี่ 120 kHz ค่า L ที่ขด secondary หาได้จากสมการ

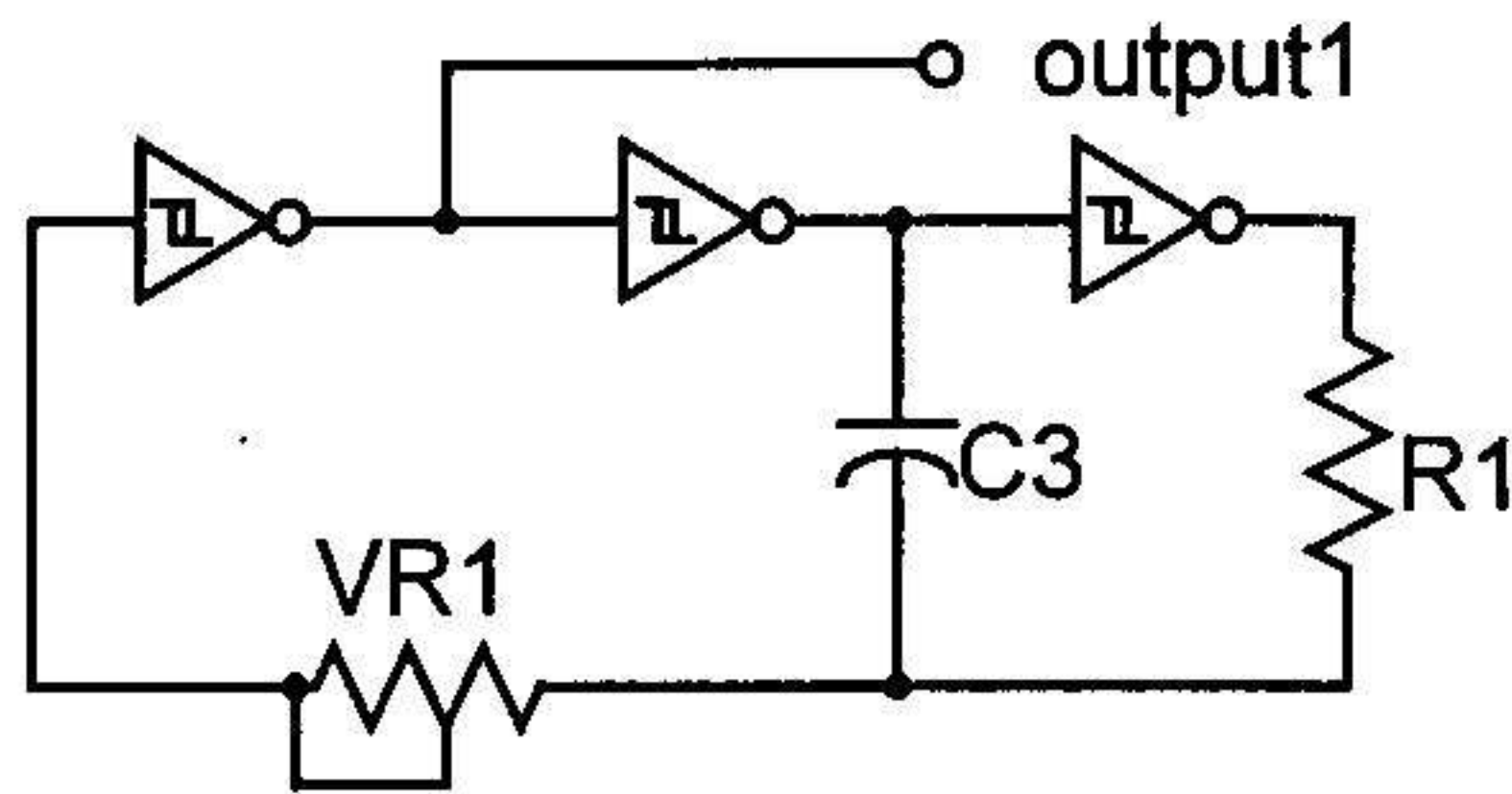
$$L = \frac{1}{\omega^2 C}$$

ให้ C1 และ C2 มีค่า 0.22  $\mu\text{F}$  ดังนั้นเราจะได้ค่า L เท่ากับ 16  $\mu\text{H}$  ซึ่ง output ของวงจร REI นี้ จะเห็นวงจร C1, C2 open circuit ฉะนั้นการเปลี่ยนแปลงที่ contact impedance เท่านั้นที่มีผลต่อ วงจร REI เราจะทำการ detect การเปลี่ยนแปลงของ voltage ที่ ขด primary ของหม้อแปลง T1 ไปประมวลผลต่อไป นอกจากใช้หม้อแปลงในการแยกวงจร high voltage ออกจากวงจร impedance monitor แล้ว ยังเป็นการแยกผู้ป่วยออกจากวงจรกระแสไฟรั่วที่ความถี่ 50 Hz ซึ่งกระแสรั่วเนื่องจาก power line นี้อาจทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้ โดยกระแสไฟรั่วเพียง 20  $\mu\text{A}$  อาจทำให้เกิด ventricular fibrillation ได้[4]

### 5.2.2 ส่วนของวงจร Oscillator และวงจร Flip-Flop

เราจะใช้วงจร oscillator โดยใช้ IC เบอร์ 74C14 ซึ่งเป็น Inverter Schmitt Trigger ต่อเป็นวงจร astable multivibrator สามารถสร้างความถี่ในช่วง 240 kHz ความถี่นี้ถูกกำหนดโดย ค่าของ C3, R1 และค่า VR1 ที่ปรับค่าได้ 20 K $\Omega$  (ตั้งวงจร) ในการใช้งานจริงเราจะ

ปรับความถี่ให้ได้ความถี่ resonance ที่ขด secondary ของหม้อแปลง T1 โดยการปรับ VR1 ให้ได้ voltage สูงสุดขณะไม่มี load

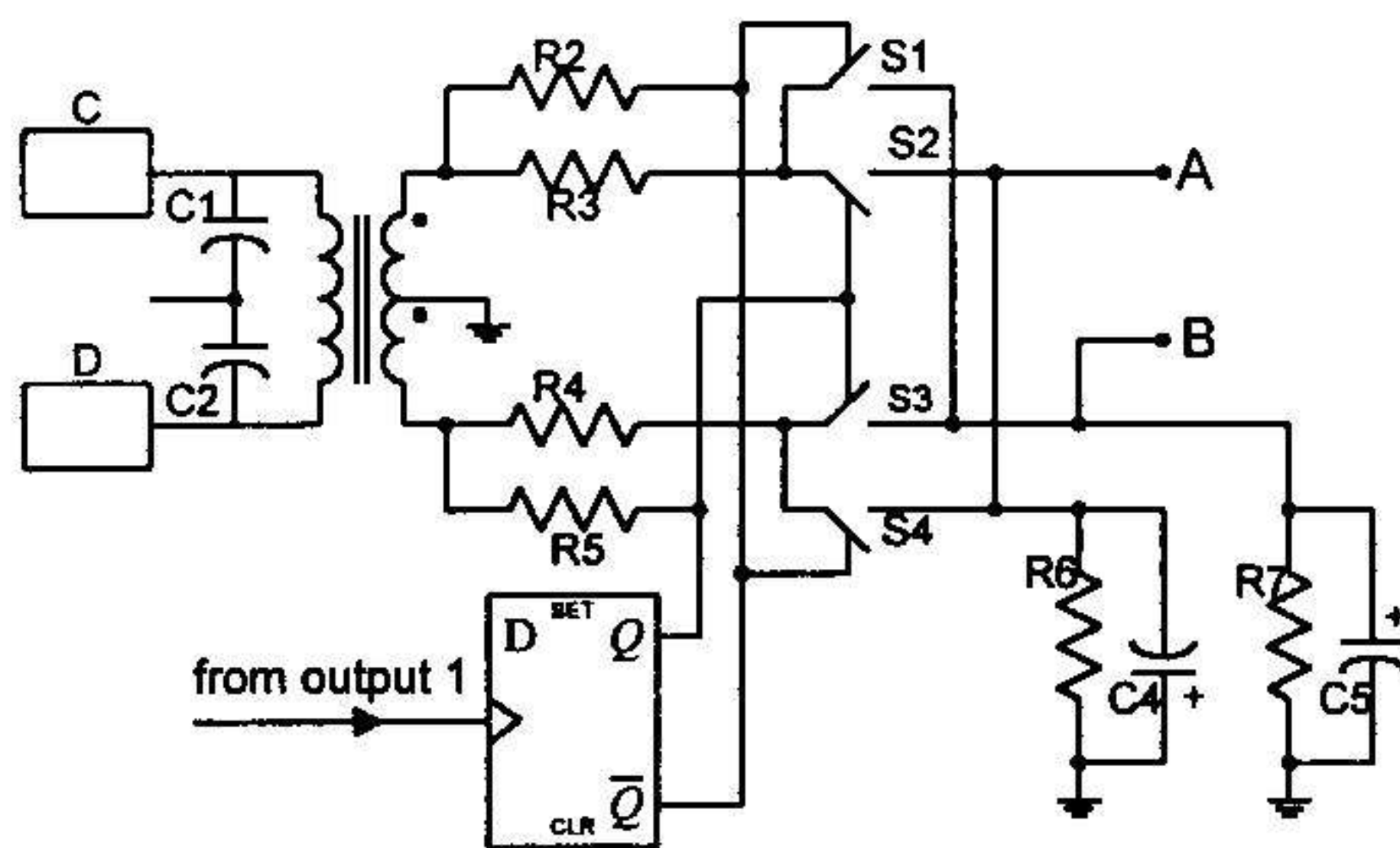


รูปที่ 5.4 แสดงส่วนของวงจร oscillator

สัญญาณที่สร้างขึ้นนี้จะถูกส่งผ่านไปยัง D Flip Flop ซึ่งในวงจรใช้ IC เบอร์ 4013 เพื่อสร้างสัญญาณ 2 สัญญาณที่กลับเฟสกันความถี่ลดลงครึ่งหนึ่ง จ่ายให้แก่ส่วนของวงจร Synchronization ต่อไป

