

เครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ

นายชัชวาล	ทองท่ามา	เลขประจำตัว 443040136-1
นายสุทธิภาคย์	สุขสนิท	เลขประจำตัว 443040245-6

รายงานนี้เป็นรายงาน งานโครงการของนักศึกษาชั้นปีที่4 ซึ่งเสนอเป็นส่วนหนึ่งใน
หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

พ.ศ.2546

Radio Electrosurgical Generator

Mr. Chuchawan Tongtumma ID 443040136-1

Mr. Sutthiphark Suksanit ID 443040245-6

This is report of fourth year project assignment submitted in partial fulfillment of the requirement for the degree of bachelor of engineering.

**Department of Electrical Engineering
Faculty of Engineering , Khonkean University**

2003

ใบประเมินผลงานโครงการ

ชื่อเรื่องภาษาไทย

เครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ

ชื่อเรื่องภาษาอังกฤษ

Radio Electrosurgical Generator

ชื่อผู้เสนอโครงการ

นายสุทธิภักย์ สุขสนิท เลขประจำตัว 443040245-6

นายชัชวาล ทองท่ามา เลขประจำตัว 443040136-1

อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ

(อ.กฤษ เอยไสย)

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

(อ.อำนาจ สุขศรี)

อาจารย์ผู้ร่วมประเมินผลโครงการ

(อ.กิตติพงษ์ ตันมิตร)

ประเมินผล ณ วันที่ 11 กุมภาพันธ์ 2547

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำโครงการที่ 2003-68 เครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี โดยขอขอบพระคุณท่านอาจารย์ ดร.กฤษ เฉยไสย ที่ให้ความอนุเคราะห์ ทั้งคำปรึกษาและแนะนำเกี่ยวกับโครงการทั้งหมดที่ทำให้เกิดแนวความคิดในการทำโครงการมากมาย ขอขอบพระคุณท่านอาจารย์ อำนาจ สุขศรี และท่านอาจารย์ บุญยิ่ง ที่ให้คำแนะนำและมอบหลอดสูญญากาศ 6146B ให้ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีความสำคัญมากที่ใช้ในการทำโครงงานนี้

พร้อมกันนี้ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่สารบรรณภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่อำนวยความสะดวกในการยืมเบิกจ่ายอุปกรณ์ต่าง ๆ รวมทั้งขอขอบคุณเพื่อน ๆ และผู้มีส่วนร่วมทุกท่านที่ได้ช่วยให้คำแนะนำเกี่ยวกับโครงงานนี้เป็นอย่างดี

นายสุทธิภักย์ สุขสนิท
นายชัชวาล ทองท่ามา

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อทำการสร้างเครื่องกำเนิดที่มีสัญญาณไฟฟ้าความถี่สูงซึ่งอยู่ในย่านความถี่วิทยุและแรงดันสูง โดยมีวงจรซัพพลายไฟเลี้ยงวงจรทั้งหมดและวงจรออสซิลเลเตอร์จ่ายสัญญาณให้วงจรขยายเพื่อทำการขยายสัญญาณออสซิลเลสนี้ให้สัญญาณมีความถี่สูงและโวลต์เดจสูงขึ้นแล้วส่งสัญญาณผ่านอิเล็กโตรดที่เป็นเส้นลวดใช้ในการตัดชิ้นเนื้อ

จากการทดลองเมื่อจ่ายไฟให้วงจร เมื่อเกิดการออสซิลเลสแล้วค่า เอพอดที่ได้มีความถี่ประมาณ 1-2 MHz และมีแรงดันประมาณ 2kV ซึ่งจ่ายผ่านหัวอิเล็กโตรดแล้วสามารถตัดชิ้นเนื้อได้

ABSTRACT

The object of project is build a Radio Electrosurgical Generator with distribute high frequency signal and high voltage. The supply distribute to all circuit and osillate signal is send to amplifier circuit for extend. Osillate signal have high frequency and high voltage is send to eletrode.

Examination when supply distribute to all circuit and Osillation. Frequency output and voltage output are 1-2 MHz , 2kV respectively. It distributed to electrode for cut meat.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญรูป	จ
สารบัญตาราง	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาของโครงการ	1
1.2 ขอบข่ายงาน	1
1.3 แนวทางระยะเวลาในการดำเนินการ	2
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐาน	3
2.1 หลักการทำงานของเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ	3
2.2 Wave Form ของกระแสไฟฟ้าสลับ	4
2.3 การทำงานเครื่องตัดจี้ไฟฟ้า	6
2.4 ข้อดีข้อเสีย	7
บทที่ 3 การออกแบบ	8
3.1 การออกแบบตัวเหนี่ยวนำ	8
บทที่ 4 การทดลองปฏิบัติ	11
4.1 ภาพวงจรโดยรวมของเครื่องผ่าตัด	11
4.2 การทดลองที่ทำทั้งหมดในโครงการ	13
4.3 สรุปผลการทดลอง	20
บทที่ 5 สรุปผลและข้อเสนอแนะ	21
5.1 สรุป	21
5.2 ปัญหาที่พบในการทดสอบโครงการ	21
5.3 ข้อเสนอแนะ	21
เอกสารอ้างอิง	22
ภาคผนวก ก. อุปกรณ์ช่วยที่ใช้ในการทดลอง	ก-1
ภาคผนวก ข. รายละเอียดอุปกรณ์หลอดอิเล็กทรอนิกส์ 6146B	ข-1

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 2.1 ตัวเครื่อง Eletrosurgical Generator ต้นแบบ	3
รูปที่ 2.2 Active Eletrode หรือหัวงโลหะ	4
รูปที่ 2.3 Cut Waveform	4
รูปที่ 2.4 Coag Waveform	5
รูปที่ 2.5 Block Diagram เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้า	6
รูปที่ 3.1 รูปแสดงด้านการมองบนและด้านข้างของตัว Inductor ที่ออกแบบในการพัน	8
รูปที่ 3.2 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 20 \mu\text{H}$	9
รูปที่ 3.3 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 2.4 \text{ mH}$	9
รูปที่ 3.4 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 2.5 \text{ mH}$	10
รูปที่ 4.1 ภาพโดยรวมของเครื่องผ่าตัด	11
รูปที่ 4.2 วงจรของเครื่องผ่าตัด	12
รูปที่ 4.3 บล็อกไดอะแกรมแสดงส่วนต่างๆของวงจร	13
รูปที่ 4.4 วงจรการต่อวัตต์ค่าหม้อแปลง	13
รูปที่ 4.5 การต่อวัตต์แรงดันของวงจรซัพพลายที่จ่ายให้วงจรภาคขยาย	14
รูปที่ 4.6 Wave Form ของจุดที่ 1 ที่จ่ายให้ Topcap	15
รูปที่ 4.7 หลอดสุญญากาศ 6146B ของจริง	15
รูปที่ 4.8 เมื่อจ่ายค่า Voltage ต่ำๆ	16
รูปที่ 4.9 เมื่อจ่ายค่า Voltage สูงขึ้น	17
รูปที่ 4.10 วงจรการทดลองขยายสัญญาณโดยใช้ Function Genaretor จ่ายให้วงจรขยาย	17
รูปที่ 4.11 Input และ จากการวัดวงจรขยายสัญญาณโดยใช้ Function Genaretor จ่ายให้วงจรขยาย	18
รูปที่ 4.12 วงจรการต่อวัตต์ค่าความถี่ที่วงจร Osillator	18
รูปที่ 4.13 Wave From ที่วัดได้จากขาที่ 5 และ Topcap	19
รูปที่ 4.14 Wave Form ของ Input เมื่อต่อวงจรออสซิลเลเตอร์	19
รูปที่ 4.15 Wave Form ของ Output เมื่อต่อวงจรออสซิลเลเตอร์	20

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1.1 แสดงแนวทางระยะเวลาดำเนินการ

หน้า

2

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาของโครงการ

ในปัจจุบันการแพทย์มีบทบาทสำคัญมากต่อประชาชนทุก ๆ คนซึ่งในแต่ละวันมีผู้คนที่ต้องประสบกับโรคภัยไข้เจ็บมากมาย โดยเฉพาะบางโรคที่ไม่สามารถรับประทานยาแล้วหายได้ต้องมีการผ่าตัดซึ่งผู้เสนอโครงการมีความสนใจในด้านนี้และพึงเล็งเห็นประโยชน์ของการผ่าตัดซึ่งการแพทย์ไทยต้องเสียเงินทองมากมายในการสั่งซื้ออุปกรณ์การผ่าตัดจากต่างประเทศซึ่งมีราคาสูงมาก

การทำโครงการเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับเรื่องการทำงานของเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่ผ่านห่วงไฟฟ้า (Elettrode) ใช้สำหรับผ่าชิ้นเนื้อเพื่อนำไปวินิจฉัยและรักษาโรคมะเร็งปากมดลูกในเยื่อ ซึ่งในการผ่าตัดทำง่ายและรวดเร็ว ภาวะแทรกซ้อนต่ำและที่สำคัญเนื้อเยื่อที่ตัดออกสามารถนำไปตรวจพยาธิวิทยาได้ การผ่าตัดเนื้อเยื่อที่ปากมดลูกด้วยห่วงไฟฟ้าเป็นหลักการที่นำมาใช้ดูแลรักษาสตรี เพื่อผ่าตัดชิ้นเนื้อเพื่อวินิจฉัยและรักษาโรคมะเร็งปากมดลูกภายในเยื่อ

ในปี 1981 Cartier เป็นคนแรกที่ใช้ห่วงไฟฟ้าขนาด 5×5 mm. มาใช้ในการตัดชิ้นเนื้อปากมดลูกต่อมา Prendiville และคณะได้ใช้ห่วงขนาดใหญ่กว่าและดัดแปลงเทคนิคพื้นฐานใหม่ โดยบริเวณ Transformation Zone (TZ) ของปากมดลูกทั้งหมดเรียกว่า Large Loop Excision of the Transformation zone (LLETZ) เป็นคำนิยมที่ใช้เรียกกันในยุโรปและจากนั้น Wright และคณะได้ใช้ห่วงขนาดเล็กและใหญ่เรียกว่า Loop Electrosurgical Excision Procedure (LOOP) นิยมเรียกกันในอเมริกา

1.2 ขอบข่ายงาน

1. สร้างแหล่งจ่ายกระแสไฟฟ้าความถี่สูงป้อนผ่านเข้าไปที่ห่วงโลหะ
2. ทดลองทำการผ่าตัดชิ้นเนื้อโดยใช้เนื้อหมูเป็นเนื้อเยื่อทดลอง

1.3 แนวทางระยะเวลาในการดำเนินการ

ตารางที่ 1.1 แสดงแนวทางระยะเวลาดำเนินการ

กิจกรรม	เดือน ปี							
	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.
	46	46	46	46	46	46	46	47
ภาคการศึกษาต้น								
1. ศึกษาการทำงานภาพรวมของวงจรต่างๆ								
2. ศึกษาการทำงานของวงจรแหล่งจ่าย								
3. ศึกษาการทำงานของวงจรภาคขยาย								
ภาคการศึกษาปลาย								
4. ศึกษาการทำงานของวงจรออสซิลเลเตอร์								
5. ประวงจรทั้งหมดรวมกัน								
6. ประกอบวงจรทั้งหมดรวมกัน								
7. ทำรายงานฉบับสมบูรณ์นำเสนอ								

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้เรียนรู้หลักการทำงานของภาพรวมของวงจรเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ
2. ได้เรียนรู้หลักการทำงานของวงจรแหล่งจ่าย
3. ได้เรียนรู้หลักการทำงานของวงจรภาคขยาย
4. ได้เรียนรู้หลักการทำงานของวงจรออสซิลเลเตอร์
5. สามารถนำเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่สูงมาใช้งานได้จริงจากอุปกรณ์ที่ราคาถูกกว่าต่างประเทศ

บทที่ 2

ทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 หลักการทำงานของเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ

มีห่วงไฟฟ้า (Electrode) เป็นอุปกรณ์ใช้ต่อร่วมกับตัวเครื่องกำเนิดสัญญาณ (Electrosurgical Generator) หลักการคือเมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าสลับความถี่สูง เข้าไปในห่วงโลหะ (Active electrode) ซึ่งมีพื้นที่ผิวน้อยมาก ทำให้มี Current Density สูงมีความหนาแน่นของอิเล็กตรอนมาก ส่งผลให้เกิดความร้อนขึ้นและมีผลต่อเนื้อเยื่อได้ 3 อย่าง คือ ตัดให้ขาดจากกัน (Cutting) จี้แบบตื้น (Fulgurating) และจี้แบบลึก (Desiccating) เมื่ออิเล็กตรอนวิ่งออกจากห่วงโลหะ เข้าสู่เนื้อเยื่อก็จะมุ่งไปยัง Return Electrode หรือ Ground Plant ซึ่งมีพื้นที่ผิวมากทำให้ Current Density ต่ำ ไม่เกิดความร้อนมาทั้งการตัดและจี้แบบตื้นเกิดขึ้นขณะ Active Electrode ไม่สัมผัสกับเนื้อเยื่อเท่านั้น ส่วนการจี้แบบลึกนั้นเกิดขึ้นเมื่อห่วงโลหะสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง



