หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

การพัฒนาต้นกำเนิดกระตุ้นรังสีเอกซ์โดยการใช้หลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรม

การพัฒนาต้นกำเนิดกระตุ้นรังสีเอกซ์เรืองสำหรับใช้กับระบบวิเคราะห์ธาตุด้วยวิธีการเรืองรังสีเอกซ์แบบแจกแจงพลังงาน (EDXRF) ชนิดระบบวัดแยกส่วนมาตรฐาน NIM (modular type) โดยใช้หลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรม เป็นการประยุกต์ใช้หลอดรังสีเอกซ์ชนิดที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในงานถ่ายภาพรังสีทางทันตกรรม ซึ่งมีราคาประหยัดกว่าหลอดรังสีเอกซ์หน้าต่างบางเฉพาะงานวิเคราะห์ธาตุ และช่วยปรับปรุงระบบวิเคราะห์ธาตุแบบแยกส่วนซึ่งเดิมใช้ต้นกำเนิดรังสีกระตุ้นแบบไอโซโทป ให้สามารถวิเคราะห์ธาตุได้ในช่วงเลขอะตอมตั้งแต่ 20 ถึง 92 (Ca-U) โดยไม่ต้องเปลี่ยนต้นกำเนิดรังสี แต่สามารถปรับเปลี่ยนพลังงานและความเข้มของรังสีให้เหมาะสมกับองค์ประกอบของธาตุที่ต้องการวิเคราะห์ได้ด้วยการปรับค่าศักดาไฟฟ้า และกระแสจุดไส้หลอดของหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ การพัฒนานี้มีส่วนสำคัญในการออกแบบ 3 ส่วน คือ

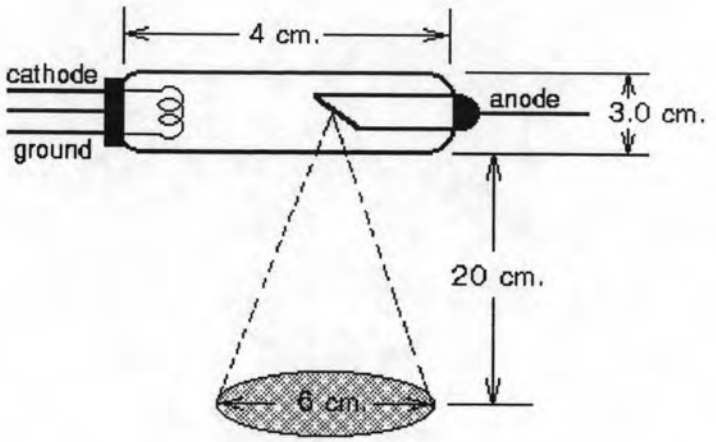
ก. อุปกรณ์ติดตั้งหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์

ข. ระบบควบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์

ค. อุปกรณ์บังคับทิศทางของลำรังสีและฐานวางตัวอย่าง

3.1 คุณสมบัติของหลอดรังสีเอกซ์ที่นำมาใช้

หลอดรังสีเอกซ์ที่นำมาใช้ในโครงการวิจัยนี้ เป็นหลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้กับหัวกำเนิดรังสีเอกซ์ (tube head) ของเครื่องถ่ายภาพด้วยรังสีทางทันตกรรมของบริษัท Philips รุ่น Oralix 65 S ระบายความร้อนด้วยฉนวนน้ำมัน มีขนาดศักดาไฟฟ้าสูง 65 กิโลโวลต์ และกระแสสูงสุด 7.5 มิลลิแอมแปร์ มีขนาดตัวหลอดยาว 4 เซนติเมตร เส้นผ่าศูนย์กลางของหลอด 3 เซนติเมตร และมีบริเวณการกระจายของรังสีเอกซ์บนพื้นที่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร จากระยะหลอดห่าง 20 เซนติเมตร [1] ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ลักษณะภายนอกของหลอด และบริเวณตกกระทบของรังสีเอกซ์

3.2 การออกแบบอุปกรณ์ติดตั้งหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์