### 5.2.3 ส่วนของวงจร ด้าน primary ของหม้อแปลงความถี่สูง

ในวงจรเราจะใช้ IC เบอร์ 4066 ซึ่งเป็น Quad Bilateral Switch ต่อเป็นวงจร synchronization และใช้ IC เบอร์ LM358 ซึ่งเป็น low power Op Amp ต่อเป็นวงจร differential Amp และ Comparator ใช้ไฟเลี้ยงวงจร +5V และ -5V จากรูปที่ 5 เมื่อสัญญาณไซเกิลบวกจาก  $Q$  และไซเกิลลบจาก  $\bar{Q}$  ถูกจ่ายออกมาจาก Flip-Flop สัญญาณไซเกิลลบจะไปควบคุมให้ S2 และ S3 ทำการ ON สวิตช์ และในขณะเดียวกันก็ส่งผ่าน R5 ไปยังขดลวด ส่วนสัญญาณไซเกิลลบจะไปควบคุมให้ S1 และ S4 ทำการ Open สวิตช์ และในขณะเดียวกันก็ส่งผ่าน R2 ไปยังขดลวดด้าน primary หน้าที่ของ R2, R5 จะเป็นตัวจำกัดขนาดสัญญาณ ที่ drive



รูปที่ 5.5 แสดงวงจรด้าน primary ของหม้อแปลงความถี่สูง และส่วนของ synchronization

ให้กับขด primary เพื่อสร้างสนามแม่เหล็กเหนี่ยวนำให้ขดลวดด้าน secondary เกิดแรงดันให้อยู่ในช่วง 300 mV จะได้ measuring current ประมาณ 1.5 mA ซึ่งจะได้อธิบายต่อไปในส่วน

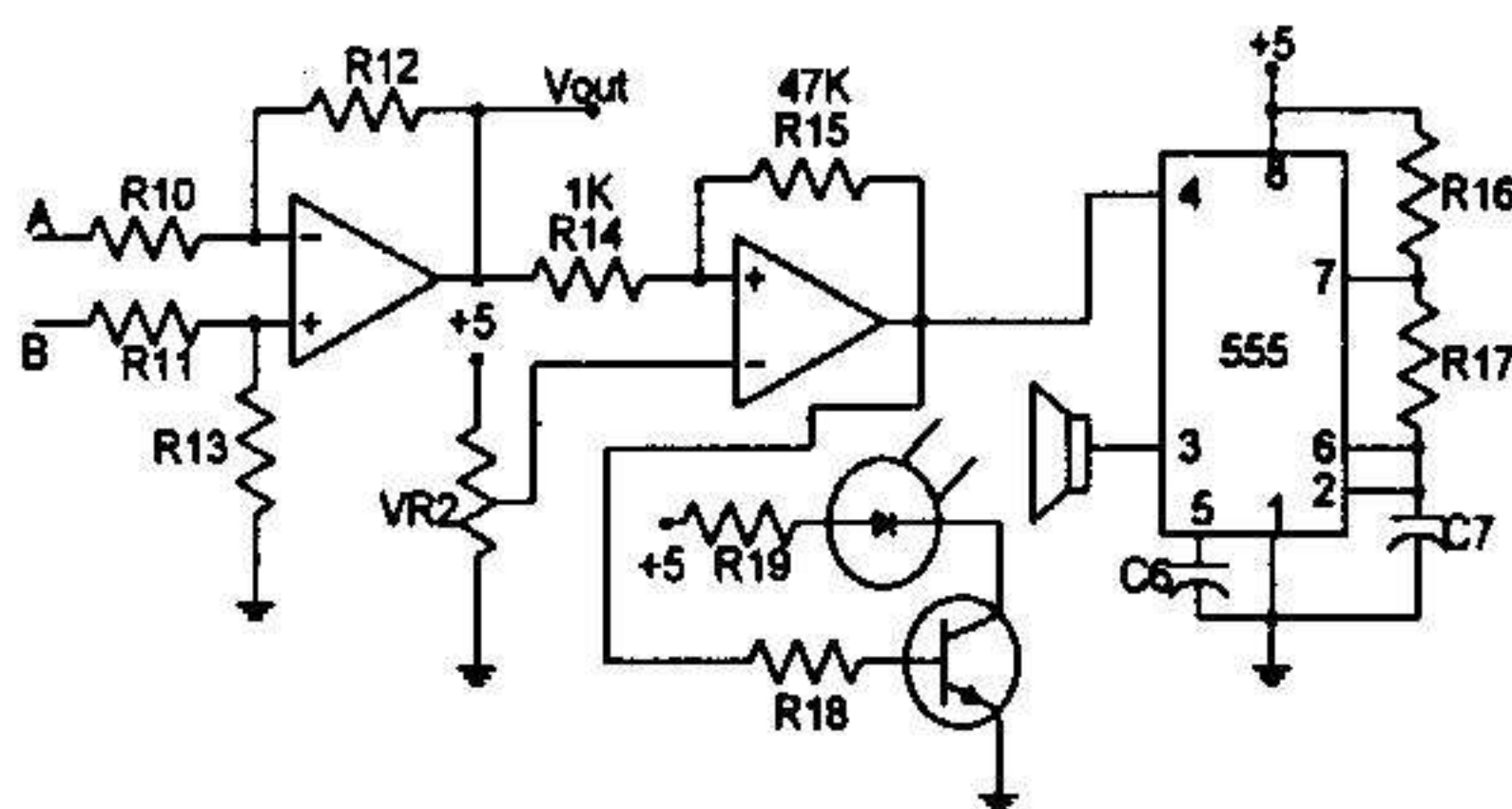
ของวงจรด้านขดลวด secondary ขณะที่ขดลวด primary เหนี่ยวนำอยู่นั้น ก็จะมีการตรวจสอบ การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณในขดลวด primary ไปด้วย โดยผ่านทาง R3, R4 เพื่อเข้าสู่สวิตช์ S2 และ S3 ที่ ON อยู่ โดยสัญญาณที่เข้าสู่สวิตช์ S2 จะเป็นสัญญาณไซเคิลลบ และสัญญาณที่ เข้าสู่สวิตช์ S3 เป็นสัญญาณไซเคิลบวก อันเนื่องมาจากสัญญาณที่ส่งผ่าน R 5 ในตอนแรก ซึ่ง สัญญาณที่ node A และ node B จะ charge ผ่านวงจร lowpass filter R6, C4 และ R7, C5 เพื่อให้สัญญาณที่ได้ไม่มี ripple ขณะที่สวิตช์ open ที่ node A จะได้ peak voltage ของ ไซเคิลลบ และ node B จะได้ peak voltage ของไซเคิลบวกสัญญาณ ที่ node A และ B จะป้อนเข้าสู่ ขั้วลบและขั้วบวกของ differential amplifier ตามลำดับ และเมื่อมีการสลับสถานะของไซเคิล เป็นลบและบวกในขา  $Q$  และ  $\bar{Q}$  ก็จะอธิบายการทำงานในลักษณะเดียวกันแต่เปลี่ยนมาใช้ สวิตช์ S1 และ S4 แทน โดยสถานะที่ node A และ node B ก็ยังคงเป็นลบและบวกตามลำดับ

การที่สัญญาณที่ node A และ node B มีสถานะเต็มตลอด คือเป็นไซเคิลลบและบวก คือผลจากการทำงานของสวิตช์ S1, S2, S3 และ S4 ซึ่งเป็นวงจร synchronization นั่นเอง

สัญญาณ output ของ differential amplifier จะได้จาก voltage ที่ node B ลบด้วย voltage ที่ node A ดังสมการ

$$V_{out} = (V_B - V_A) \cdot \frac{R_{12}}{R_{10}}$$

ขณะที่ plate ของ electrode แนบสนิทกับผิวหนังของผู้ป่วย แสดงว่า impedance ที่ผิวสัมผัส จะต่ำ เกิด loading effect ที่ source ของความถี่ 120 kHz output voltage ของ differential amp ก็จะต่ำ output ของ differential amp จะถูกส่งไปเปรียบเทียบกับสัญญาณอ้างอิงซึ่ง สามารถปรับตั้งได้โดย VR2 สำหรับเครื่องต้นแบบนี้ได้ปรับตั้งให้ alarm ไว้ที่ความต้านทานสูง กว่า 135  $\Omega$  ตาม specification ของเครื่องยี่ห้อ Valleylab ในส่วนของวงจร comparator ได้จัด วงจรให้มี hysteresis กำหนดโดยความต้านทาน R15 และ R14 output ของ comparator ขั้ววง จร indicator และควบคุมการทำงานของวงจร Alarm ซึ่งใช้ IC 555 ต่อเป็นวงจร oscillator ขา reset ถูกควบคุมโดยวงจร comparator ดังรูปที่ 5.6