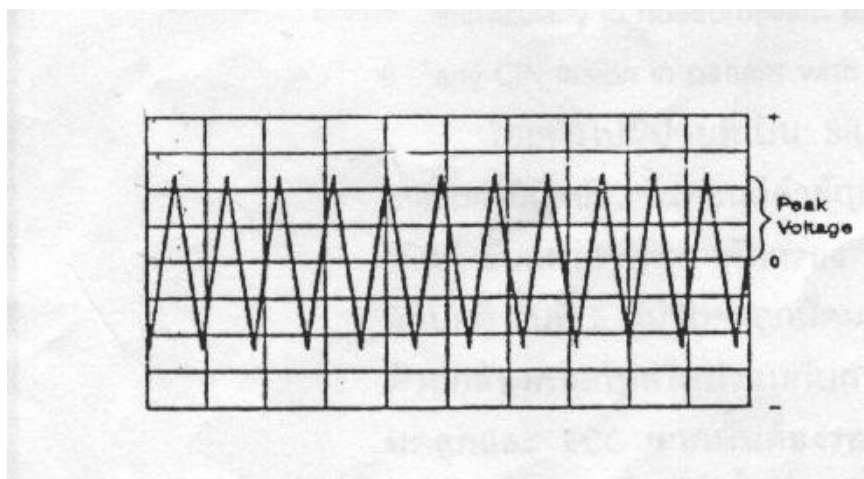
รูปที่ 2.1 ตัวเครื่อง Electrosurgical Generator ต้นแบบ



รูปที่ 2.2 Active Eletrode หรือห้วงโลหะ

2.2 รูปคลื่นของกระแสไฟฟ้าสลับ

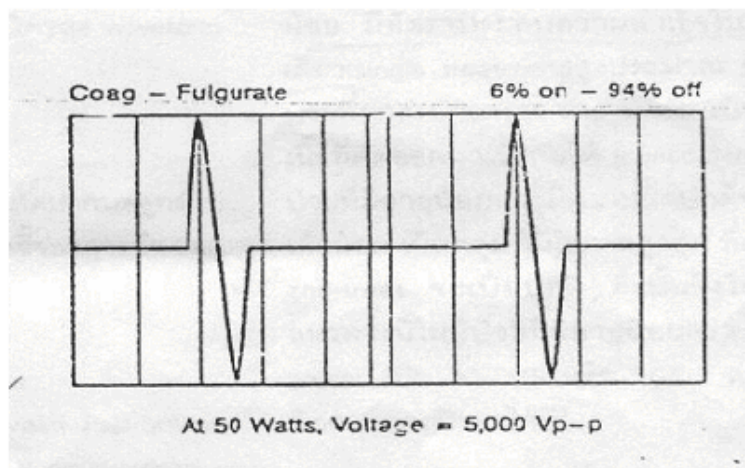
มีลักษณะแบบ Sinusoidal Pattern แบ่งออกเป็น 3 รูปแบบ คือ Cut Waveform , Coag Waveform และ Blended Waveform



รูปที่ 2.3 Cut Waveform

1. คัทเวฟฟอร์ม (Cut Waveform) : High Current , Low Voltage

Waveform นี้ทำให้อุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้นรวดเร็ว (มากกว่าหรือเท่ากับ 100°C) ทำให้น้ำในเซลล์ระเหยกลายเป็นไอ (Vaporization) และเนื้อเยื่อแยกออกจากกันโดยมีความร้อนกระจายออกข้างเคียงน้อยที่สุด จึงมี Thermal Injury ต่อเนื้อเยื่อเกิดขึ้นน้อยที่สุด ขณะตัดเนื้อเยื่อห้วงไฟฟ้าจะเคลื่อนผ่านไปใต้น้ำที่ระเหยออกมาอยู่ระหว่างเนื้อเยื่อกับตัวห้วง (Steam Envelope) โดยห้วงจะไม่สัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรงดังนั้นขณะที่ตัดเนื้อเยื่อ ถ้าเคลื่อนห้วงเร็วและแรงเกินไปห้วงจะสัมผัสกับเนื้อเยื่อ Steam Envelope จะหายไป ทำให้ตัดเนื้อเยื่อไม่ขาด และมีผลต่อเนื้อเยื่อแบบจี้ลิกแทน



รูปที่ 2.4 coagwave form

2. เคิกเวฟฟอร์ม (Coag Waveform) : Low Current , High Voltage

Waveform นี้มีลักษณะของ Sinwave ที่ไม่ต่อเนื่องคือมีระยะที่มีกระแสไฟฟ้าปล่อยออกมาเป็นช่วงๆ สลับกับระยะที่ไม่มีกระแสไฟฟ้า ซึ่งทำให้เนื้อเยื่อเย็นลง (Cooling Effect) แทรกระหว่างการจี้ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อบริเวณนั้นจะเพิ่มขึ้นอย่างช้าๆ ไม่เกิน 100°C ทำให้โปรตีนในเซลล์จับตัวกัน เนื้อเยื่อจะแห้งเหมือนถูกไฟไหม้ (Eschar) ทำให้เลือดหยุดเกิด Coagulation Effect ขึ้นยังแบ่งเป็น 2 ชนิดคือ Fulgulation และ Desccation ตามความลึกของการทำลายเนื้อเยื่อที่เกิดขึ้น

3. แบลนด์เวฟฟอร์ม (Blended Waveform)

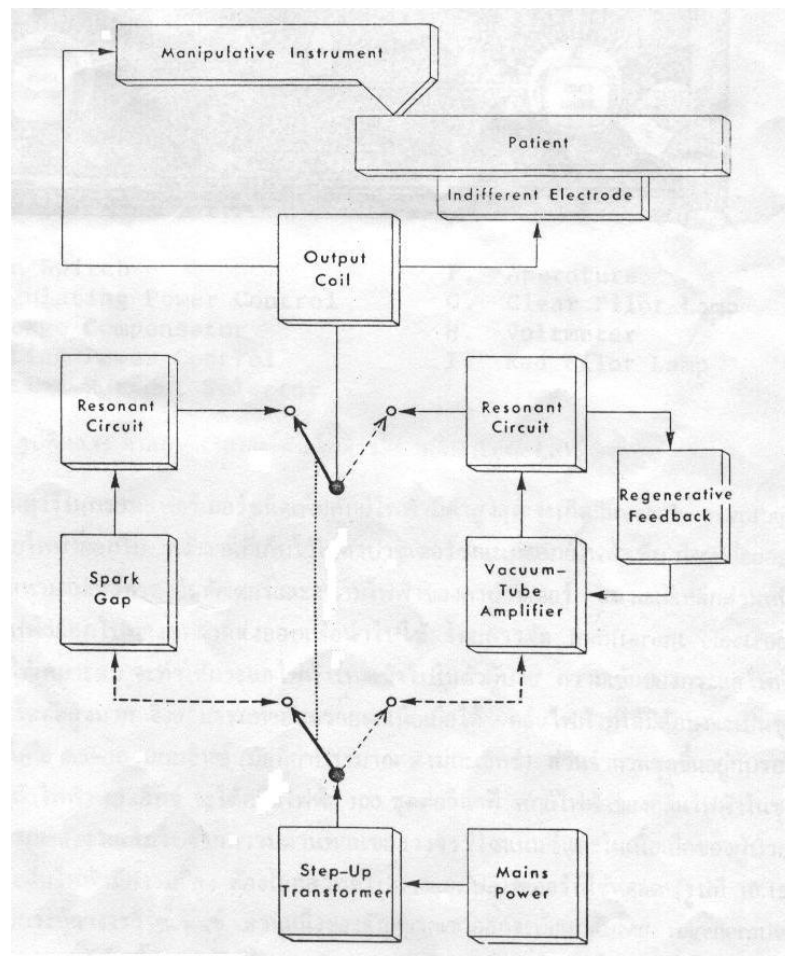
เป็นการผสมระหว่าง Cut และ Coag Waveform โดยมีระยะหยุดปล่อยกระแสไฟฟ้านาน 20 - 50 % ของเวลาทั้งหมดทำให้คุณสมบัติทั้งการตัดและจี้แตกต่างกันไปมี 3 แบบ คือ Blend1 (On 80% , Off 20%) Blend2 (On 60% ,Off 40%) Blend3 (On 50%, Off 50%) โดยมีความลึกของ Coagulation เพิ่มขึ้นตามลำดับ

4. รูปคลื่นที่ใช้ในการทดลอง

ในการทำโครงการเครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุนี้เราจะใช้การต่อวงจรและศึกษาเฉพาะ Cut Waveform ที่ใช้ในการตัดเท่านั้น

2.3 การทำงานเครื่องตัดจี้ไฟฟ้า

เครื่องตัดจี้ไฟฟ้าเป็นเครื่องไดอะเทอมีย์ที่ใช้อิเล็กโทรดโดยเฉพาะ อิเล็กโทรดที่ใช้มี 2 ชนิดคือ Indifferent Electrode ซึ่งเป็นแผ่นโลหะขนาดใหญ่มีพื้นที่สัมผัสกับผิวหนังของผู้ป่วย เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน จึงถูกแบ่งกระจายไปไม่ทำให้เกิดความร้อน ส่วนอิเล็กโทรดอีกอันหนึ่งอาจทำเป็นครีมปากคีบหรือโลหะปลายเล็กซึ่งทำให้เกิดความร้อนที่เนื้อเยื่อ ใช้ห้ามเลือดหรือตัดเนื้อได้จึงเรียกว่า Eletrotomy , Eletrocoagulation , Eletrofulgulation and Eletrodesiccation คลื่นไฟฟ้าที่ใช้ในการจี้มี 2 อย่าง คลื่นไฟฟ้ารูปไซน์ และ Damped Spark Discharge ระบบต่างๆของเครื่องจี้ไฟฟ้าในรูปที่ 2.5 ในการทำงาน ไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายภายหลังจากที่ผ่านทรานฟอเมอร์เพิ่มศักย์ไฟฟ้า อาจแบ่งเป็น 2 ทางคือผ่านช่อง Spark หรือผ่าน Vacuum Tube Amplifier พร้อมกันนั้นสวิตช์จะนำไปสู่วงจรโซ่แทนที่ที่เหมาะสมกันด้วย เมื่อศักย์ไฟฟ้าของขดเค้นคั่นดารีในทรานฟอเมอร์ชนิดเพิ่มศักย์ไฟฟ้ามีค่าสูงสุด จะเกิด Break Down Voltage ของช่อง สปาร์คจึงปล่อยไฟฟ้าออกมา พลังงานที่ตกไว้ในคาปาซิเตอร์ขณะที่ศักย์ไฟฟ้าเพิ่ม ก็จะปล่อยออกและแกว่งไปมาระหว่างสนามแม่เหล็กของอินดักเตอร์และสนามไฟฟ้าของคาปาซิเตอร์สนามแม่เหล็กส่วนหนึ่งจะเหนี่ยวนำให้ศักย์ไฟฟ้าออกไปทางขดลวดส่งออกเพื่อนำไปใช้ โดยการจี้ Indifferent Electrode และหัวสำหรับตัดหรือจี้ให้เหมาะสม จะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปในตัวผู้ป่วย ความเข้มของกระแสไฟฟ้าที่ปลายหัวสำหรับจี้หรือตัดสูงมาก จึงสามารถทำอันตรายต่อเนื้อเยื่อนั้นคือสามารถตัดเนื้อเยื่อได้นั่นเอง



รูปที่ 2.5 Block Diagram เครื่องตัดจี้ด้วยไฟฟ้า

2.4 ข้อดีข้อเสีย

ข้อดี

1. เครื่องมือทนต่อการใช้งาน
2. การฝึกหัดเทคนิคการใช้งานทำได้ง่าย ไม่ต้องการทักษะพิเศษ
3. ชิ้นเนื้อที่ตัดออกสามารถส่งตรวจทางพยาธิวิทยาได้เพื่อยืนยันผลวินิจฉัยเบื้องต้นทางเซลล์วิทยา, ทางพยาธิวิทยาคลินิก
4. เป็นหัตถการที่สามารถปรับเปลี่ยนขนาดของชิ้นเนื้อที่ต้องตัดออกได้ตามขนาดของรอยโรค
5. เมื่อใช้ในรูปแบบ See-And-Treat สามารถวินิจฉัยและรักษาได้ในครั้งเดียวกัน
6. เป็นหัตถการที่ใช้เวลาทั้งหมดในการทำน้อยไม่ถึง 10 นาที ใช้น้ำชาเฉพาะที่และทำผู้ป่วยนอกได้
7. หลังผ่าตัด 6 เดือนสามารถมองเห็น TZ ได้ชัดเจนถึง 91.2% ของผู้ป่วย ทำให้ติดตามการรักษา ด้วย Pap Smear และคอลโปสโกปีได้ง่าย

ข้อด้อย

1. ถ้าเทคนิคไม่ดี อาจก่อให้เกิด Thermal Destruction อย่างรุนแรง และชิ้นเนื้ออาจถูกตัดขาดเป็นชิ้นเล็กชิ้นน้อย
2. อาจเกิด Thermal Injury ต่อช่องคลอดและตำแหน่งที่วาง Ground Pad
3. มีเลือดออกจากบริเวณที่ตัดชิ้นเนื้อภายหลังการทำหัตถการ
4. มีการติดเชื้อของเนื้อเยื่ออ่อนหลังจากการทำหัตถการ
5. อาจเป็นการรักษาเกินความจำเป็นหากนำไปใช้ตั้งแต่ขั้นตอนแรกในการตรวจสอบสตรีที่มีอายุน้อย และมี Pap Smear ผิดปกติแค่ LGSIL

บทที่ 3

การออกแบบ

3.1 การออกแบบตัวเหนี่ยวนำ (Inductor)