ในการวิเคราะห์ธาตุด้วยรังสีเอกซ์นั้น ต้นกำเนิดรังสีกระตุ้นจะต้องมีพลังงานที่ปรับเปลี่ยนได้เหมาะสมกับองค์ประกอบธาตุที่จะวิเคราะห์ หลอดรังสีเอกซ์ที่นำมาใช้จะต้องให้รังสีเอกซ์ออกจากผนังหลอดโดยตรง ซึ่งหมายถึงหลอดจะต้องทำงานในบรรยากาศปกติที่ศักดาไฟฟ้าสูง 0-30 kV และกระแสแอโนดในช่วง 0-500 μA ดังนั้นสิ่งที่จะต้องคำนึงถึงในการออกแบบอุปกรณ์ติดตั้งหลอดรังสีเอกซ์ในการใช้เป็นต้นกำเนิดกระตุ้น ได้แก่

ก. การระบายความร้อน

ข. การป้องกันไม่ให้เกิดการอาร์คที่ศักดาไฟฟ้าสูง

ค. การกำบังรังสีในทิศทางที่ไม่ได้ใช้งาน

3.2.1 การระบายความร้อน

จากข้อมูลคุณสมบัติของหลอดรังสีเอกซ์ที่นำมาใช้ประกอบกับข้อมูลของขนาดศักดาไฟฟ้าและกระแสหลอดรังสีเอกซ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ธาตุ สามารถคำนวณหาความร้อนที่เกิดขึ้นที่เป้าของหลอดรังสีเอกซ์ได้ ดังนี้

1. Maxinum thermal load $= kV_{max} \times mA_{max}$

$= (65 \times 10^{3}) \times (7.5 \times 10^{-3})$

$= 487.5$ w

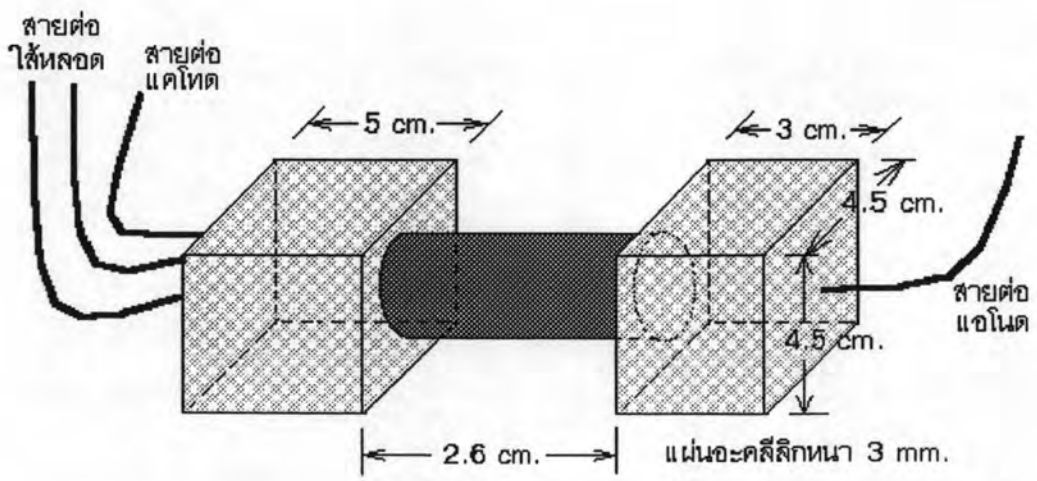
2. thermal load ที่ใช้วิเคราะห์ธาตุ = $(30 \times 10^{3}) \times (500 \times 10^{-6})$

= 15 w

จากการคำนวณความร้อนที่เกิดจากกำลังไฟฟ้าขณะใช้งานหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์เป็นต้นกำเนิดรังสีกระตุ้นจะใช้กำลังไฟฟ้าสูงสุดเพียงร้อยละ 3 ของค่าความร้อนที่หลอดทนได้ จึงสามารถระบายความร้อนด้วยพัดลมระบายอากาศได้