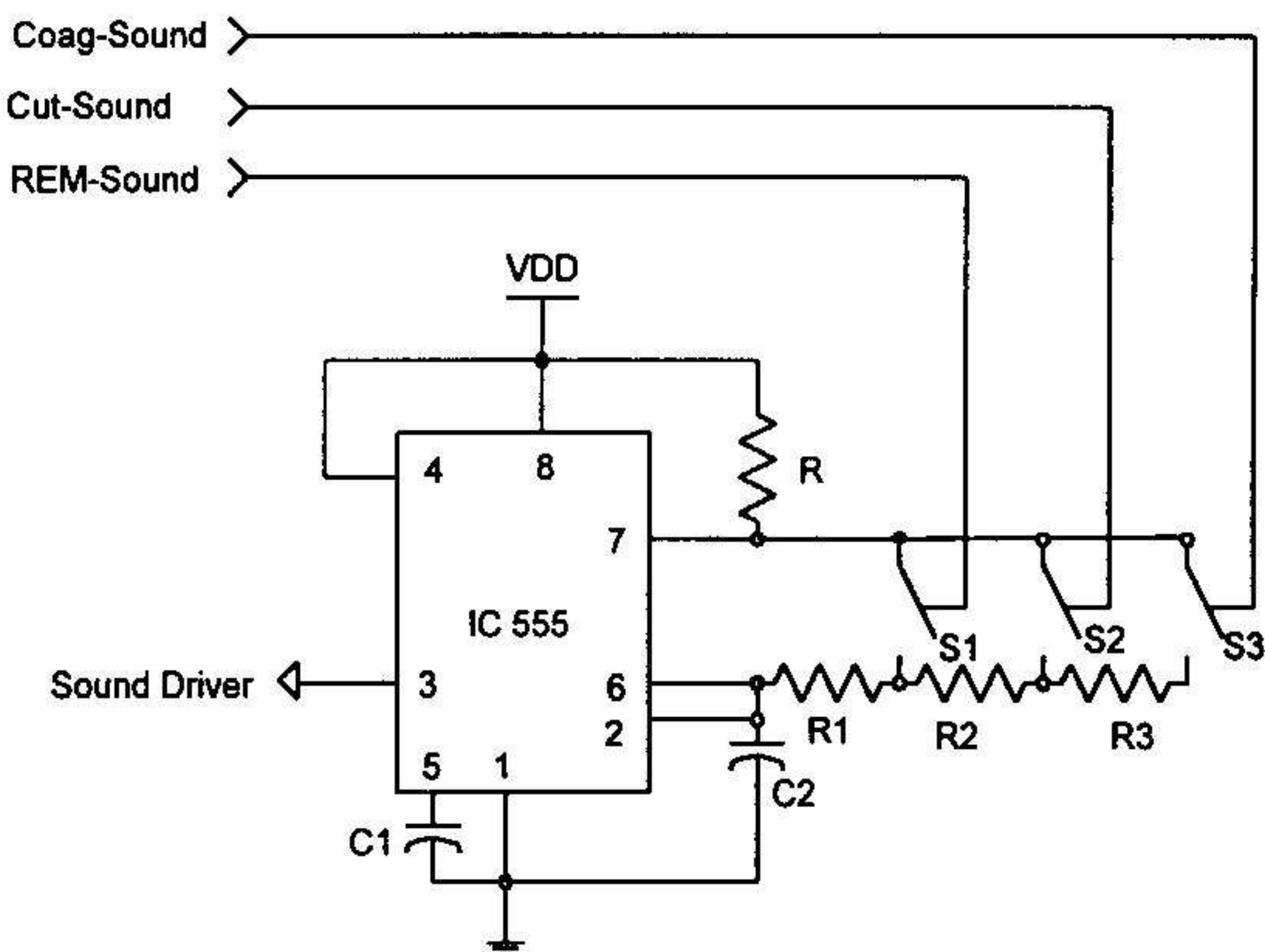
รูปที่ 5.6 วงจร differential amp, comparator และวงจรขับสัญญาณเตือน

#### 5.2.4 ส่วนของวงจรด้าน secondary ของหม้อแปลงความถี่สูง

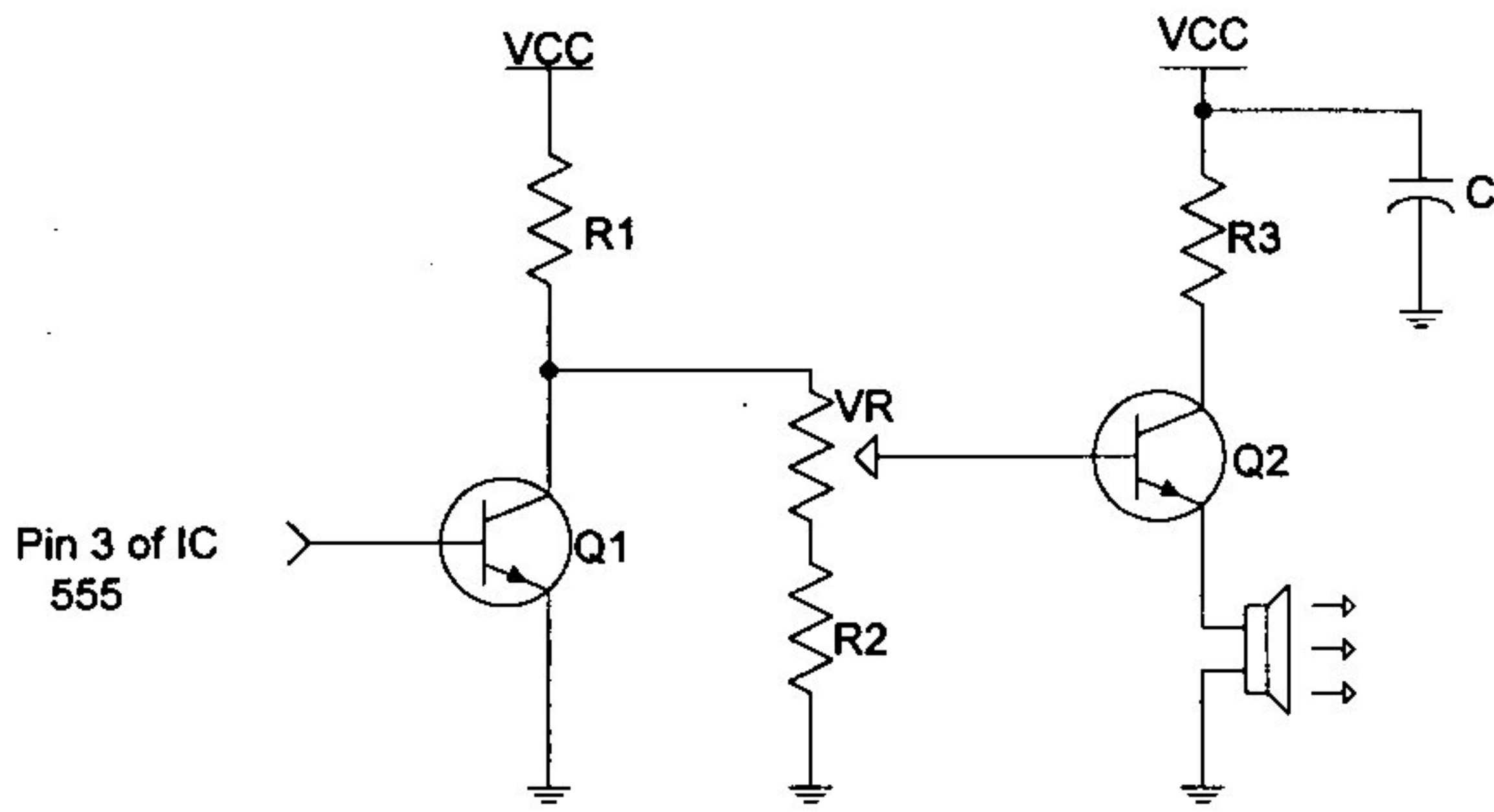
เมื่อขดลวดด้าน secondary ได้รับการเหนี่ยวนำจะเกิดแรงดันตกคร่อมตัวมัน ซึ่งในการใช้งานจริง จากวงจรในรูปที่ 5 ปลายที่จุด C และ D จะต่อกับ plate ด้านละชิ้น ซึ่ง plate นี้จะใช้รองรับตัวผู้ปวยเพื่อเป็น return RF current ของเครื่องคลื่นกรรมไฟฟ้า การที่วางตัวผู้ปวยให้แนบไปกับ plate จะเกิดการไหลของกระแส measuring current ซึ่งเป็นกระแสสัญญาณความถี่สูงที่ 120 kHz ผ่านทาง plate C ผ่านตัวผู้ปวย ไหลกลับทาง plate D การเปลี่ยนแปลงของพื้นที่ผิวสัมผัส จะทำให้ contact impedance เปลี่ยนแปลง เป็นผลให้แรงดันที่ขดลวดด้าน secondary เปลี่ยนแปลง และจะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงแรงดันในวงจรของขดลวดด้าน primary ด้วย ซึ่งได้อธิบายไว้แล้ว