ในวงจรเครื่องฟัดตัดนี้พารามิเตอร์ต่างๆ ในวงจรนั้นทำการคัดลอกมาจากเครื่องต้นแบบดังนั้นในการออกแบบจึงทำการออกแบบการพันค่าตัว Inductor ที่ใช้ในวงจรเท่านั้นซึ่งมีอยู่ 3 ขดในวงจร

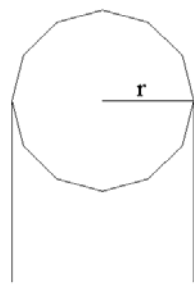
เนื่องจากวงจรเครื่องฟัดตัดนี้เป็นวงจรความถี่สูงเราจึงทำการพัน Inductor โดยใช้แกนอากาศเท่านั้น เพราะถ้าใช้แกนเหล็กหรือแกนเฟอร์ไรต์ที่ความถี่สูงๆจะทำให้เกิดความร้อนที่แกนเนื่องจากการที่เกิดกระแสไหลวนในแกนเหล็กได้ (Eddy Current) ในการทดลองได้ใช้ท่อ PVC เป็นแกนกลางในการพัน

การพัน Inductor มีสูตรในการคำนวณหาค่าจำนวนรอบดังนี้

$$\mathcal{R} = \ell / \mu A$$

$$L = N^2 / \mathcal{R}$$

$$\therefore N = \sqrt{L \mathcal{R}}$$



Top view

(ก)



Side view

(ข)

รูปที่ 3.1 รูปแสดงด้านการมองบนและด้านข้างของตัว Inductor ที่ออกแบบในการพัน

(ก) ขดลวดด้านบน

(ข) ขดลวดด้านล่าง

เมื่อ $\mathcal{R}$ = Reluctance (ampere-turn/weber)

μ = Permeability (henry/meter)

N = จำนวนรอบของขดลวดที่ใช้พัน (turn)

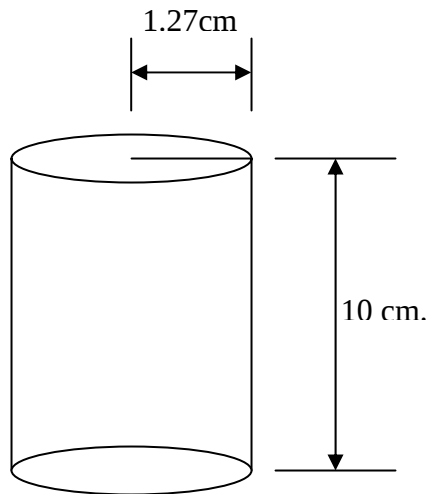
L = ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดที่ใช้พัน (henry)

A = พื้นที่หน้าตัดของรอบขดลวด = πr^2 (meter²)

ℓ = ความยาวของ Inductor ที่ทำการพัน (meter)

ขดลวดในวงจรนี้มี 3 ขดคือ $20\ \mu\text{H}$, $2.4\ \text{mH}$, $2.5\ \text{mH}$

1. ขดลวดที่ค่า $L = 20\ \mu\text{H}$



ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้มีดังนี้

$$L = 20\ \mu\text{H}$$

$$\ell = 0.1\ \text{m}$$

$$A = \pi(0.0127)^2 = 5.07\ \text{m}^2$$

$$\mu = \text{ใช้แกนอากาศ } \mu_r = 1 \text{ ดังนั้น } \mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$$

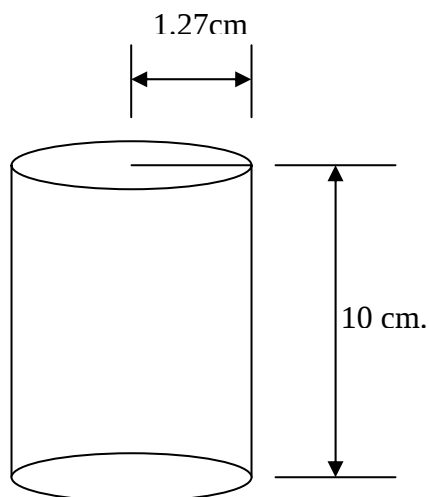
$$\mathcal{R} = \ell / \mu A$$

$$= 0.1 / (4\pi \times 10^{-7} \times \pi \times 0.0127^2) = 157048148.7$$

$$N = \sqrt{L \mathcal{R}} = \sqrt{20 \times 10^{-6} \times 157048148.7} = 56 \text{ รอบ}$$

รูปที่ 3.2 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 20\ \mu\text{H}$

2. ขดลวดที่ค่า $L = 2.4\ \text{mH}$



ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้มีดังนี้

$$L = 2.4\ \text{mH}$$

$$\ell = 0.1\ \text{m}$$

$$A = \pi(0.0127)^2 = 5.07\ \text{m}^2$$

$$\mu = \text{ใช้แกนอากาศ } \mu_r = 1 \text{ ดังนั้น } \mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$$

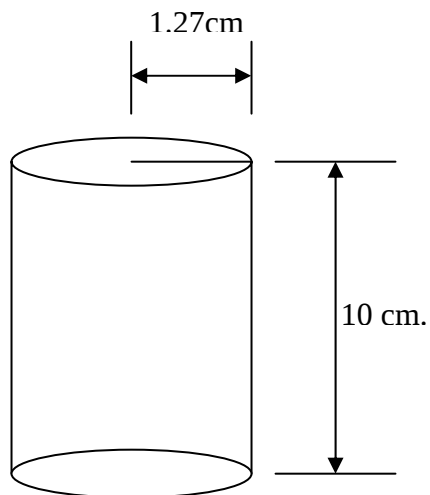
$$\mathcal{R} = \ell / \mu A$$

$$= 0.1 / (4\pi \times 10^{-7} \times \pi \times 0.0127^2) = 157048148.7$$

$$N = \sqrt{L \mathcal{R}} = \sqrt{2.4 \times 10^{-3} \times 157048148.7} = 613 \text{ รอบ}$$

รูปที่ 3.3 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 2.4\ \text{mH}$

3. ขดลวดที่ค่า $L = 2.5 \text{ mH}$



ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้มีดังนี้

$$L = 2.5 \text{ mH}$$

$$\ell = 0.1 \text{ m}$$

$$A = \pi(0.0127)^2 = 5.07 \text{ m}^2$$

$$\mu = \text{ใช้แกนอากาศ } \mu_r = 1 \text{ ดังนั้น } \mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$$

$$\mathcal{R} = \ell / \mu A$$

$$= 0.1 / (4\pi \times 10^{-7} \times \pi \times 0.0127^2) = 157048148.7$$

$$N = \sqrt{L \mathcal{R}} = \sqrt{2.5 \times 10^{-3} \times 157048148.7} = 626 \text{ รอบ}$$

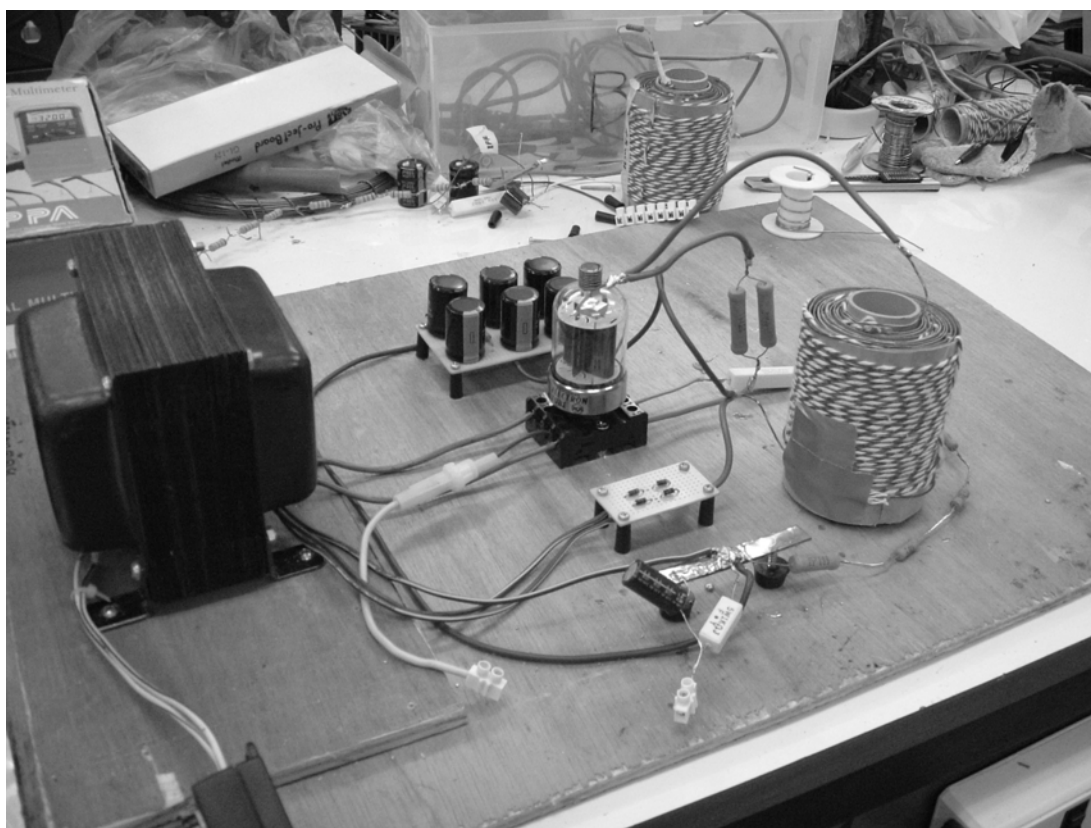
รูปที่ 3.4 ขนาดความยาวและพื้นที่หน้าตัดของตัวเหนี่ยวนำที่ทำการออกแบบโดยค่า $L = 2.5 \text{ mH}$

เมื่อทำการพินค่าแล้วเราจะทำการตรวจสอบค่าโดยใช้ LCR มิเตอร์ในการวัดค่าขดลวดที่ทำการพินทั้งหมด

บทที่ 4

การทดลองและสรุปผลการทดลอง

4.1 ภาพวงจรโดยรวมของเครื่องผ่าตัด

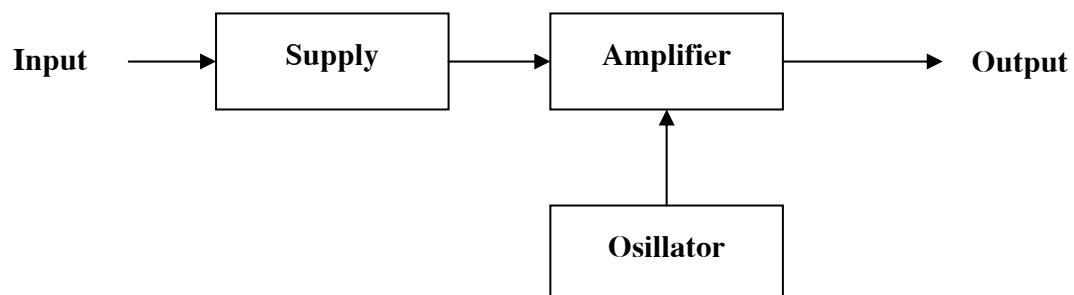


รูปที่ 4.1 ภาพโดยรวมของเครื่องผ่าตัด

4.2 การทดลองที่ทำทั้งหมดในโครงการ

สามารถแบ่งการทำงานในส่วนต่างๆของวงจรได้ 3 ส่วนดังนี้

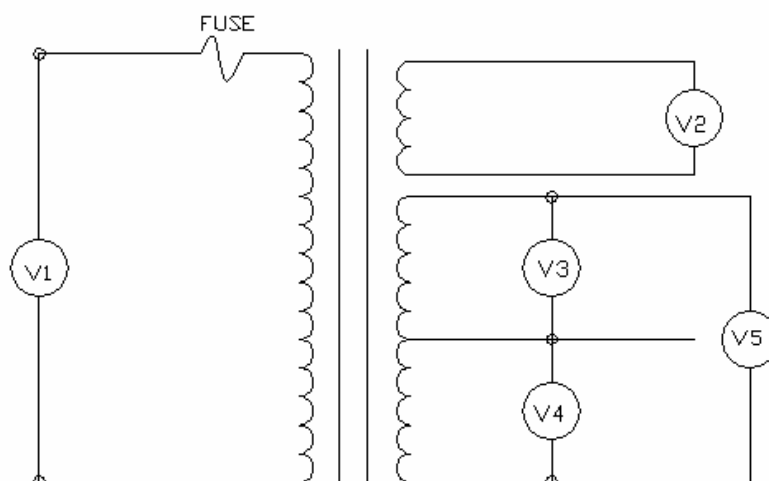
1. วงจรซัพพลาย
2. วงจรขยายโดยใช้หลอดสุญญากาศ 6146B
3. วงจรออสซิลเลเตอร์



รูปที่ 4.3 บล็อกไดอะแกรมแสดงส่วนต่างๆของวงจร

4.2.1 ส่วนของวงจรซัพพลาย

1. การวัดค่าหม้อแปลง



รูปที่ 4.4 วงจรการต่อวัดค่าหม้อแปลง

จากรูปที่ 4.4 เมื่อทำการต่อวัดแล้วได้ค่าที่วัดตามจุดต่าง ๆ ดังนี้

V1 = 225 V.

V2 = 6.7 V.