3.2.2 การป้องกันไม่ให้เกิดการอาร์คที่ศักดาไฟฟ้าสูง

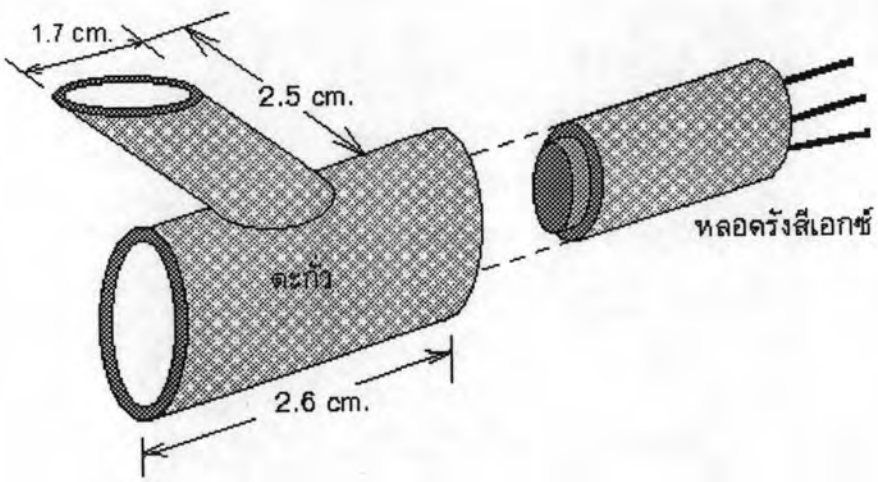
จากคุณสมบัติด้านการฉนวนของศักดาไฟฟ้าสูง 30 กิโลโวลต์ ที่ระยะห่างต่ำสุดระหว่างแคโทดกับแอโนดในอากาศปกติจะไม่เกิดการอาร์คคือ 6 เซนติเมตร [14] แต่หลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรมมีระยะห่างขั้วไฟฟ้า 4 เซนติเมตร ดังนั้นที่ระยะห่างของหลอดที่ศักดาไฟฟ้า 30 กิโลโวลต์ จะเกิดไอออไนซ์และเกิดการการอาร์คขึ้น การป้องกันการอาร์คนี้เลือกใช้วัสดุฉนวนที่ทำจากแผ่นอะคลีลิก (Acrylic) หุ้มขั้วต่อสายเพื่อให้ทนศักดาไฟฟ้าสูง โดยหุ้มทั้งด้านแคโทดและแอโนดของหลอดเว้นช่วงกลางของหลอดไว้เป็นบริเวณบังคับลำรังสีออก ดังนั้นอุปกรณ์ติดตั้งหลอดจึงใช้โครงวัสดุอะคริลิกเป็นฉนวนทั้งหมด โดยมีโครงสร้างตามแบบในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 รูปแบบของอุปกรณ์ติดตั้งหลอดรังสีเอกซ์

3.2.3 การกำบังรังสีในทิศทางที่ไม่ได้ใช้งาน

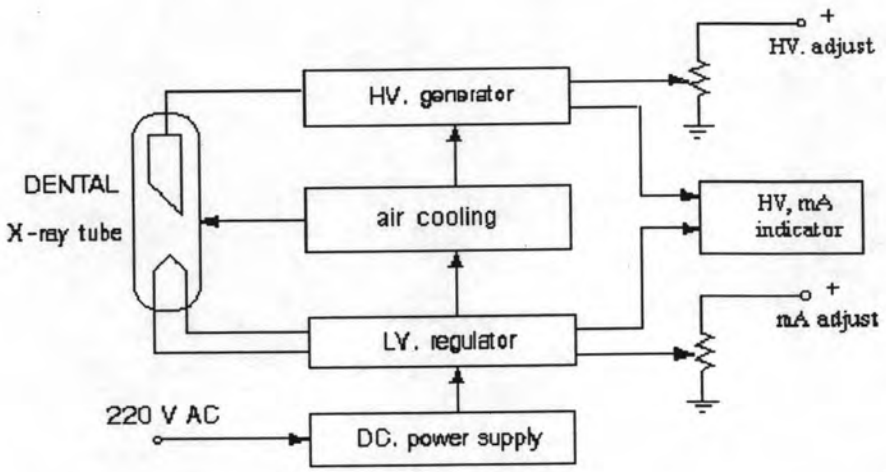
บริเวณหลอดแก้วของหลอดรังสีเอกซ์ช่วงกลางจะมีลำรังสีเอกซ์ออกทางด้านทะแยงของแอโนด และรังสีจะกระเจิงออกรอบทิศทาง จึงจำเป็นต้องกำบังรังสีและบังคับให้รังสีออกในทิศทางที่ต้องการตกกระทบบนตัวอย่างที่ว่างบนชั้นวางเท่านั้น การกำบังรังสีเลือกใช้ตะกั่วขนาดความหนา 1.5 มิลลิเมตร หุ้มรอบตัวหลอดและเจาะช่องทางออกรังสี (window) ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.5 เซนติเมตร และใช้ท่อบังคับลำรังสีไปยังตัวอย่าง ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1.7 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แบบแสดงตะกั่วบังคับลำรังสีและกำบังรังสี