#### 5.3 วงจรกำเนิดความถี่เสียง

วงจรกำเนิดความถี่เสียงนี้เรียกว่า วงจร Sound Generator ซึ่งสามารถกำเนิดเสียง 3 ความถี่ที่ต่างกันเพื่อเป็นเสียงที่แสดงสภาวะการใช้สัญญาณ Cut , COAG และสัญญาณ Alarm สำหรับวงจร REM ตามลำดับ เพื่อแสดงสภาวะร่วมกับวงจร LED โดยใช้ IC 4066 ซึ่งเป็น Analog Switch ทำการสวิตช์เลือกค่า R ที่จะเป็นตัวกำหนดความถี่เสียงร่วมกับ C2 ที่เรากำหนดไว้แล้ว ตามรูปแบบวงจร Astable Multivibrator ของ IC 555 ดังรูป



รูปที่ 5.7 แสดงวงจร Sound Generator ที่กำเนิดเสียง 3 ความถี่



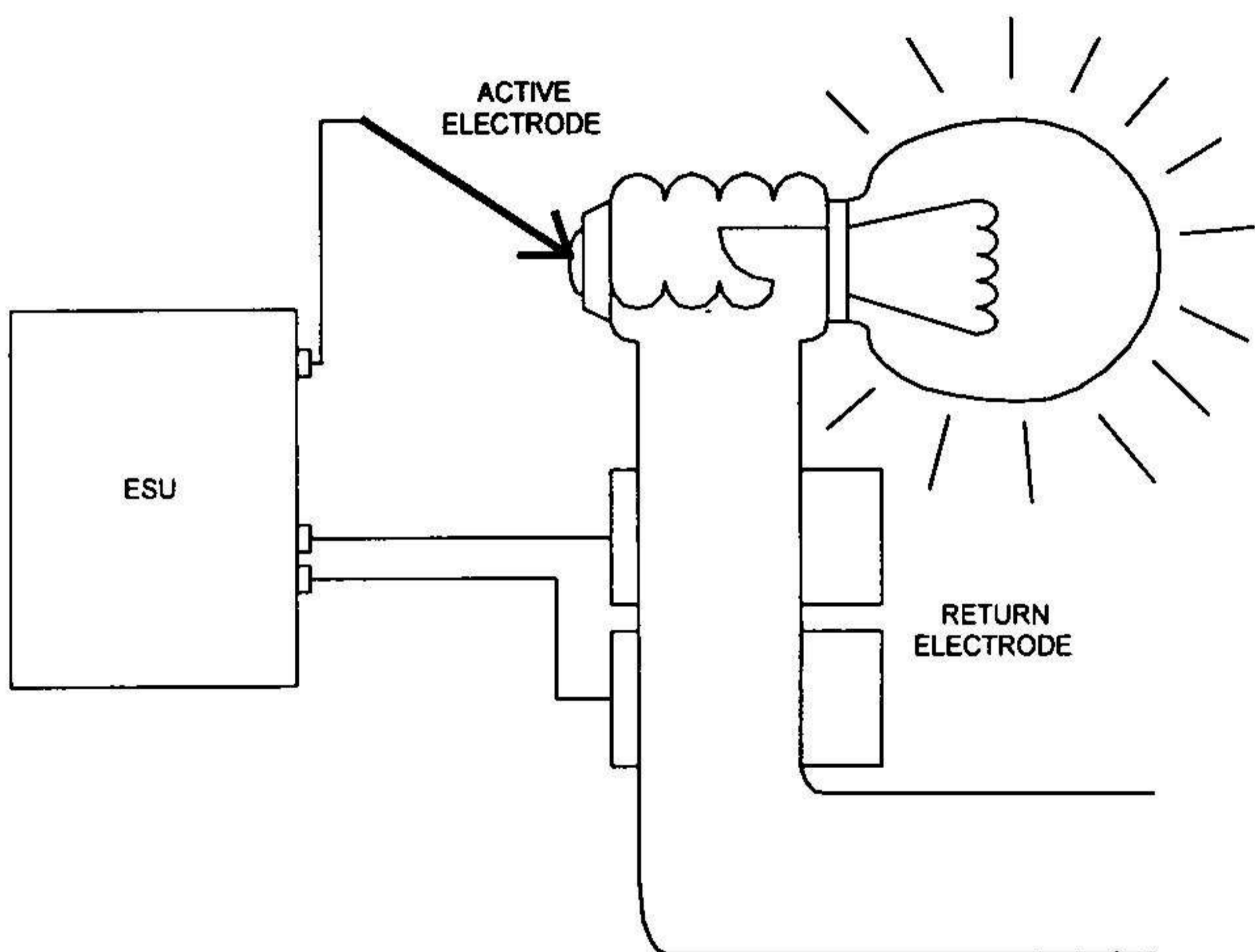
รูปที่ 5.8 แสดงวงจรขับลำโพง

## บทที่ 6

## การทดสอบวงจรส่วนต่างๆ

## การทดสอบที่ 1.

การทดสอบความถี่ 500 KHz. ที่ใช้เพื่อแสดงว่า ไม่มีผลต่อการกระตุ้นกล้ามเนื้อและระบบประสาทในร่างกายคนไข้ โดยทำการทดลองให้กระแสไหลผ่าน Load ที่เป็นหลอดไฟ ไส้ขนาด 20 Watt และตัวคนไข้ ตามวงจรดังรูป



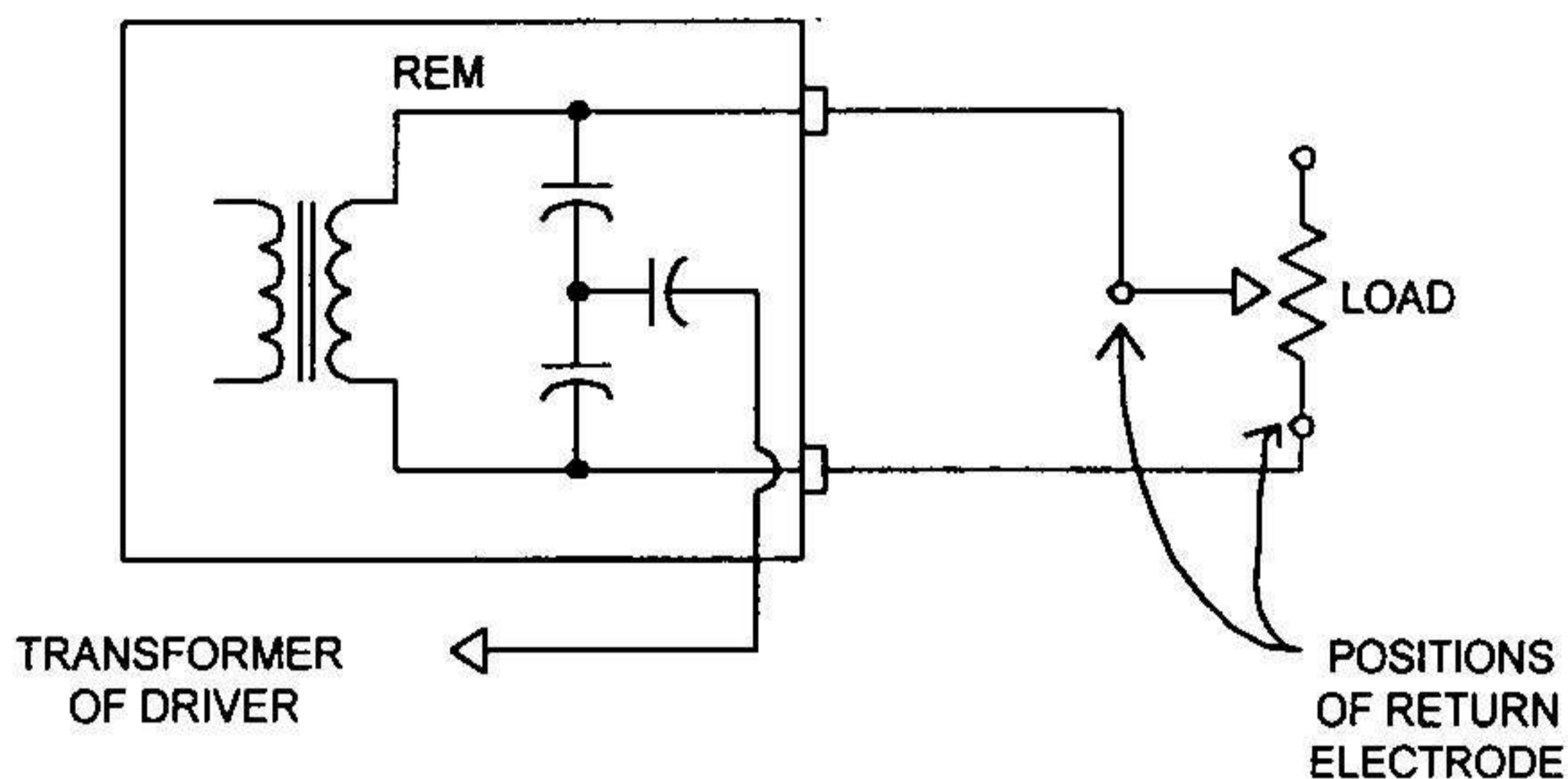
รูปที่ 6.1 แสดงการต่อวงจรทดสอบที่ 1.