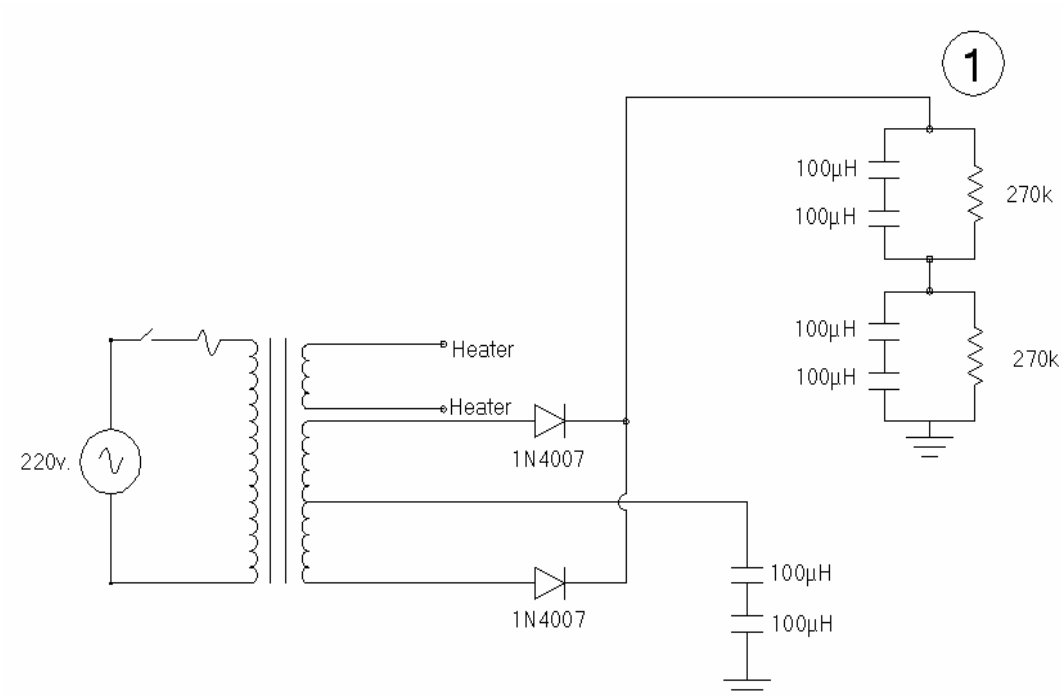
V3 = 342 V.

V4 = 342 V.

V5 = 688 V.

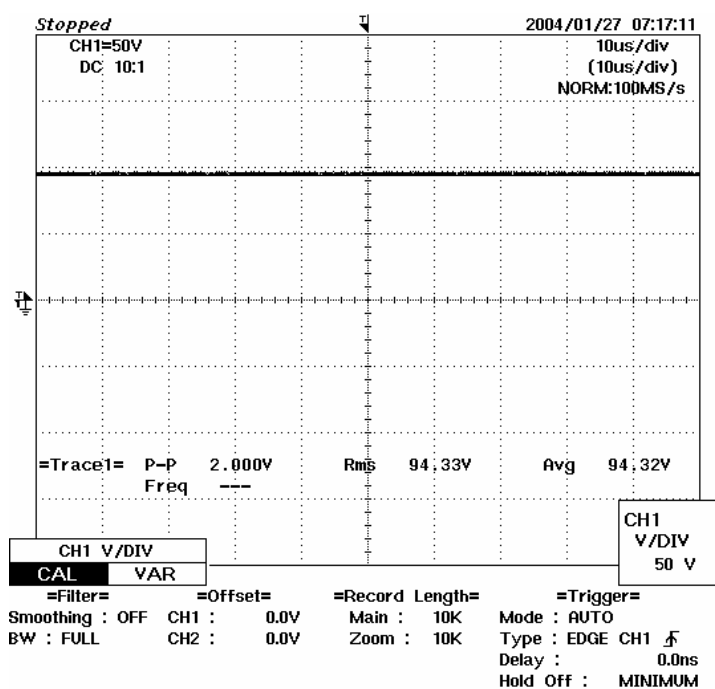
2. การวัดค่าวงจรซัพพลาย

เป็นการวัดแรงดันของวงจรซัพพลายโดยวัดค่าตามจุดที่จะจ่ายให้กับภาคขยายโดยจุดที่ 1 คือจุดจ่ายให้ Topcap Waveform ที่ได้ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 การต่อวัดแรงดันของวงจรซัพพลายที่จ่ายให้วงจรภาคขยาย

จากรูปที่ 4.6 แรงดันที่วัดได้เป็น DC Voltage มีค่า 943.3 V.



รูปที่ 4.6 Wave Form ของจุดที่1ที่จ่ายให้ Topcap

4.2.2 วงจรขยายโดยใช้หลอดสูญญากาศ 6146B

1. หลักการทำงานของหลอดสูญญากาศ 6146B



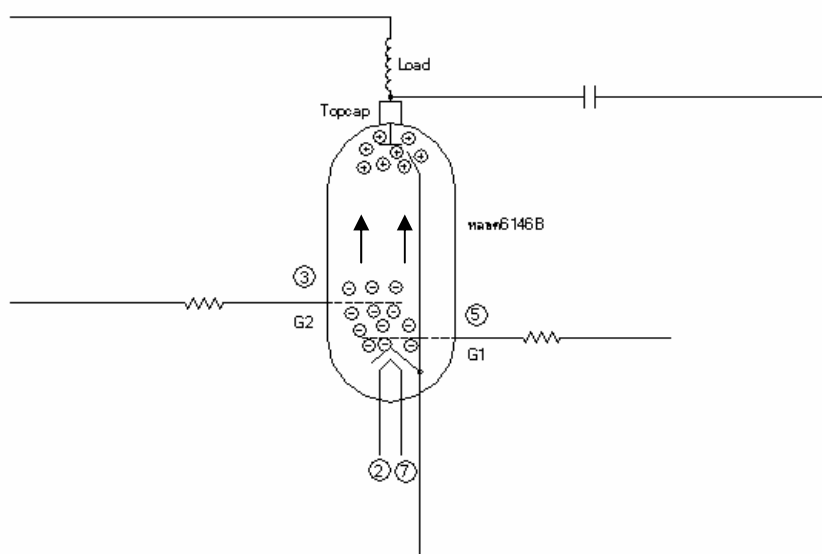
รูปที่ 4.7 หลอดสูญญากาศ 6146B ของจริง

การทำงานของหลอดเริ่มต้นโดยการจ่ายสัญญาณจาก Function Genaretor ผ่านความต้านทานเข้าที่ขา 5 (G1) จากนั้นจ่ายไฟกระแสตรงผ่านตัว Inductor ซึ่งทำหน้าที่เป็น Load ของวงจร ส่วน Center Tap ต่อผ่านความต้านทานแล้วต่อเข้าที่ขา 3 และขาที่ 2,7 ซึ่งเป็น Heater ของหลอดจ่ายไฟ AC 6.3 V.ให้

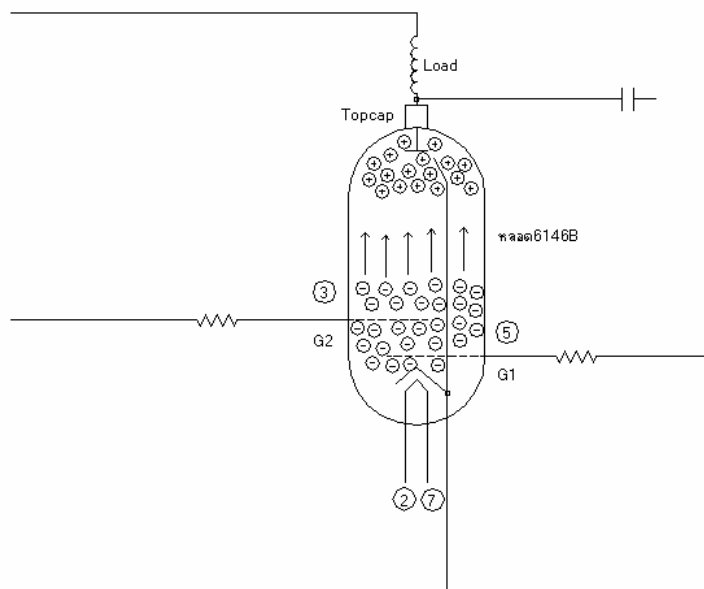
เมื่อทำการจ่ายสัญญาณต่างๆให้วงจรแล้วสามารถอธิบายการทำงานได้ดังนี้จากรูปที่ 4.8 เมื่อจ่ายสัญญาณจาก Function Genaretor ที่ขา 5 (G1) จะเกิดอิเล็กตรอนขึ้น โดยที่ Topcap เป็น Anode จะมีศักย์เป็นบวกจะทำให้เกิด อิเล็กตรอนที่ G1 เคลื่อนที่โดยที่ G2 จะเป็นตัวกำหนดการวิ่งของอิเล็กตรอนโดยการกำหนดแรงดันที่จ่ายให้ขา 3 ถ้า Voltage น้อยการวิ่งของอิเล็กตรอนจาก G1 จะวิ่งช้า ถ้า Voltage มากการวิ่งของอิเล็กตรอนจะเร็วขึ้นเนื่องจากการเร่งประจุลบที่ G2 ทำให้เกิดอิเล็กตรอนเป็นจำนวนมากและเคลื่อนที่ไปที่ Topcap ที่เป็น Anode

จะเห็นว่าเมื่อจ่ายค่า Voltage ต่ำๆจะมีจำนวนอิเล็กตรอนจำนวนหนึ่งที่ G2 ซึ่งรวมกับ G1 จะเคลื่อนที่ไปที่ Topcap ที่เป็น Anode ซึ่งเป็นบวกดังรูปที่ 4.8

แต่เมื่อเพิ่มค่า Voltage ขึ้นอิเล็กตรอนที่ G2 มากขึ้นทำให้เกิดการเคลื่อนที่ไปที่ Topcap ที่เป็น Anode ได้เร็วขึ้นดังรูปที่ 4.9



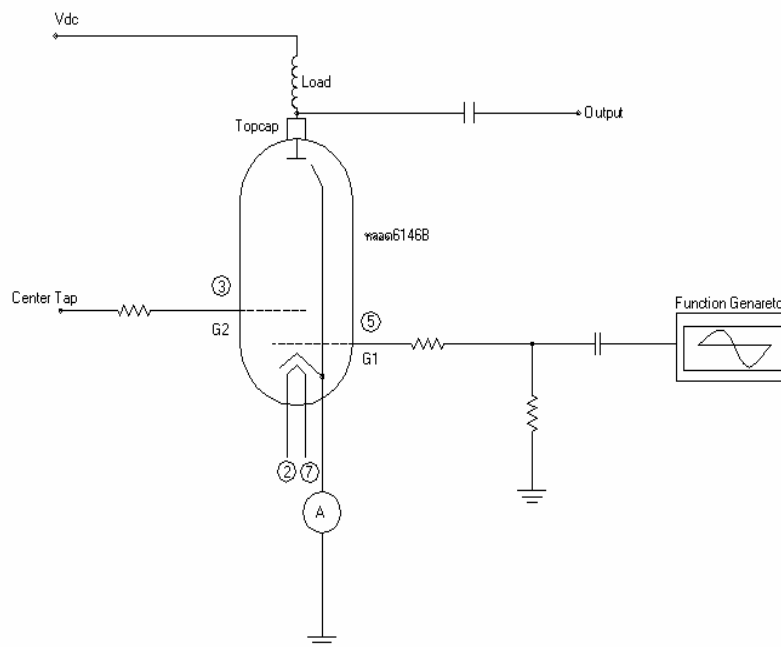
รูปที่ 4.8 เมื่อจ่ายค่า Voltage ต่ำๆ



รูปที่ 4.9 เมื่อจ่ายค่า Voltage สูงขึ้น

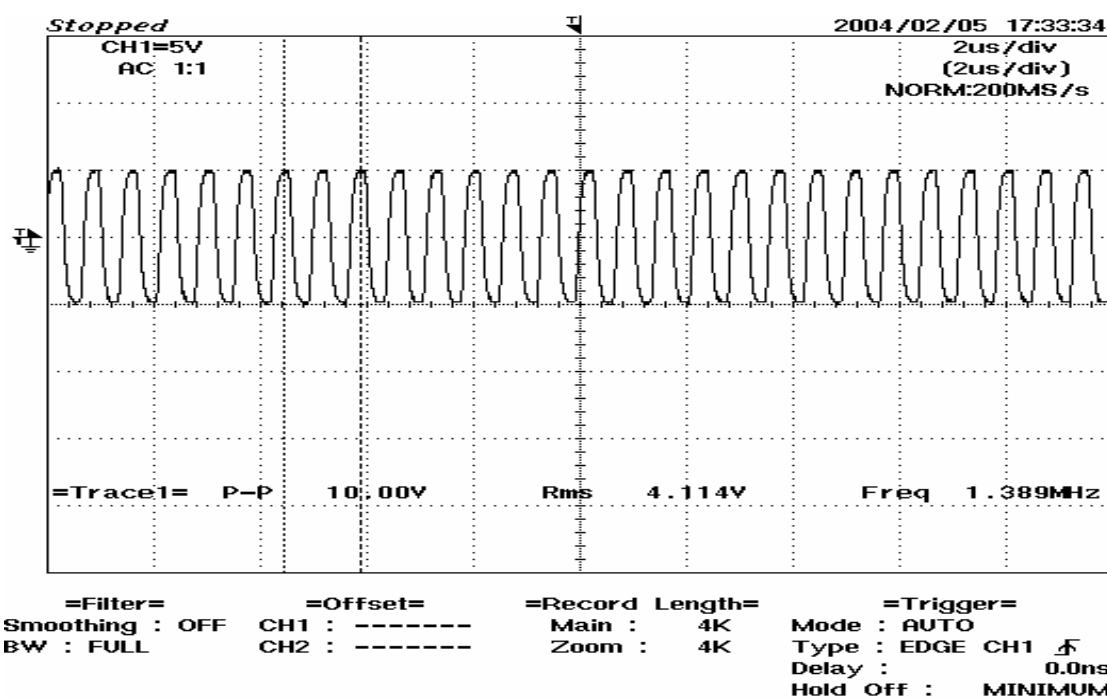
1 การทดลองขยายสัญญาณโดยใช้ Function Genaretor จ่ายให้วงจรขยาย