3.3 ระบบควบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์

ระบบควบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์ประกอบด้วย แหล่งจ่ายไฟฟ้า 2 ส่วนที่สำคัญคือ แหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำสำหรับจุดไส้หลอดปรับค่าศักดาไฟฟ้าได้จาก 1- 6 โวลต์ สำหรับปรับกระแสแอโนดในการแปรเปลี่ยนความเข้มรังสี และอีกส่วนหนึ่งเป็นแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูงสำหรับวงจรแอโนดปรับค่าได้จาก 0- 30 กิโลโวลต์ สำหรับปรับค่าพลังงานที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ธาตุ รวมทั้งแหล่งจ่ายสำหรับพัดลมระบายความร้อน ซึ่งมีการทำงานดังในแผนภาพรูปที่ 3.3

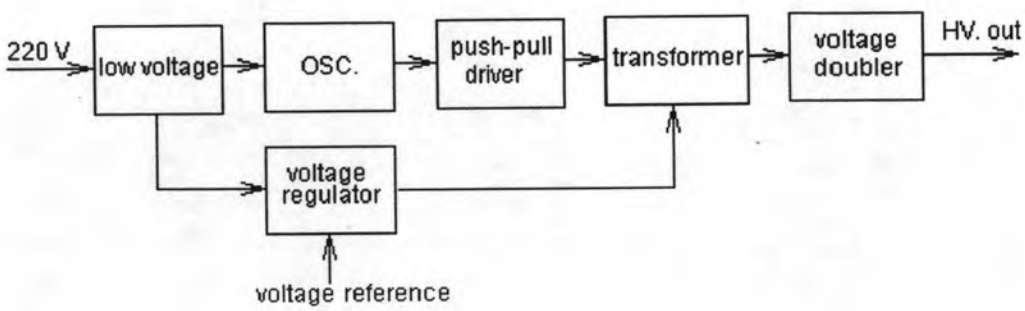


รูปที่ 3.4 แผนภาพระบบควบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์ของหลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรม

3.3.1 การออกแบบวงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูง

วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูงขนาด 0-30 kV กระแส 1 mA ที่ออกแบบขึ้นมีการทำงานดังแผนภาพรูปที่ 3.5 ประกอบด้วยวงจรย่อยต่างๆ คือ

1) หม้อแปลงไฟฟ้าศักดาสูง
2) วงจรกำเนิดความถี่สูง
3) วงจรขับแบบพุช-พูล (push-pull driver)
4) วงจรโวลต์เตจเรกกูเลเตอร์ (voltage regulator)
5) วงจรทวีศักดาไฟฟ้าสองเท่าแบบฟูลเวฟ (full wave voltage doubler)
6) วงจรแหล่งจ่ายแรงดันไฟฟ้าศักดาต่ำ (low voltage power suppy)



รูปที่ 3.5 แผนภาพวงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูง

1. หม้อแปลงไฟฟ้าศักดาสูง

ในการออกแบบหม้อแปลงไฟฟ้าศักดาสูง ซึ่งใช้หม้อแปลงไฟฟ้าแบบพุช-พูล (Push-Pull Transformer) สำหรับกำเนิดศักดาไฟฟ้ากระแสสลับทางออกขนาด 15 kV กระแส 1 mA ใช้ศักดาไฟฟ้ากระแสสลับทางด้านอินพุตที่มีรูปคลื่นสี่เหลี่ยม (square wave) เพื่อที่จะสามารถทำงานที่ความถี่สูงได้รวดเร็วและยังสามารถให้กำลังทางด้านเอาต์พุตได้มากอีกด้วย มีรายละเอียดในการออกแบบดังนี้