## ผลการทดสอบที่ 1.

หลอดไฟสว่างโดยมีกระแส RF ไหลผ่านตัวคนไข้ได้โดยไม่มีผลต่อการกระตุ้นระบบประสาทในร่างกาย

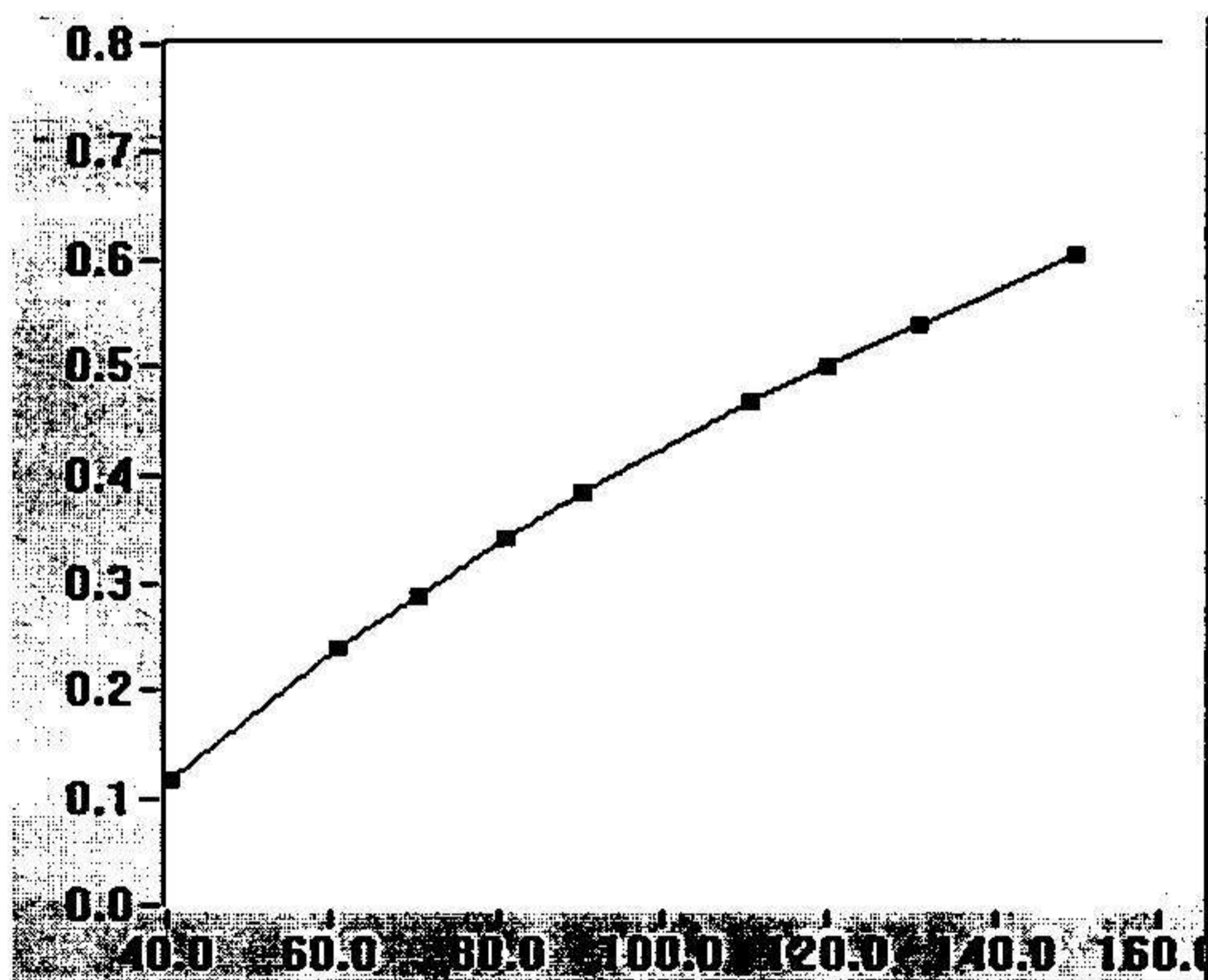
## การทดสอบที่ 2.

การทดสอบโดยวัดค่า impedance ของวงจร REM โดยแทนค่า impedance ที่ต้องการวัดด้วยตัวต้านทานปรับค่าได้ ดังวงจรทดสอบในรูป แล้ววัดแรงดันที่เปลี่ยนแปลง ที่ output ของวงจร Differential Amplifier เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความต้านทานค่าต่างๆ



รูปที่ 6.2 แสดงการต่อวงจรทดสอบที่ 2.

## ผลการทดสอบที่ 2.



รูปที่ 6.3 แสดงผลการทดลองดังนี้ ซึ่งให้ผลการวัดเป็นเชิงเส้น แกน X เป็นความต้านทานหน่วยเป็นโอห์ม แกน Y เป็น voltage output หน่วยเป็น volts



### การทดสอบที่ 3.

ทดลองวัดค่า impedance ของผิวสัมผัสระหว่างผิวหนังของคน กับแผ่น dispersive plate (return electrode) ที่ใช้งานจริงกับเครื่องคลื่นกรรมไฟฟ้า โดยใช้วงจร REM

### ผลการทดสอบที่ 3.

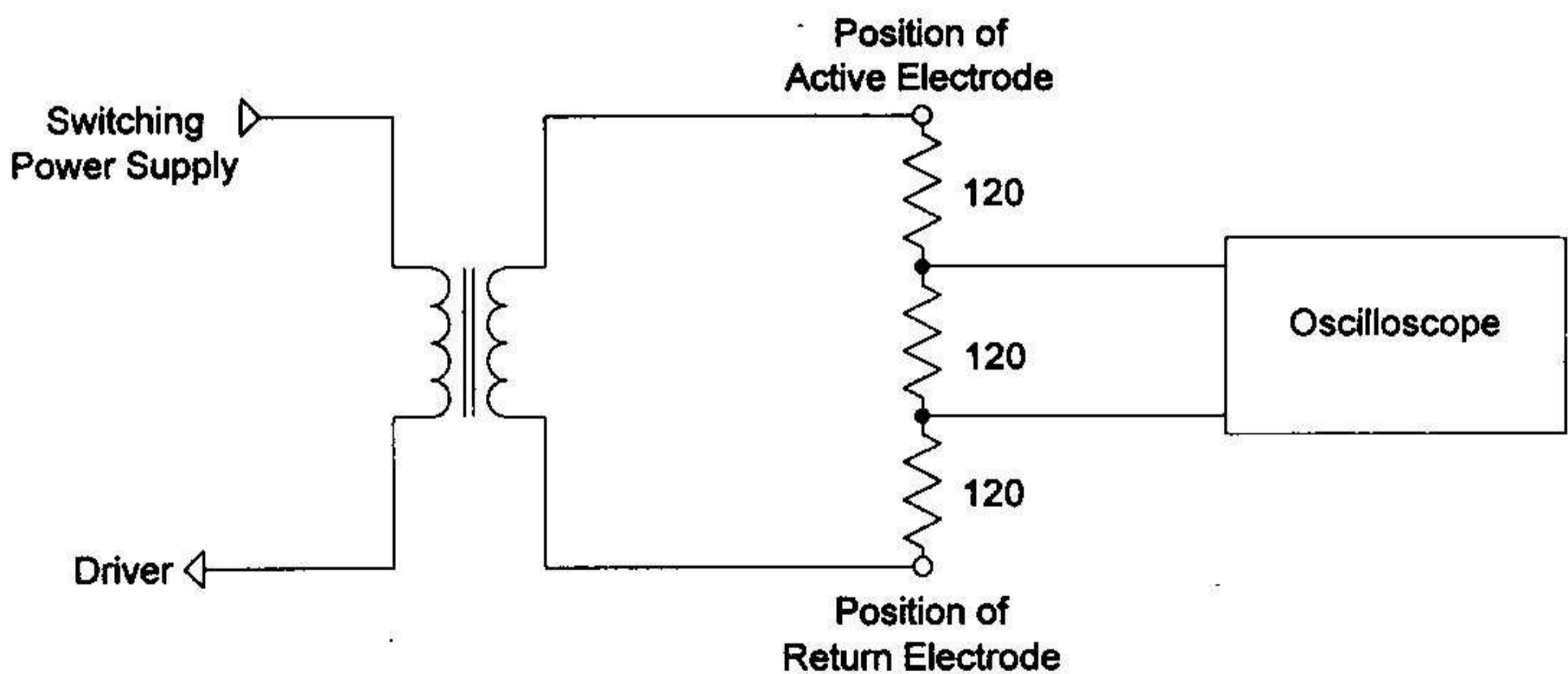
สามารถสรุปผลได้ดังนี้

ผิวสัมผัสระหว่าง plate กับคนไข้ ( % )	ค่า impedance โดยประมาณ ( $\Omega$ )
100	50-60
75	60-70
50	70-80
25	100-110
0 ( open )	>500

หมายเหตุ ค่าผลการทดสอบ ค่าความต้านทานเฉลี่ยจากอาสาสมัคร 20 คน โดย เป็นชาย 12 คน และหญิง 8 คน