ในการทดลองนี้เราต้องการขยายสัญญาณที่จุด Output โดยใช้ Function Genaretor จ่ายสัญญาณรูป Sine Wave, Triangular Wave และ Squar Wave (สัญญาณใช้แทนสัญญาณของวงจร Osillator ซึ่งจะต่อภายหลัง)

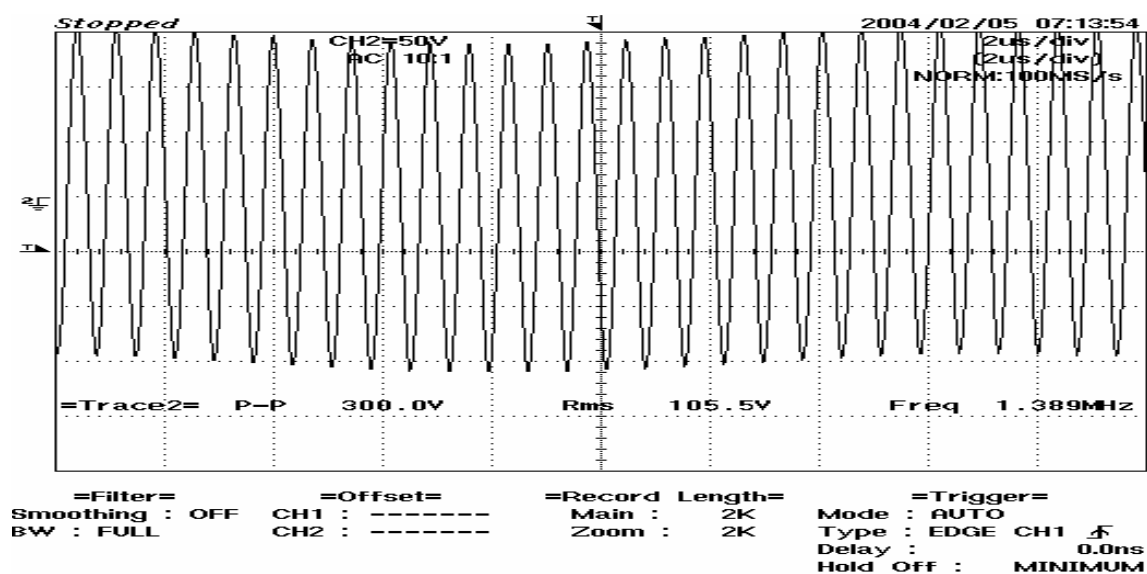


รูปที่ 4.10 วงจรการทดลองขยายสัญญาณโดยใช้ Function Genaretor จ่ายให้วงจรขยาย

เมื่อใช้สโคปทำการวัดที่ Input และ Output แล้วได้ค่าดังนี้



รูปที่ 4.11 รูปคลื่นอินพุตที่วัดจากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์

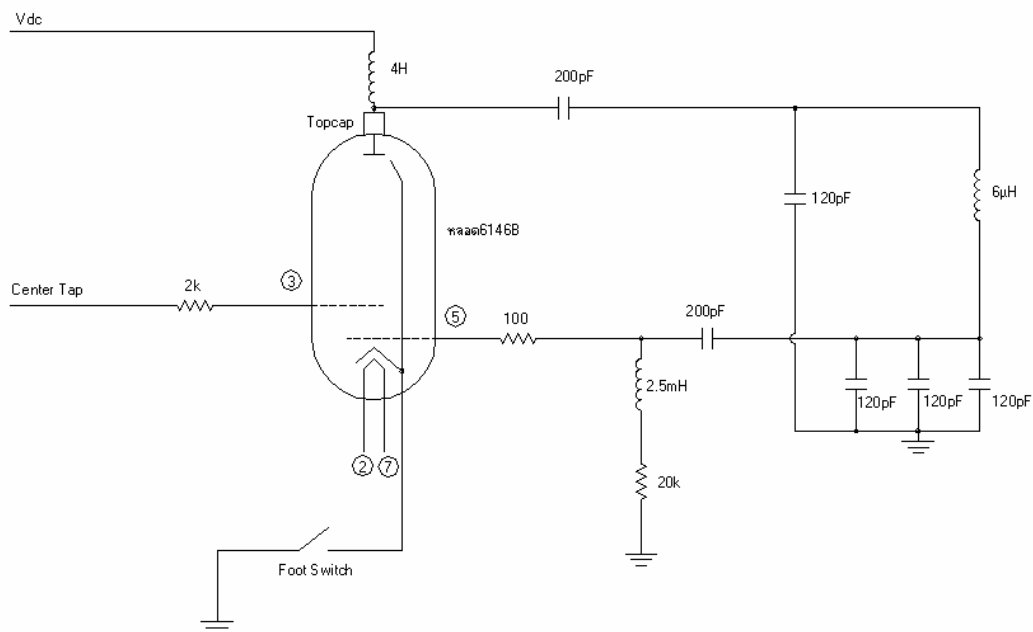


รูปที่ 4.12 รูปคลื่นเอาต์พุตที่วัดได้

จะเห็นว่าจ่ายสัญญาณจาก Sinwave 10 Vp-p จาก Function Genaretor แล้วค่า Output มีค่าสูงขึ้น เป็น Sine Wave 318 Vp-p ซึ่งแสดงว่าหลอดหลอดสุญญากาศ 6146B ทำการขยายสัญญาณที่จ่ายให้มา 5 ซึ่งการทดลองต่อไปจะนำวงจร Osillator มาทำการต่อแทน Function Genaretor

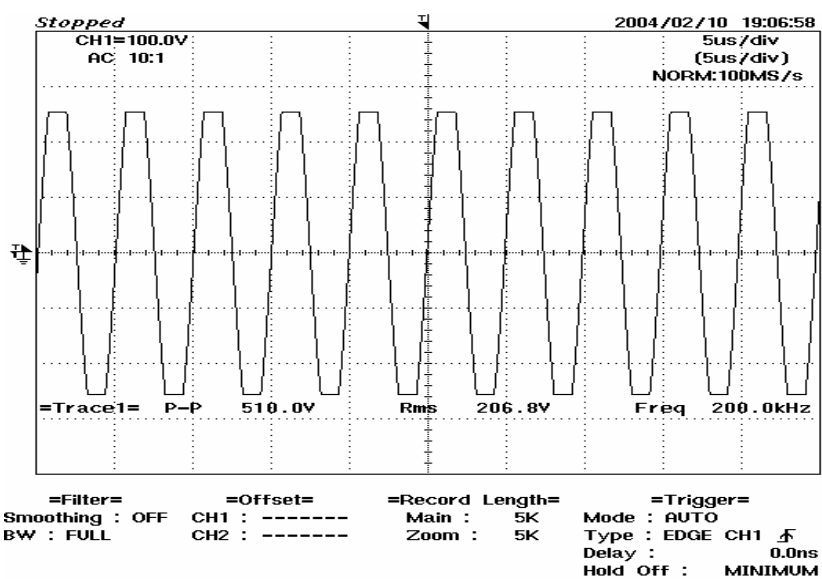
4.2.3 วงจรออสซิลเลเตอร์

1 การต่อวัดค่าความถี่ที่วงจร Osillator จ่ายให้วงจรขยาย

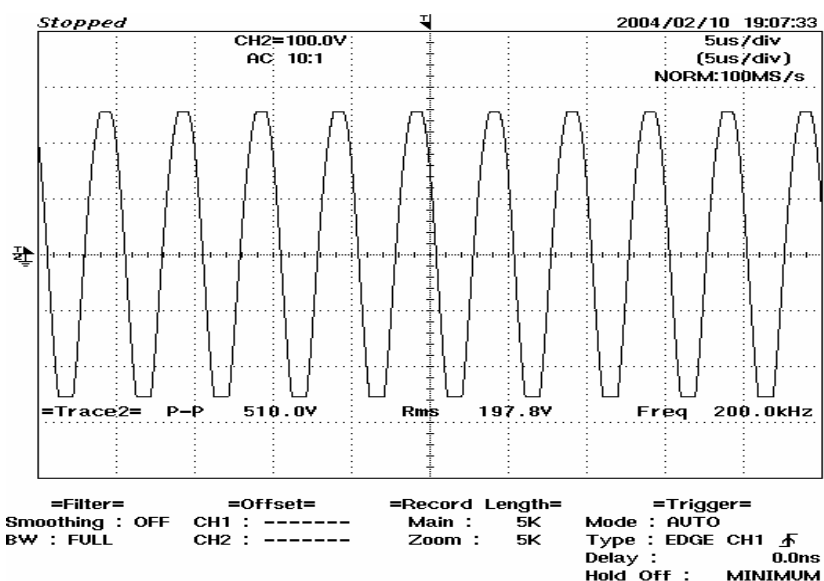


รูปที่ 4.13 วงจรการต่อวัดค่าความถี่ที่วงจรOsillator

ทำการต่อวงจรตามรูปที่ 4.2 จากนั้นทำการวัดค่า Input เทียบกับ Output มี Wave form ดังนี้โดยทำการวัดที่ขา 5 และวัดที่ Topcap



รูปที่ 4.14 Waveform ของ Input เมื่อต่อวงจรออสซิลเลเตอร์



รูปที่ 4.15 Waveform ของ Output เมื่อต่อวงจรออสซิลเลเตอร์

4.3 สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองเมื่อต่อวงจรวงจร Supply และวงจรขยาย แล้วจ่าย Function Generator ที่ 10 Vp-p ปรากฏว่าเกิดการขยาย Amplitude ของแรงดันทำให้แรงดันที่ Output ขยายเป็น 300 Vp-p ซึ่งอัตราขยายเป็น 30 เท่า แต่พอทำการต่อวงจร Oscillator เข้ามาแทนที่ Function Generator ปรากฏว่าค่าแรงดันไม่เกิดการขยายซึ่งเนื่องมาจากการต่อแบบ Class C โดยใช้ Self Oscillator ค่าแรงดันที่จ่ายเข้าจะมีค่าประมาณ Output จะเห็นว่าไม่เกิดการขยายเลย ปัญหาที่เกิดขึ้นเนื่องมาจากวงจร Oscillator ทำให้ไม่สามารถที่จะทำการผ่าตัดได้ เนื่องมาจากแรงดันที่ขยาย ไม่สามารถขยายแรงดันและสร้างความถี่ที่ต้องการได้คือ 2 kV, 2 MHz ส่วนค่าที่ได้จากการทดลองจากการต่อวงจร Oscillator คือ 510 V, 200 kHz ดังนั้นในการแก้ไขในการสร้างสัญญาณ Oscillate ควรที่จะสร้างแหล่งจ่ายที่สามารถสร้างรูปคลื่นสัญญาณขนาด 70 Vp-p และสามารถจ่ายความถี่ได้ 2 MHz มาจ่ายให้แก่วงจร Oscillator

บทที่ 5

สรุปวิจารณ์และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปวิจารณ์

ในการทำโครงการ 2003-68 เครื่องผ่าตัดโดยใช้ความถี่วิทยุ จากการทดลองพบว่าการทำงานโดยรวมของวงจรคือจ่ายไฟฟ้า 220 V. ทางชุด Primary ซึ่งจะมีแรงดันทางชุด Secondary 2 ส่วนคือต่อผ่านวงจร Bridge เป็นไฟ DC แล้วจ่ายให้ที่ส่วนหัวของหลอด (Topcap) ในส่วนของตัวหลอดจะเป็นตัวขยายสัญญาณโดยเมื่อได้รับไฟจากส่วนแหล่งจ่ายแล้วยังรับสัญญาณ Oscillate ที่มีความถี่สูงจากวงจร Oscillator ซึ่งวงจรขยายจะทำหน้าที่ขยาย Voltage ให้มีค่าแอมพลิจูดสูงขึ้นและจ่ายสัญญาณออกทาง Output ดังนั้น Output ที่ได้จึงเป็นสัญญาณที่มี Voltage และความถี่สูง แต่ในการทดลองยังไม่สามารถทำให้เกิดแรงดันที่ต้องการได้ยังต้องมีการแก้ไขและปรับปรุงโครงงานต่อไป

5.2 ปัญหาที่พบในการทดสอบโครงงาน

1. ใช้เวลานานพอสมควรเนื่องจากอุปกรณ์ในการทดลองค่อนข้างจะหายากจะต้องสั่งซื้อจึงต้องใช้อุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติใกล้เคียง
2. ในการวัดค่ากระแสและแรงดันบางจุดในวงจรนั้นไม่สามารถวัดได้โดยตรงจาก Meter เพราะค่าแรงดันของวงจรนั้นมีค่าสูงมากจึงต้องใช้วงจร Voltage Divider เข้ามาช่วยในการวัดและคำนวณหาค่าที่แท้จริงอีก
3. ค่า Inductor (2.4 mH) ที่ใช้ในการทดลองจากวงจรต้นแบบตรงที่ Topcap ซึ่งเป็น Load ของวงจรขยายนั่นเมื่อทำการพันแล้วต่อในวงจรปรากฏว่าค่านี้ไม่สามารถทำให้เกิดการ Oscillate ในวงจรได้จึงต้องทำการพันค่า Inductor ที่ค่าต่างๆแล้วทำการทดสอบว่าเกิดการ Oscillate หรือไม่เกิดขยายแอมพลิจูดเท่าใดที่มีความถี่ที่มีค่าเป็น MHz