ศักดาไฟฟ้าทางด้านอินพุต เท่ากับ 12 โวลต์ (คลื่นรูปสี่เหลี่ยม)
ศักดาไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุต เท่ากับ 15 กิโลโวลต์
ความถี่ 20 กิโลเฮิรตซ์

1.1 แกน (core)

แกนของหม้อแปลงไฟฟ้าเลือกใช้แกนเฟอไรต์ (ferrite) แบบ EE 55/55A มีพื้นที่หน้าตัดของแกนเท่ากับ 352 ตารางมิลลิเมตร และแกนสามารถทำงานที่ความถี่ตั้งแต่ 20 กิโลเฮิรตซ์ ถึง 100 เมกกะเฮิรตซ์ ค่าความหนาแน่นฟลักซ์สนามแม่เหล็กอิ่มตัว (saturation flux density ; B) เท่ากับ 400 มิลลิเทสลา (mT) หรือ 4000 เกาส์ (G)

1.2 คำนวนหาจำนวนรอบของขดลวดทางด้านปฐมภูมิ (primary turn)

จากสูตร [15]

$$N_p = V t / B_{max} A_c \quad \text{..... 3.1}$$

เมื่อ N_p = จำนวนรอบทางด้านขดปฐมภูมิ มีหน่วยเป็น รอบ
V = ศักดาไฟฟ้าทางด้านอินพุตขณะที่อยู่ในสภาวะเปิด(ON) มีหน่วยเป็น โวลต์
t = คาบเวลาครึ่งหนึ่งของสภาวะเปิด (ON) มีหน่วยเป็น ไมโครวินาที (μs)
B_{max} = ค่าความหนาแน่นฟลักซ์สูงสุด มีหน่วยเป็น เทสลา(T)
A_c = พื้นที่ของแกน มีหน่วยเป็น ตารางมิลลิเมตร (mm^2)

แทนค่าลงในสมการที่ 3.1 จะได้

$$N_p = (12\ V)(50/2\ \mu S) / (0.400\ mT)(352\ mm^2)$$
$$= 4.15 \text{ รอบ} \cong 4 \text{ รอบ}$$

จำนวนรอบของขดลวดปฐมภูมิจะออกแบบเป็นแบบแยกจุดกึ่งกลางขด (C_T)
ดังนั้น จำนวนรอบของขดลวดปฐมภูมิ (C_T) = $2 N_p$

= 8 รอบ

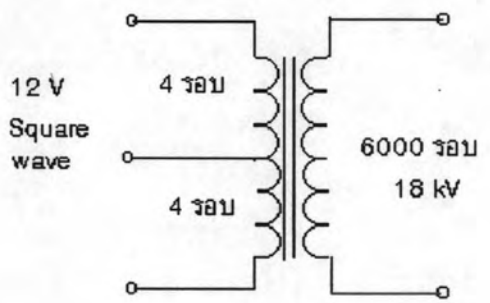
1.3 คำนวนรอบของขดทุติยภูมิ (secondary turns)

กำหนดศักดาไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตมีค่า 15 กิโลโวลต์ เพิ่มศักดาไฟฟ้าเผื่อการสูญเสียในเส้นลวดและไดโอดเรียงกระแส 20 เปอร์เซนต์ ดังนั้น ศักดาไฟฟ้าไฟทางด้านเอาต์พุต (V_s) จะมีค่าดังนี้

$$V_s = 15\ kV + (20\%)\ (15\ kV)$$
$$= 18\ kV$$

จากสูตร

$$N_p / N_s = V_p / V_s \quad \text{..... 3.2}$$
$$N_s = (4\ \text{รอบ})\ (18\ kV) / (12\ V)$$
$$= 6{,}000\ \text{รอบ}$$



1.4 คำนวนหาขนาดของขดลวด

$$P_{in} = P_{out}$$
$$V_p I_p = V_s I_s$$
$$I_s = V_p I_p / V_s \quad \text{..... 3.3}$$

กำลังไฟฟ้าทางด้านเอาต์พุตมีศักดาไฟฟ้าที่ต้องจ่าย

$$= 30\ kV \times 1\ mA = 30\ w$$

กำหนดประสิทธิภาพของหม้อแปลง η = 80 เปอร์เซนต์

$$P_{out} = \eta P_{in} \quad \text{..... 3.4}$$
$$I_p = (30\ w) / (0.8)\ (12\ V)$$
$$= 2.08\ A$$

กำหนดความหนาแน่นกระแสของขดลวดทองแดงในการออกแบบนี้มีค่าเท่ากับ 400 c.m./A[16]

ดังนั้น กระแสทางด้านอินพุต ; I_p = 2.08 A

จะได้ขนาดของเส้นลวดทองแดง คือ (400 c.m./A) (2.08 A) = 832 c.m.