### การทดสอบที่ 4.

ทดลองแทนตัวคนไข้( Load ) ด้วยตัวต้านทานขนาด  $120 \Omega$  ต่ออนุกรมกัน 3 ตัวดังรูป เพื่อดู waveform และขนาดของสัญญาณการผ่าตัดในแต่ละ mode จาก output ที่ Active Electrode



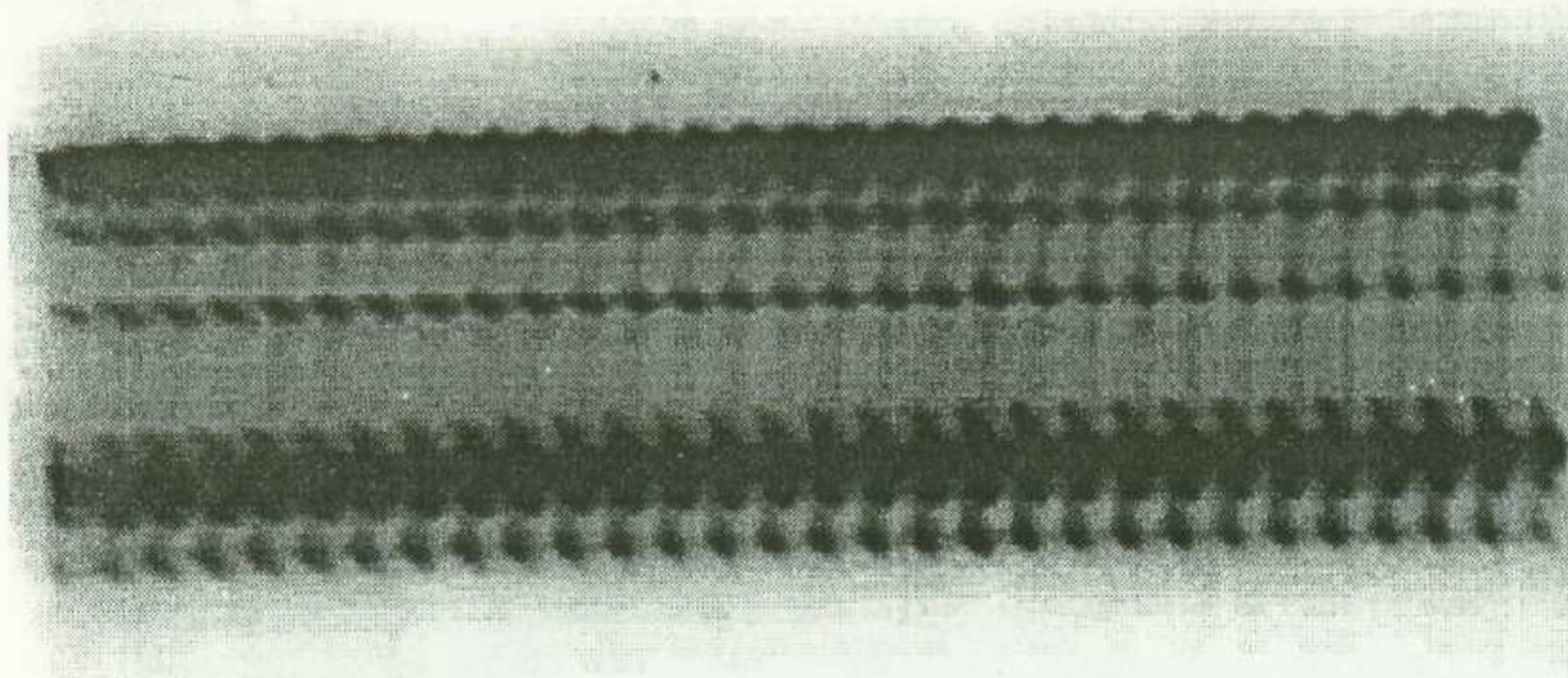
รูปที่ 6.4 แสดงวงจรทดสอบที่ 4.

## ผลการทดสอบที่ 4.

สภาวะสัญญาณ ( mode )	turn ratio ของ หม้อ แปลง	แรงดันด้านPRI.ของ หม้อแปลง(I/P),Volt.	แรงดันด้านSEC. ของ หม้อแปลง (O/P),Volt
Coag	1:10	49.7	705
Pure cut	1:5	30.6	510
Blend 1	1:5	37.4	510
Blend 2	1:5	38.9	510
Blend 3	1:5	40.3	450