5.3 ข้อเสนอแนะ

- ในการทดลองนี้เนื่องจากสัญญาณที่ออกมาจากภาคขยายนั่นมีแรงดันสูงมากฉะนั้นผู้ทดลองจะต้องรอบคอบและตรวจสอบวงจรเป็นอย่างดี
1. ควรมีการติดตั้ง Fuse ไว้ในวงจรเพื่อป้องกันอันตรายจากกระแสสูงๆในวงจร
 2. หม้อแปลงที่จ่ายให้วงจรและหลอดในการทำโครงการนี้ได้สั่งพันหม้อแปลงจากทางร้าน ควรที่จะสั่งหม้อแปลงที่ทนกระแสได้มากกว่าเดิมเล็กน้อย เพราะถ้าในการทดลองเกิดมีกระแสไหลเกินหม้อแปลงจะได้ไม่เสียหาย
 3. เมื่อหลอดสุญญากาศ 6146B ทำงานจะเกิดความร้อนสูง บริเวณที่ทดลองควรมีอากาศถ่ายเทพอสมควรและไม่วางอุปกรณ์อื่นๆให้ใกล้หลอดขณะที่ทดลองอยู่
 4. เพื่อป้องกันการผิดพลาดในการวัดควรมีการเช็คค่าอุปกรณ์ที่วัดเสียก่อน เช่นควรทำการ Calibrate สโคปเสียก่อนที่จะวัดและดูที่สาย Prob ว่าตัวคุณเป็นเท่าใดโดยสาย Prob ทั่วไปมีตัวคูณ 2 ค่าคือ $\times 1$ และ $\times 10$
 5. การต่อวัดค่า Voltage และ Current ควรมีการใช้วงจร Voltage divider และ Current divider เข้ามาต่อร่วมในการวัดค่าแรงดันและกระแส เพื่อป้องกันเครื่องวัดแล้วจึงคำนวณหาค่าที่แท้จริง
 6. ในการต่อทดลองควรมีการทำฐานเพื่อรองรับอุปกรณ์ทั้งหมดและจัดเรียงอุปกรณ์ให้เป็นระเบียบ รวบสายที่ต่อวงจรเข้าด้วยกันโดยใช้เข็มขัดรัดสาย

เอกสารอ้างอิง

1. DiSaia PJ, Creasman WT, editors. **Clinical Gynecologic Oncology**. 5th ed. St. Louis: Mosby Year Book; 1997: 26-7.
2. Cartier R. **Practical colposcopy**. 2nd ed. Paris: Laboratoire Cartier, 1984 : 139-56.
3. Prendiville W, Cullimore J, Norman S. **Large loop excision of the transformation zone (LLETZ) : a new method of management for women with cervical intraepithelial neoplasia**. Br J Obstet Gynecol 1989; 96: 1054-60.
4. Wright TC Jr, Gagnon S, Richart RM, Ferenczy A. **Treatment of cervical intraepithelial neoplasia using the loop electrosurgical excision procedure**. Obstet Gynecol 1992; 79 : 173-8
5. Soderstrom R. **Principles of electrosurgery as applied to gynecology**. In : Rock JA, Thompson JD, editors. Operative gynecology. 8th ed.

โครงการที่ 2003-68

เครื่องผ่าตัด โดยใช้ความถี่วิทยุ

โดย

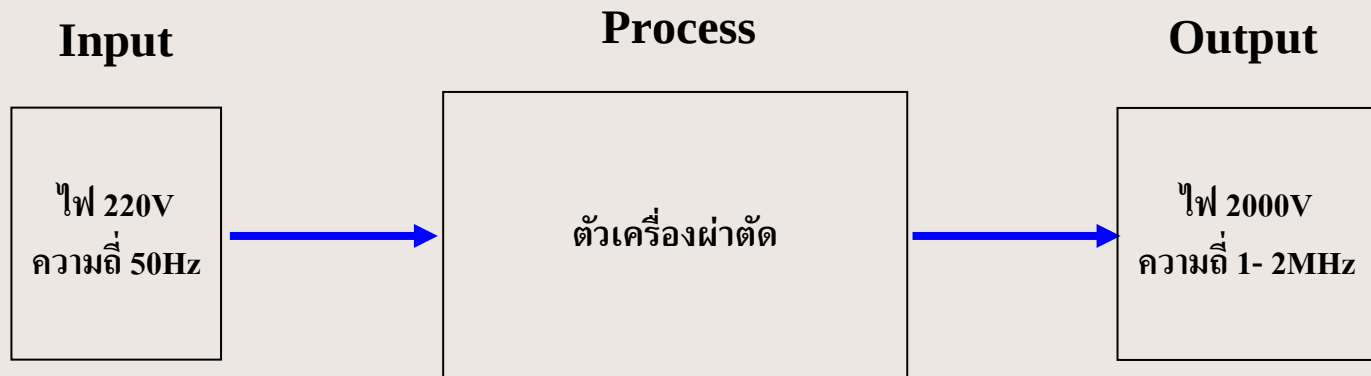
นายชัชวาล ทองท่ามา เลขรหัสประจำตัว 443040136-1

นายสุทธินิภาลัย สุขสนิท เลขรหัสประจำตัว 443040245-6

จุดประสงค์ของโครงการ

สร้างเครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ในย่าน 1-2 MHz ที่แรงดัน 2KV.

นำสัญญาณนี้ไปจ่ายผ่าน eletrode ซึ่งเป็นลวดที่ใช้สำหรับการใช้ตัดเนื้อเยื่อ

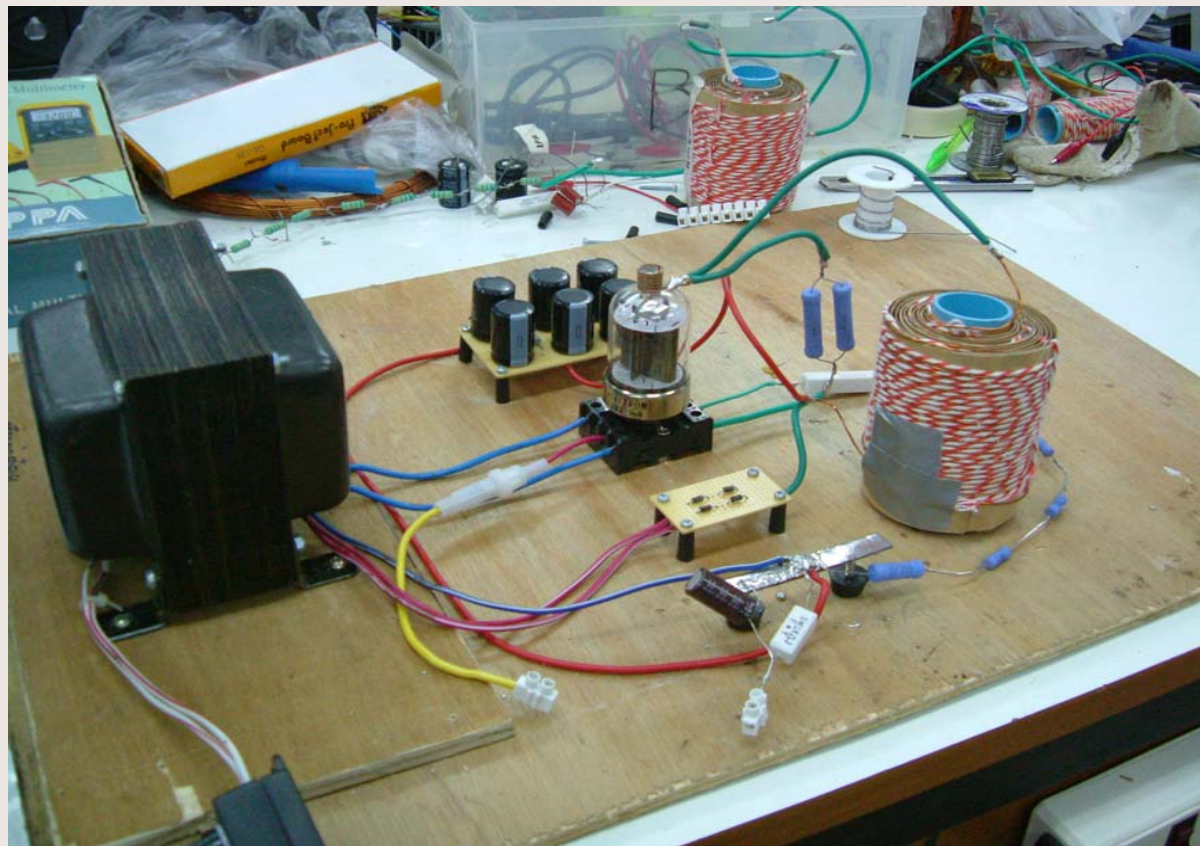


การทำงานของวงจร

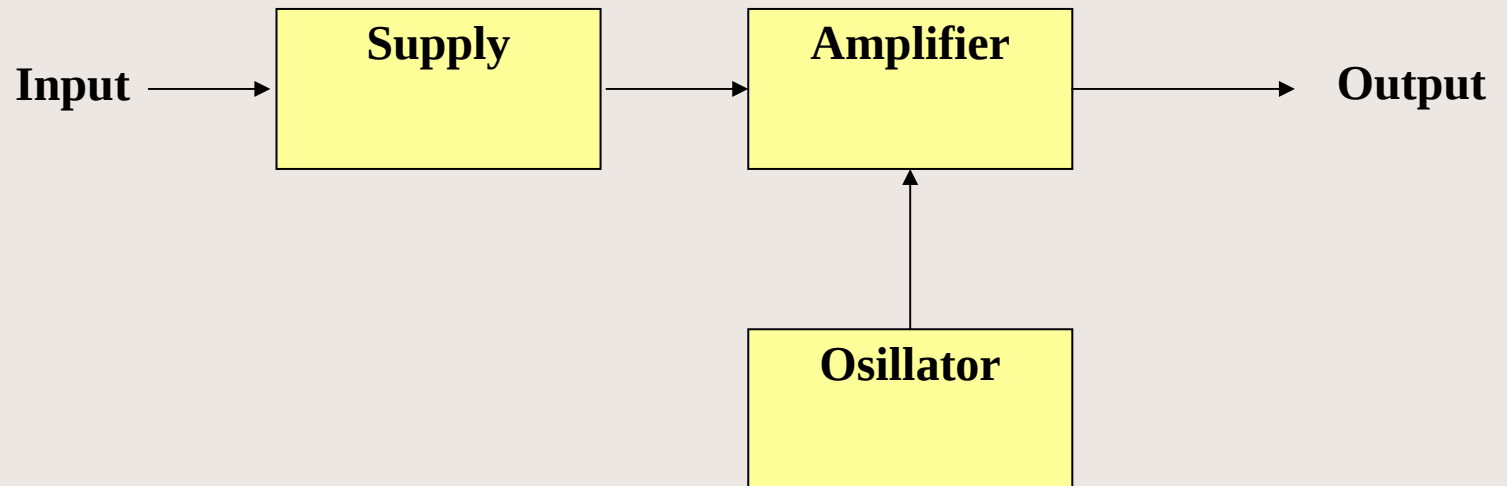
แบ่งการทำงานของวงจรเป็น 3 ส่วน ได้ดังนี้