เมื่อเทียบขนาดของเส้นลวดทองแดงกับตารางหาขนาดเบอร์ขดลวด[17] จะได้เบอร์ขดลวดทางด้านอินพุต คือ เบอร์ 20 SWG หรือ 19 AWG และกระแสทางด้านเอาต์พุต ;

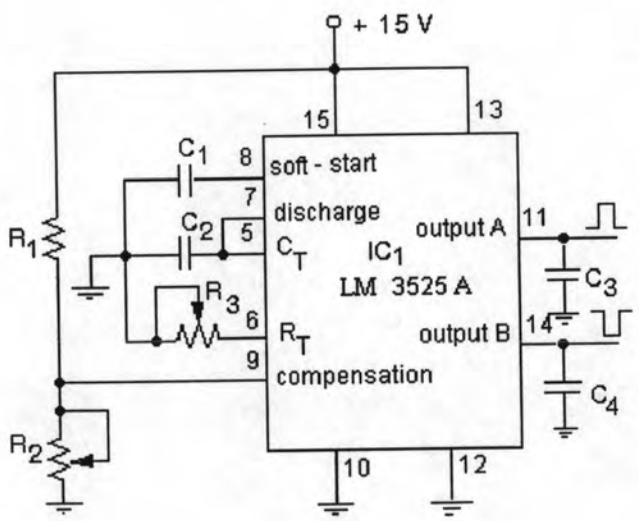
$$I_s = 1 \text{ mA}$$

จะได้ขนาดของเส้นลวดทองแดง คือ

$$(400 \text{ c.m./A}) (1 \text{ mA}) = 0.4 \text{ c.m.}$$

และเบอร์ขดลวดทางด้านเอาต์พุต คือ เบอร์ 49 SWG

2. วงจรกำเนิดความถี่



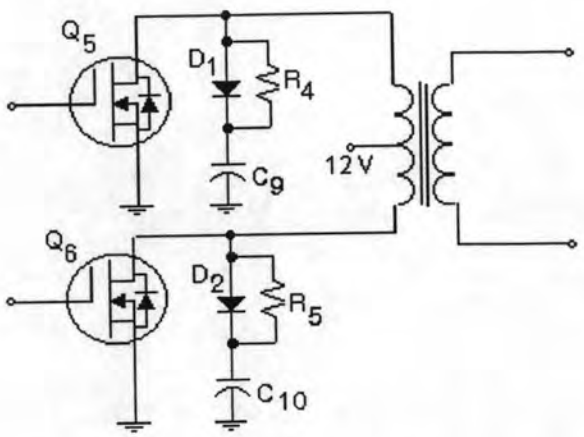
รูปที่ 3.6 วงจรกำเนิดความถี่

วงจรกำเนิดความถี่คลื่นรูปสี่เหลี่ยมเพื่อขับวงจรพุช-พูล เลือกใช้ไอซีเบอร์ LM3525A (รายละเอียดเบอร์ไอซีในภาคผนวก ง) การกำเนิดความถี่ขึ้นกับค่า C_T และ R_T สามารถคำนวนหาความถี่ได้จากสมการ[16]

$$f = 1/T = 1 / R_T C_T \quad \text{..... 3.5}$$

ที่ขา soft-start ของไอซีใส่ตัวเก็บประจุ C_1 ไว้เพื่อช่วยในการเริ่มเปิดความกว้างของพัลส์ในขณะเริ่มทำงาน ตัวต้านทานปรับค่าได้ R_2 ที่ขา COMPENSATION ทำหน้าที่ในการปรับความกว้างของพัลส์ที่ขา 11 ของ output A และ ขา 14 ของ output B ให้มีเวลาเหลื่อมกันเล็กน้อยเพื่อป้องกันการ turn-on พร้อมกันของ MOSFET