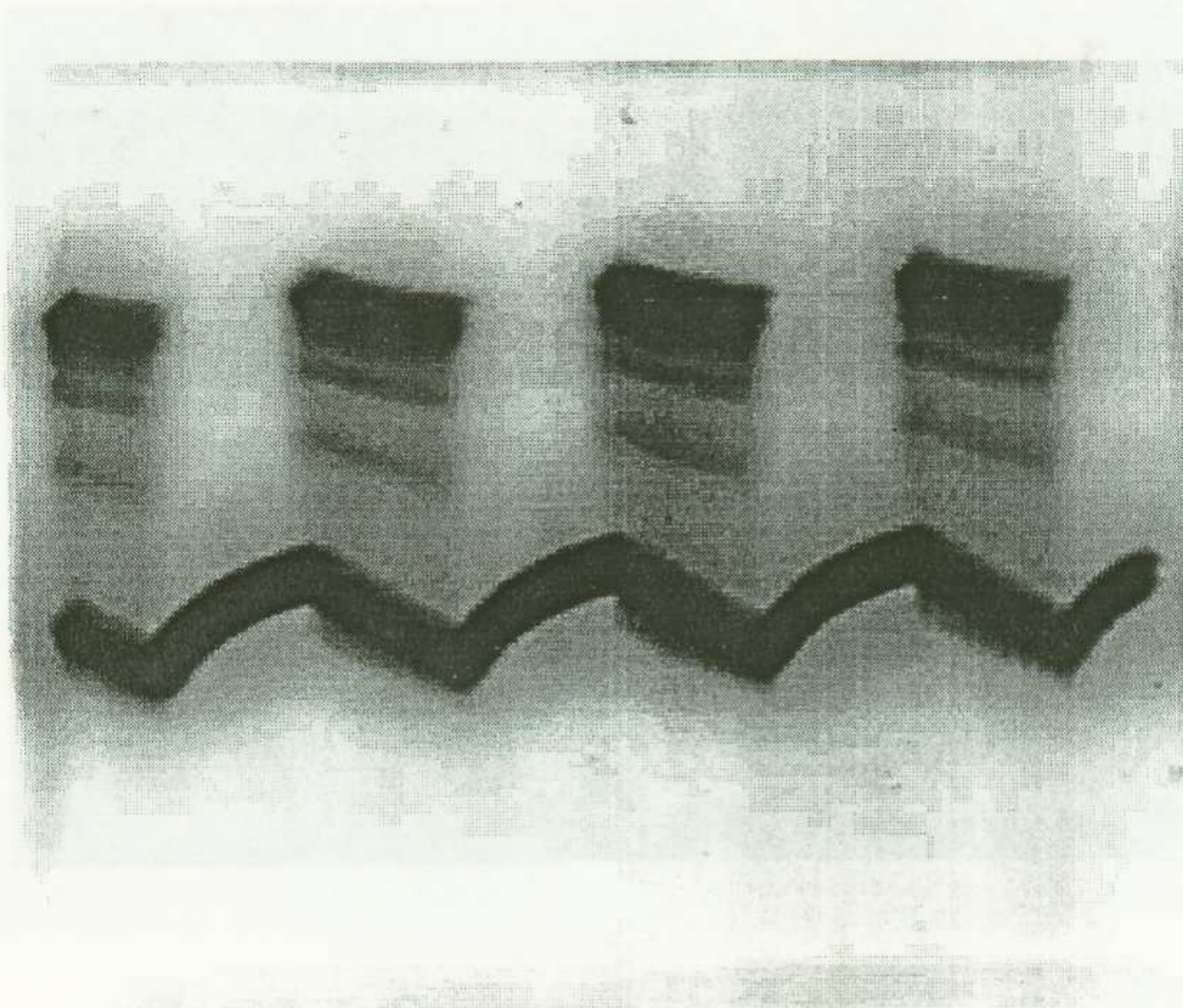
แสดง waveform ของสัญญาณต่างๆ ได้ดังนี้

รูปที่ 6.5 เป็นสัญญาณ BLFN ที่ load 360โอห์ม 510V

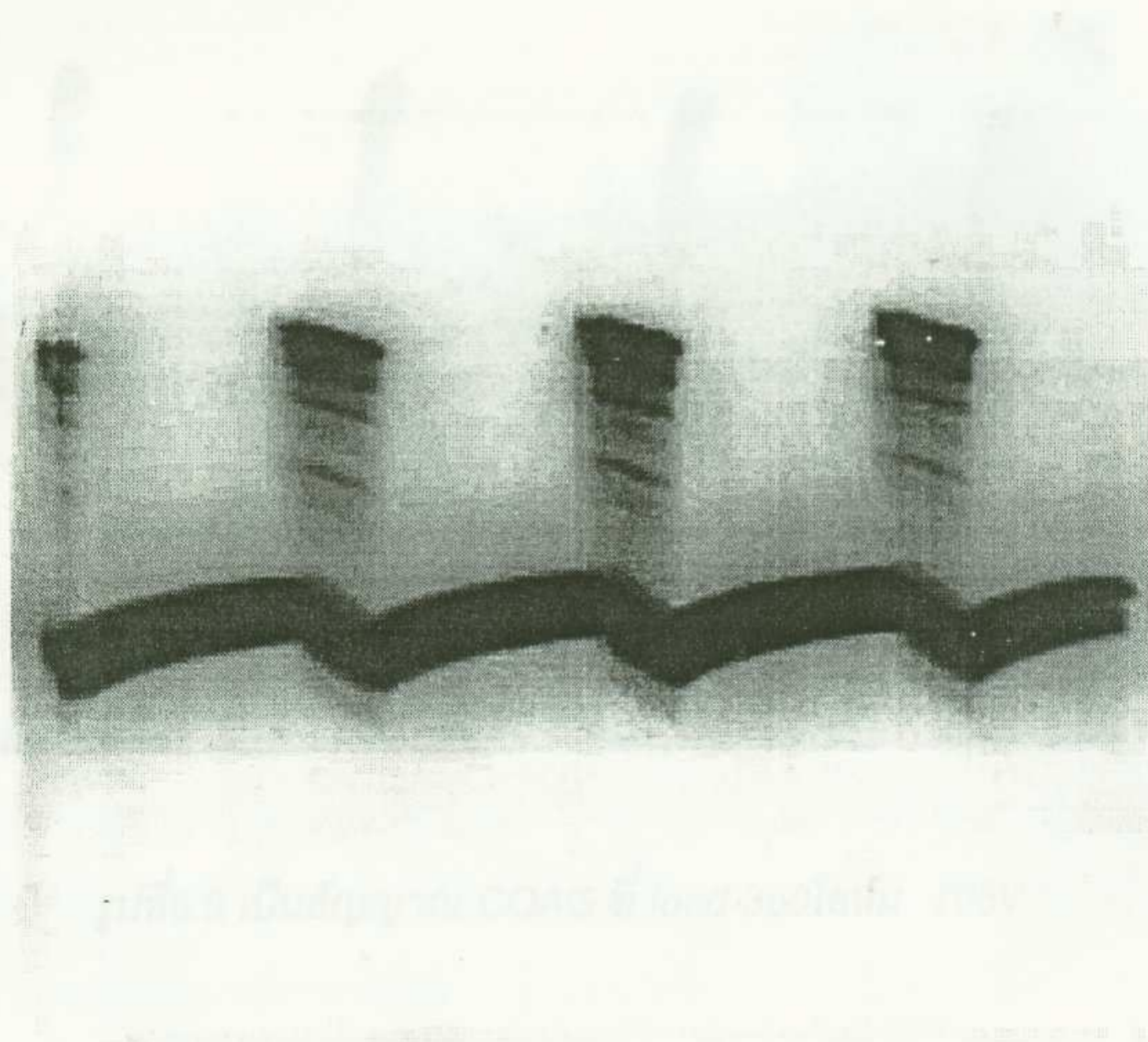


รูปที่ 6.5 เป็นสัญญาณ CUT ที่ load 360โอห์ม 510V

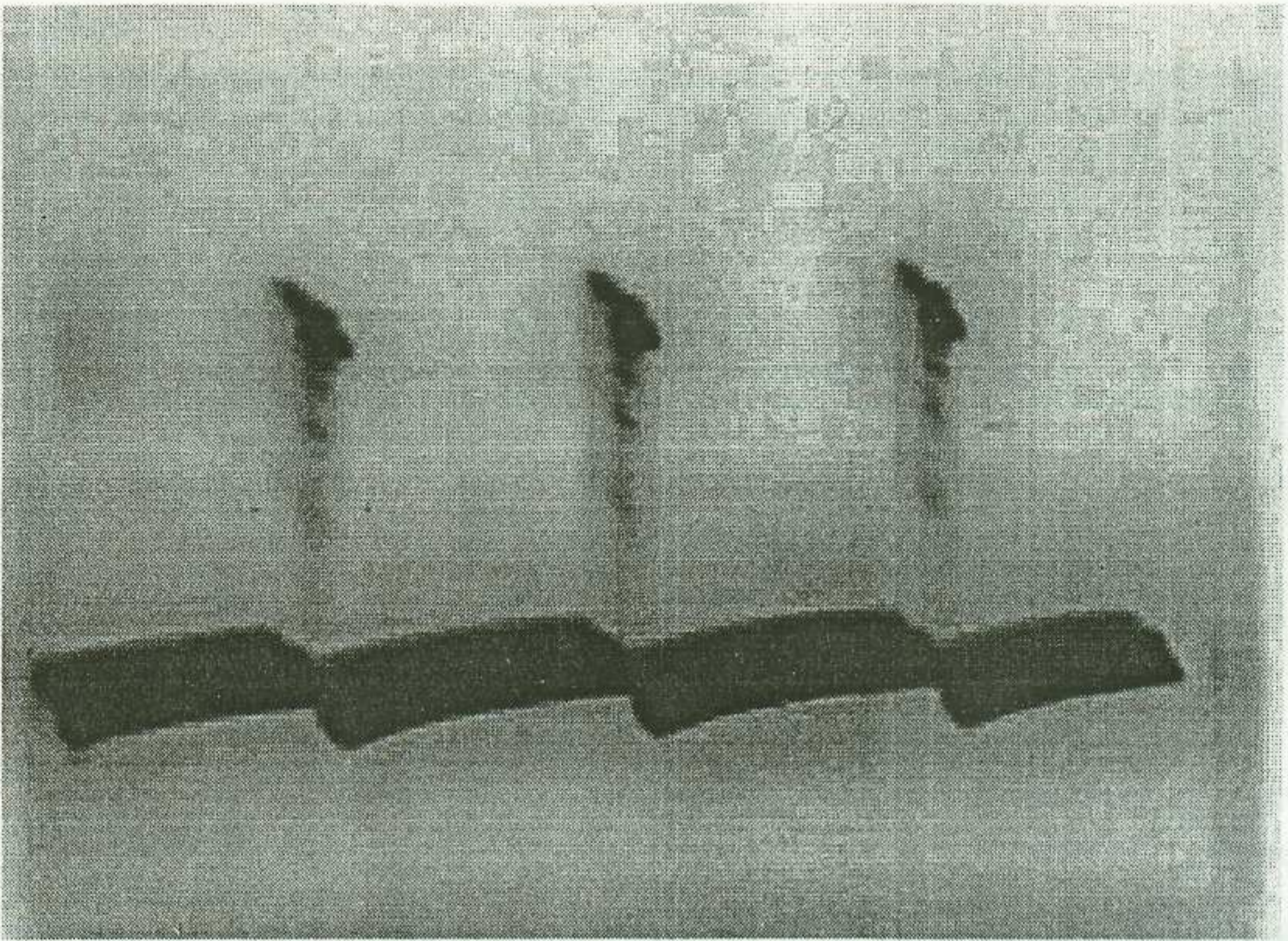
รูปที่ 6 เป็นสัญญาณ BLFN ที่ load 360โอห์ม 510V



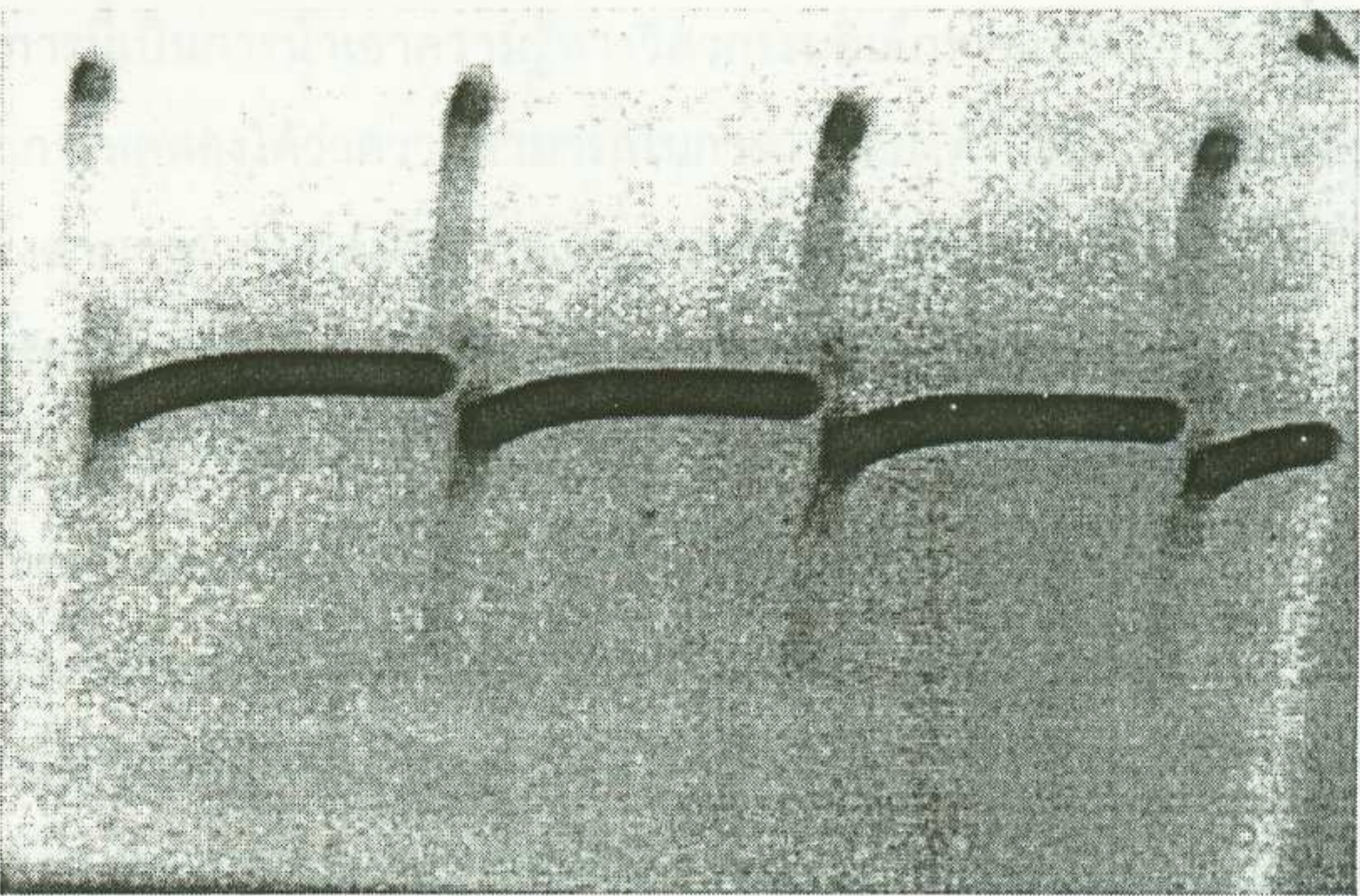
รูปที่ 6.5 เป็นสัญญาณ BLEN1 ที่ load 360โอห์ม 510V