1. วงจรซัพพลาย
2. วงจรขยายโดยใช้หลอด 6146B
3. วงจรออสซิลเลเตอร์

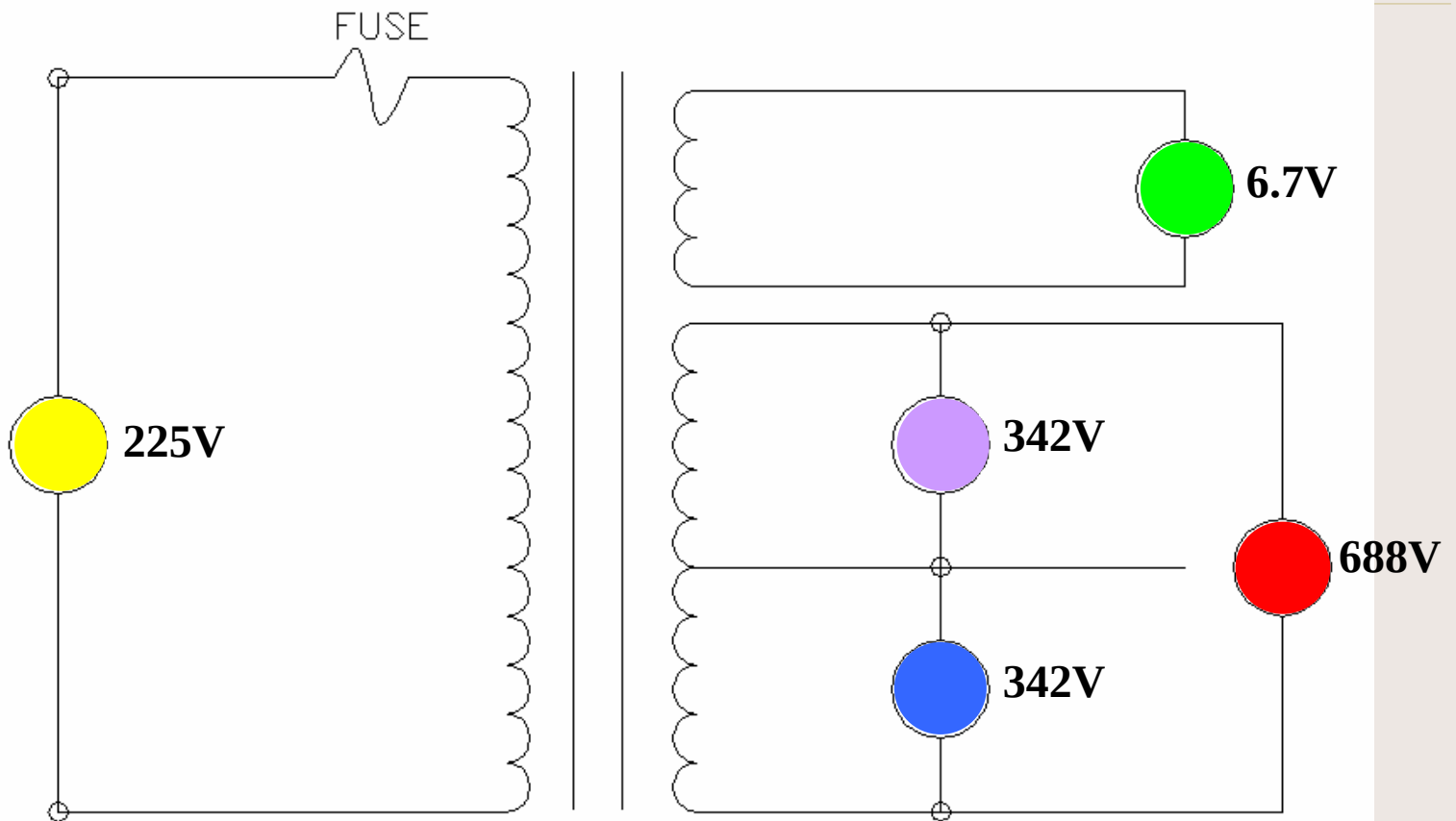
ภาพโดยรวมของเครื่องผ่าตัดที่ทำในโรงงาน



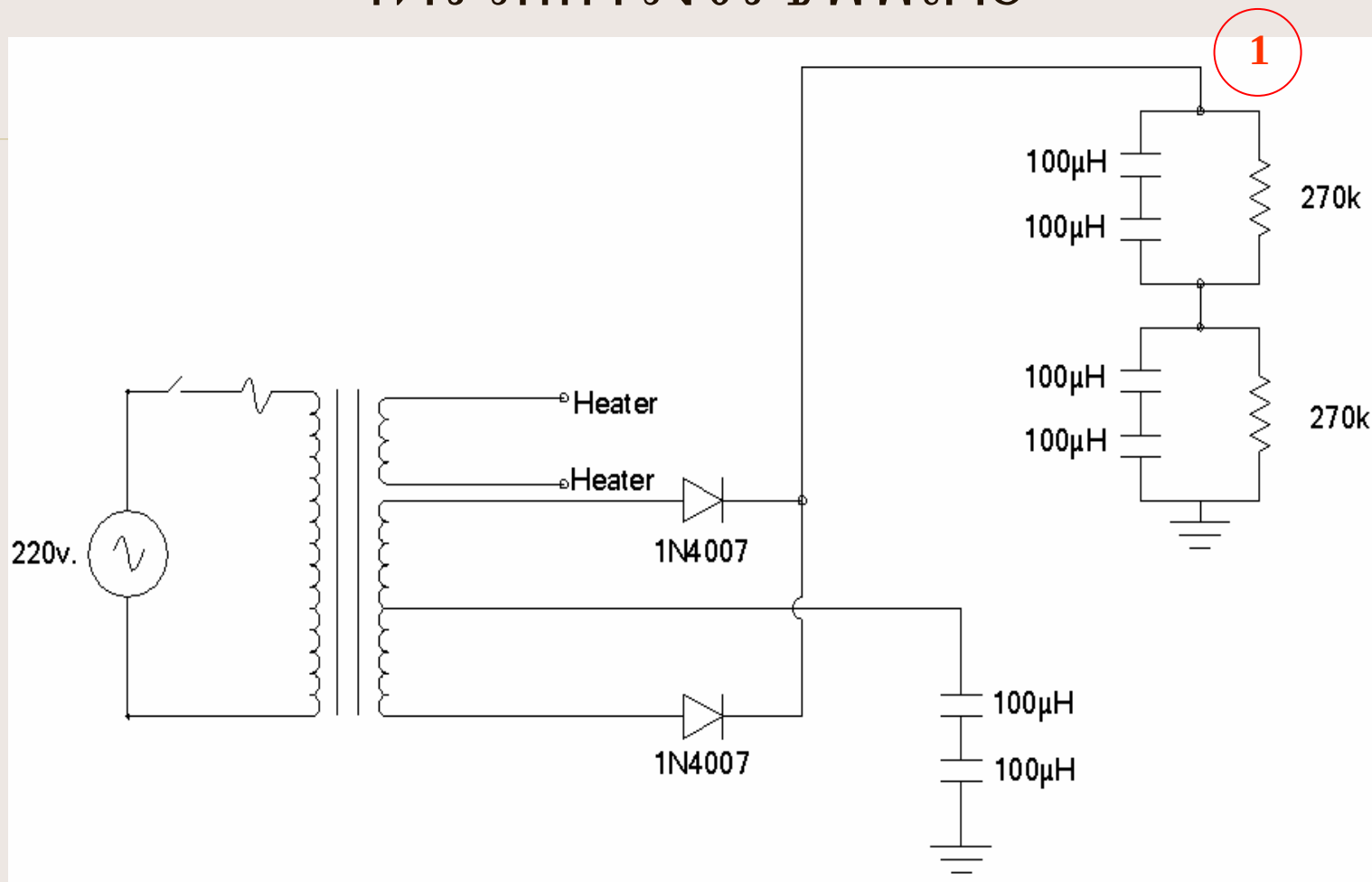
บล็อกไดอะแกรมของวงจร



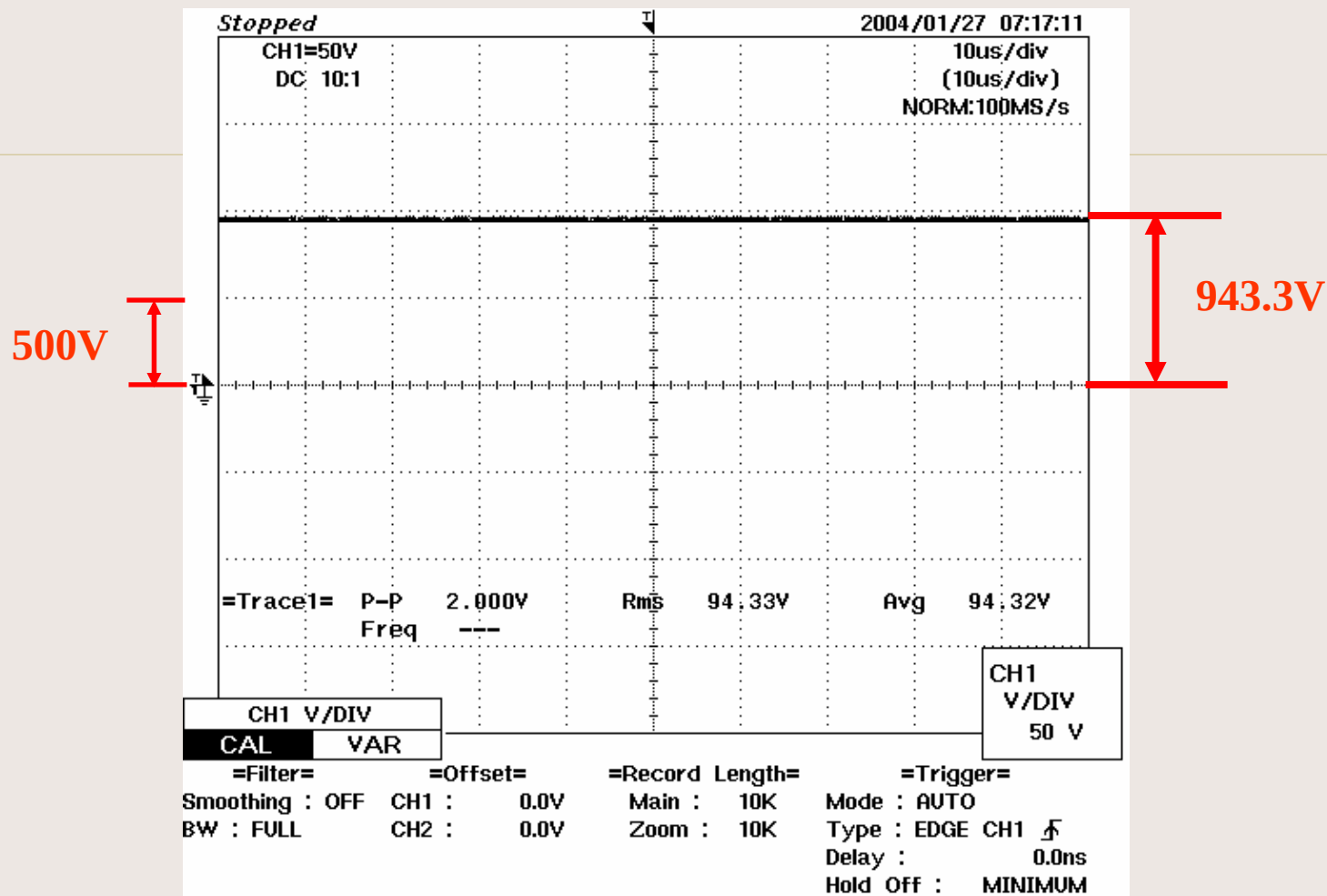
การวัดค่าหม้อแปลง



การวัดค่าวงจรซัพพลาย



ทำการวัดค่าWave formที่จุดที่ 1 (No load)