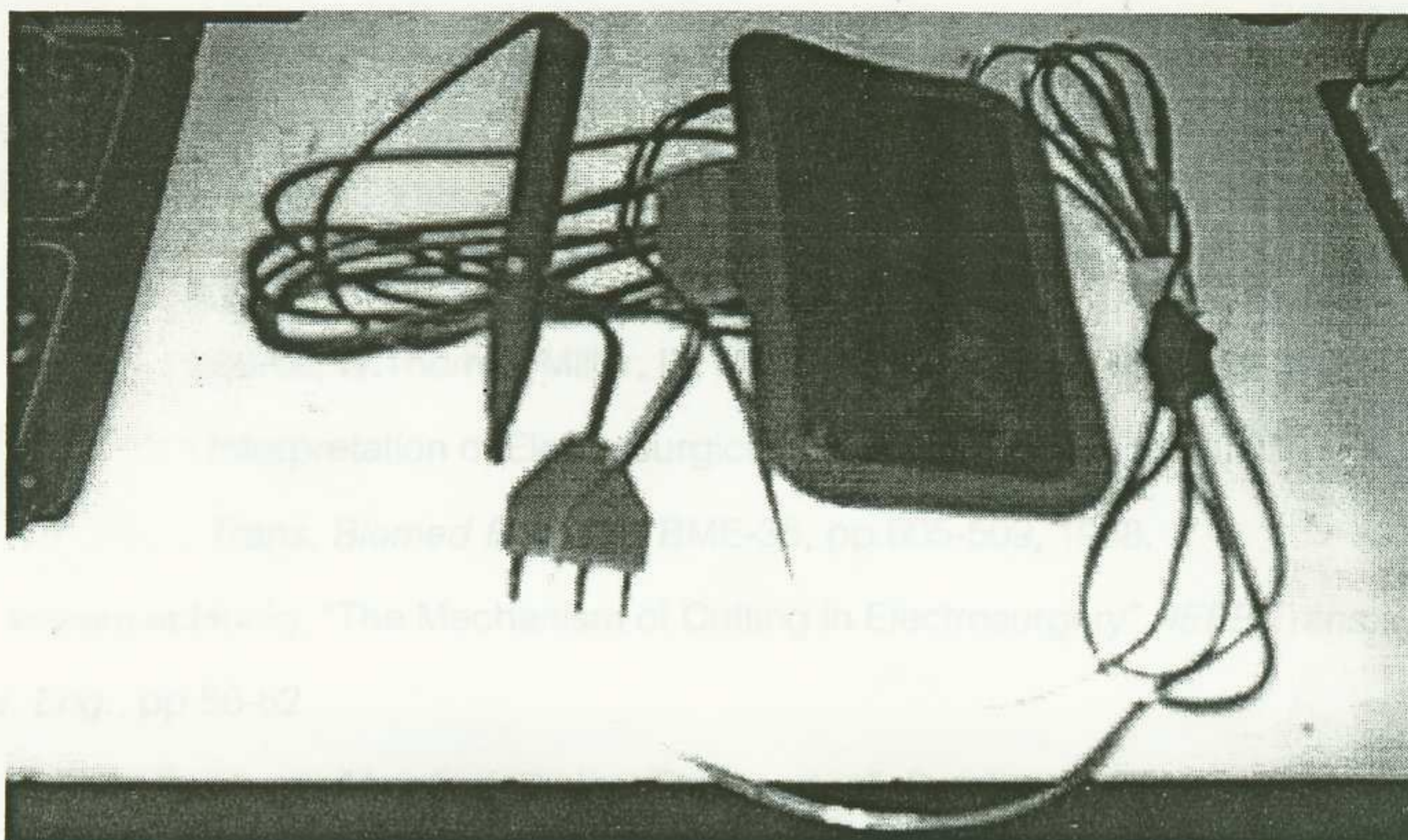
รูปที่ 6.6 เป็นสัญญาณ BLEN2 ที่ load 360โอห์ม 510V



รูปที่ 6.7 เป็นสัญญาณ BLEN3 ที่ load 360โอห์ม 450V



รูปที่ 6.8 เป็นสัญญาณ COAG ที่ load 360โอห์ม 705V



รูปที่ 6.9 แสดง Hand switch และ patient plate

### สรุปผลวิเคราะห์

โครงการนี้เป็นการนำเอาความรู้ทางวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์มาใช้ในการออกแบบต้นแบบ ผลจากการทดลองได้ว่าความสามารถในการผ่าตัดยังคงต่ำเนื่องจากให้ศักย์ไฟฟ้าออกมาไม่สูงมากพอ ซึ่งสามารถแก้ไขได้ด้วยการใช้อุปกรณ์ที่ทนกำลังไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าแรงสูงได้มากกว่านี้ แต่สำหรับวงจรตรวจวัดความต้านทานระหว่าง patient plate electrode กับผิวของผู้ป่วย นั้นผลที่ได้จากการทดลองคือเมื่อค่าความต้านทาน ที่ load เปลี่ยนแปลง ทำให้ได้แรงดันที่ output ของ Return electrode monitor เปลี่ยนแปลง ซึ่งในการใช้งานจริงความต้านทานที่ load จะถูกแทนที่ด้วยค่า impedance ที่ผิวสัมผัสระหว่างผู้ป่วยกับแผ่น plate ซึ่งเป็นอิเล็กโทรดแล้วจะมีการตรวจสอบว่าผู้ป่วยมีผิวสัมผัสกับ plate มากหรือน้อยอย่างไร เพราะถ้าผิวสัมผัสกับ plate มีค่าน้อยก็คือ ค่า impedance จะสูงและถ้าผิวสัมผัสมากคือมีค่า impedance ต่ำและหากผิวสัมผัสกับ plate น้อยเกินไป จนอาจเกิดอันตรายจาก RF current ได้ คือ จะเกิดความหนาแน่นของกระแสบริเวณผิวสัมผัสมาก แล้วทำให้ผิวสัมผัสเกิดเป็นแผลไหม้ได้ ดังนั้นหากวัดความต้านทานแล้ว พบว่า impedance มีค่าสูงเกินไป (ผิวสัมผัสกับ plate น้อยเกินไป) ก็ควรจะมีการตัดการจ่าย RF current ในการผ่าตัดทันที สำหรับวงจรต้นแบบในส่วนนี้ สามารถดัดแปลงมาใช้กับเครื่องศัลยกรรมไฟฟ้ารุ่นเก่าที่ไม่มีระบบตรวจสอบผิวสัมผัสระหว่าง patient plate กับผิวผู้ป่วยได้ โดยให้มี output เป็นสัญญาณเตือนด้วยเสียงและแสง โดยมีได้ดัดแปลงวงจรการทำงานภายในของเครื่องศัลยกรรมแต่อย่างใด

## เอกสารอ้างอิง

- [1] John R.Lacourse, W.Thomas Miller, III, Marc Vogt and Stuart M.Selikowitz, "Effect of High-Frequency Current on Nerve and Muscle Tissue", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-32, pp.82-86, 1985.
- [2] John R.Lacourse, W.Thomas Miller, III, Marc Vogt and Stuart M.Selikowitz, "Spectral Analysis Interpretation of Electrosurgical Generator Nerve and Muscle Stimulation", *IEEE Trans. Biomed Eng.*, Vol BME-35, pp.505-509, 1988.
- [3] William M.Honig, "The Mechanism of Cutting in Electrosurgery", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, pp.58-62
- [4] Barry N.Feinberg, "Applied Clinical Engineering", Prentice-Hall Inc.