Wave form ที่จุดที่ 1

วงจรขยายโดยใช้หลอด6146B



TOPCAP

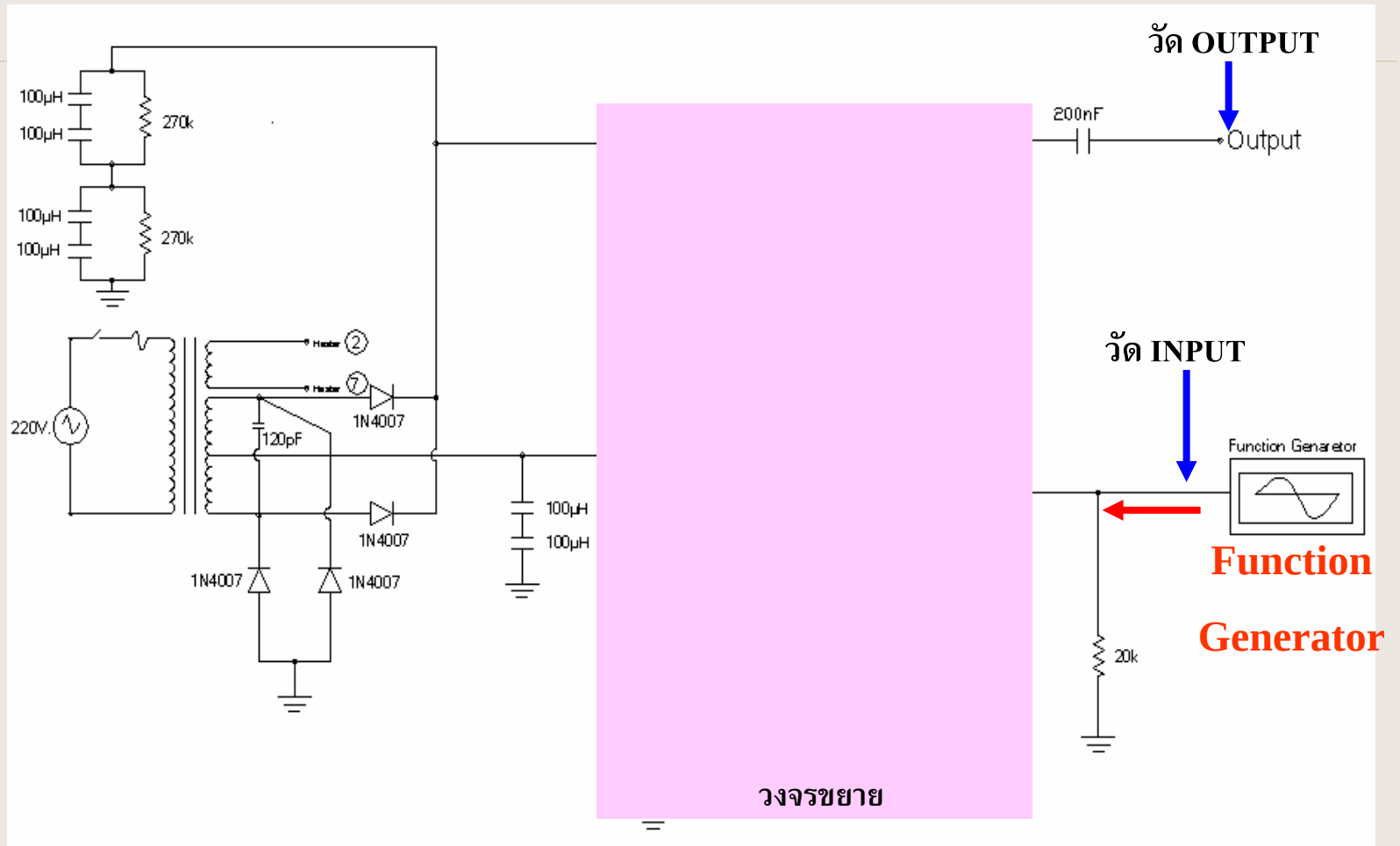
ตัวหลอด

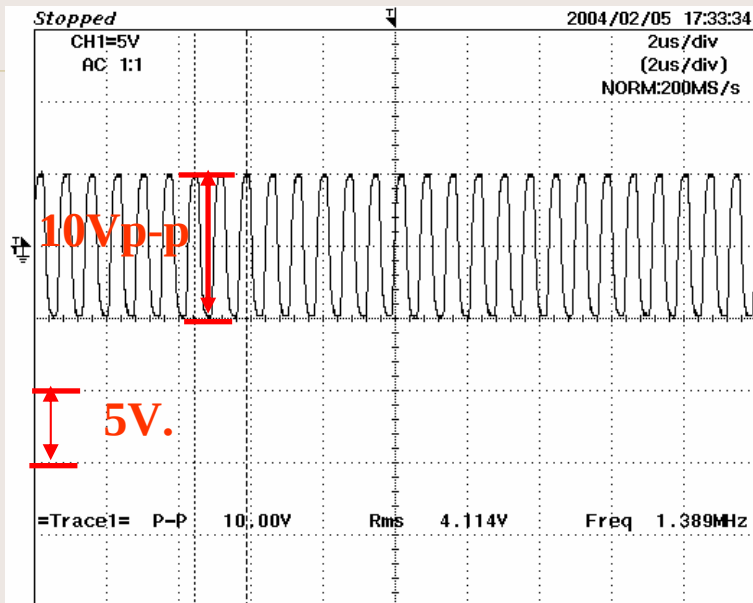
ฐานรองหัวหลอด

หลอดสูญญากาศ6146B

การทดลองขยายสัญญาณ

โดยใช้Function Generatorจ่ายให้วงจรขยาย





=Filter= Smoothing : OFF BW : FULL

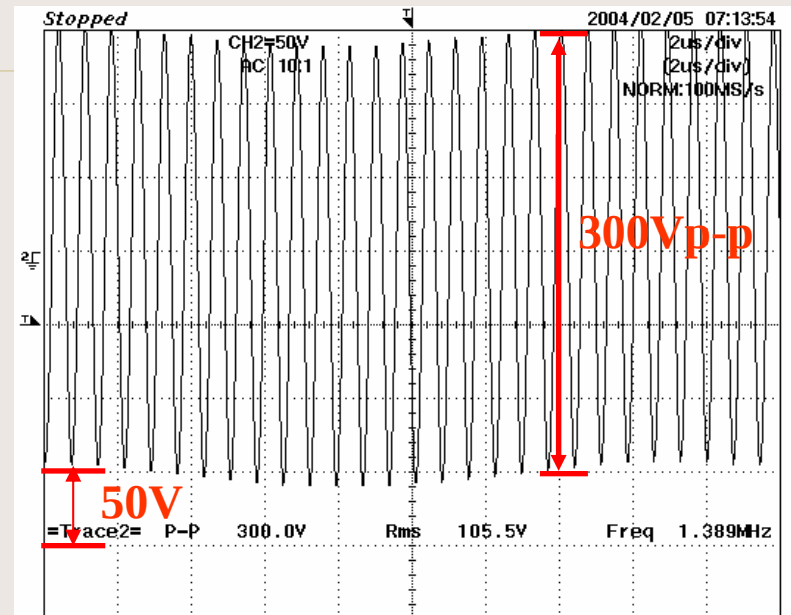
=Offset= CH1 : ----- CH2 : -----

=Record Length= Main : 4K Zoom : 4K

=Trigger= Mode : AUTO Type : EDGE CH1 $\uparrow$ Delay : 0.0ns Hold Off : MINIMUM

สัญญาณที่ได้ทางInput

วัดจากFunction Generator



=Filter= Smoothing : OFF BW : FULL

=Offset= CH1 : ----- CH2 : -----

=Record Length= Main : 2K Zoom : 2K

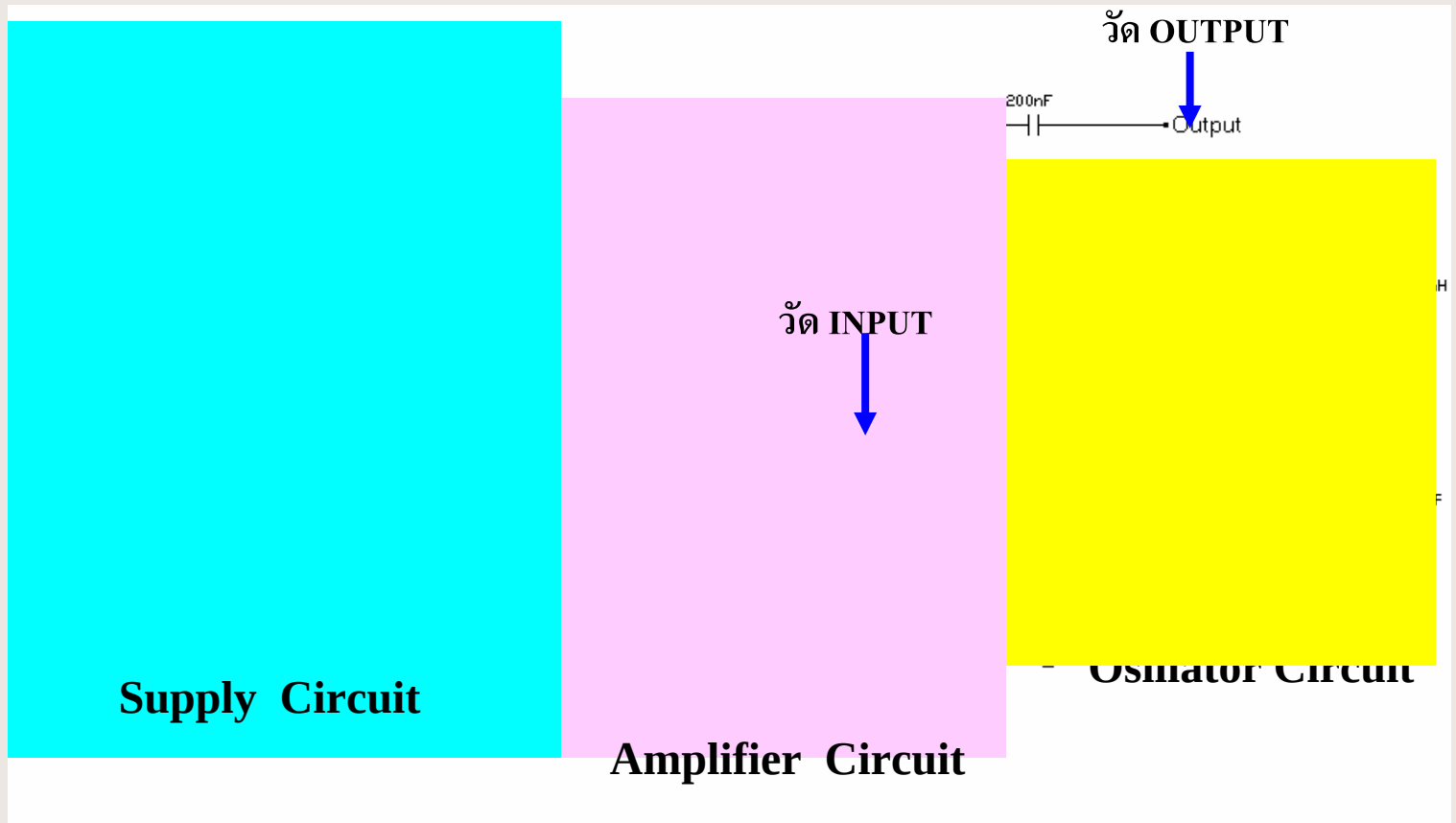
=Trigger= Mode : AUTO Type : EDGE CH1 $\uparrow$ Delay : 0.0ns Hold Off : MINIMUM

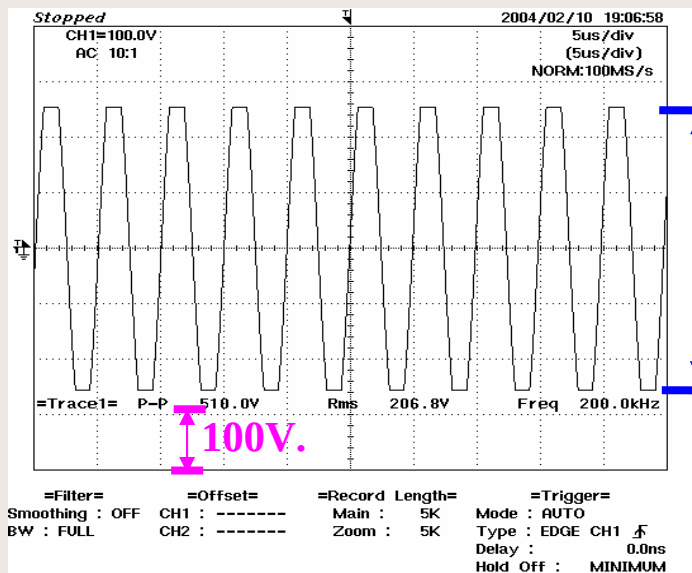
สัญญาณที่ได้ทางOutput

การทดลองโดยใช้วงจร Osillator

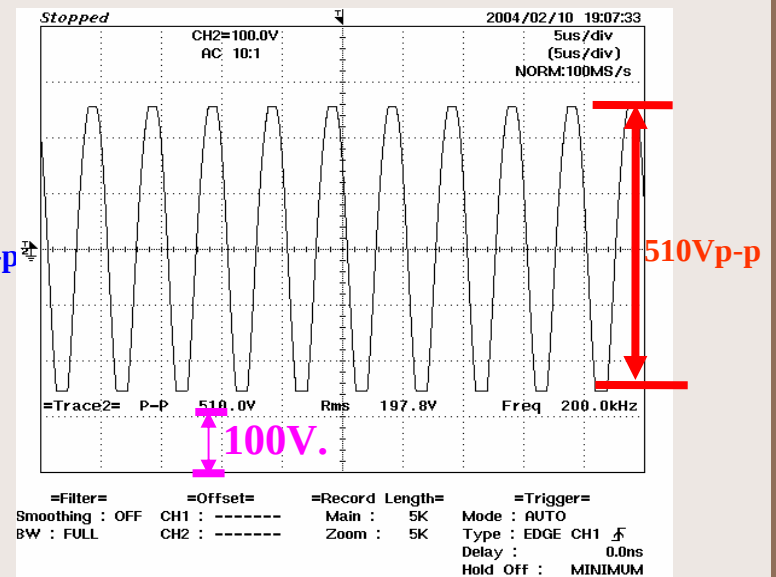
เมื่อทำการทดลองโดยจ่าย Function Generator จนวงจรขยายทำงานและขยายสัญญาณแล้ว

จากนั้นเราจะทำการต่อวงจร Osillator ซึ่งเป็นวงจรสุดท้ายที่ต่อรวม





INPUT



OUTPUT

สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองเมื่อต่อวงจรวงจรSupply และวงจรขยาย แล้วจ่าย Function Generator ที่ 10 Vp-p ปรากฏว่าเกิดการขยาย Amplitude ของแรงดันทำให้แรงดันที่Output ขยายเป็น300Vp-p ซึ่งอัตราขยายเป็น 30 เท่า

แต่พอทำการต่อวงจรOsillator เข้ามาแทนที่ Function Generator ปรากฏว่าค่าแรงดันไม่เกิดการขยายซึ่งเนื่องมาจากการต่อแบบClass Cโดยใช้ Self Osillator ค่าแรงดันที่จ่ายเข้าจะมีค่าประมาณ Output จะเห็นว่าไม่เกิดการขยายเลย

ปัญหาและอุปสรรคในการทดลอง

1. ในการทดลองแต่ละครั้งค่าของ Load Inductor ที่หัวTopcap จะเป็นตัวกำหนดจุดทำงานของหลอดที่ความถี่ต่างกัน ฉะนั้นในการทดลองที่ความถี่ต่างกัน ค่าของ Load Inductor จะต้องเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย
2. ในการพัน Inductor เราต้องใช้แกนอากาศในการพัน เพราะถ้าใช้แกนเหล็กและแกนเฟอร์ไรต์เมื่อความถี่สูงๆจะเกิดความร้อนที่แกน
3. เนื่องจากการทดลองที่ความถี่สูงๆทำให้เกิดNoise ปรกวนง่าย
4. ในการต่อวงจร Osillator ไม่เกิดการขยายสัญญาณเมื่อต่อเข้าวงจรขยาย

แนวทางการแก้ไขและพัฒนา

1. ทำการสร้างแหล่งจ่ายที่สามารถจ่ายความถี่ในย่าน 1-2 MHz และค่าแรงดันที่ประมาณ 70Vp-p และจ่ายกระแสที่ 20mA. เพื่อจ่ายให้วงจรขยาย