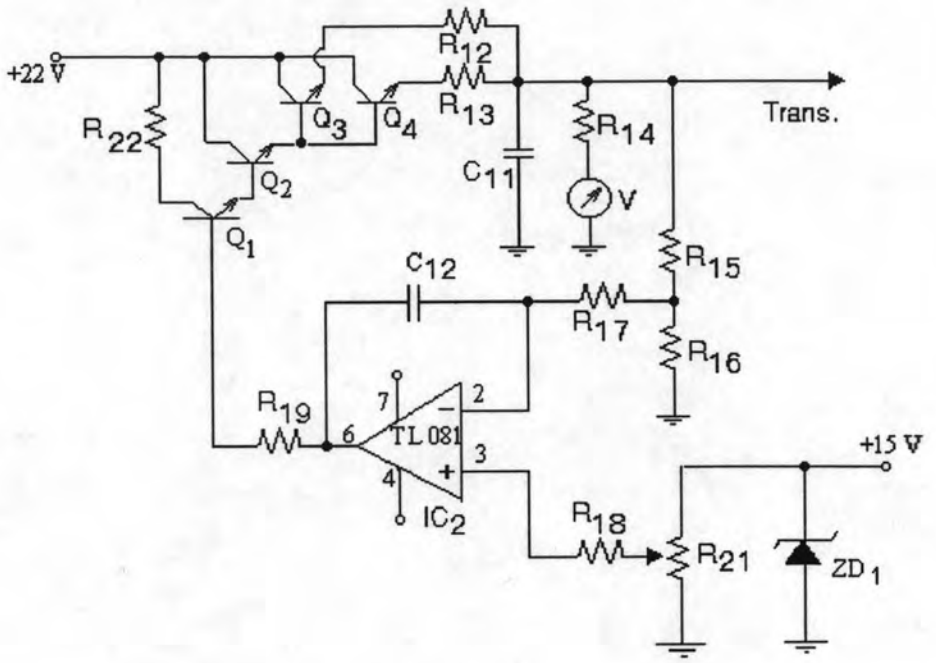
3. วงจรขับแบบพุช - พูล



รูปที่ 3.7 วงจรขับแบบพุช - พูล โดยใช้มอสเฟต

วงจรขับแบบพุช-พูล จะเป็นการทำงานของวงจรสวิตช์สองชุดร่วมกัน โดยผลัดทำงานในแต่ละครึ่งไซเคิลของการกลับเฟสทำให้สามารถจ่ายกำลังไฟฟ้าได้สูง จากการศึกษาคุณสมบัติของมอสเฟตมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้กับวงจรนี้ เนื่องจากมอสเฟตมีความสามารถทำงานได้ดีจากความถี่ต่ำจนถึง 1 เมกกะเฮิรตซ์ ซึ่งวงจรนี้จะเลือกใช้มอสเฟตเบอร์ IRF150 ซึ่งมีรายละเอียดในภาคผนวก ง. และจัดการทำงานของมอสเฟตให้เป็นวงจรสวิตช์แบบพุช-พูล ดังรูปที่ 3.7 สัญญาณคลื่นรูปเหลี่ยมจากวงจรกำเนิดความถี่จะควบคุมให้มอสเฟต Q_5 และ Q_6 สลับกันทำงาน ขณะที่ Q_5 ทำงานในครึ่งไซเคิลแรกจะมีกระแสไหลผ่านขดลวดปฐมภูมิและเกิดการเหนี่ยวนำไฟฟ้าสูงทางด้านขดทุติยภูมิ และ Q_6 จะทำงานต่อในครึ่งไซเคิลถัดไป ทำให้หม้อแปลงไฟฟ้าจ่ายกระแสได้ต่อเนื่อง ช่วงเวลาที่ Q_5 และ Q_6 หยุดทำงานนั้นจะมีกำลังไฟฟ้าไหลจากขดลวดปฐมภูมิมารบกวน จึงต้องมีวงจร snubber ใส่ไว้ที่ขาเดรนของมอสเฟตทั้งสอง เพื่อลดกำลังการสูญเสียและป้องกันความเสียหายที่จะเกิดขึ้นกับมอสเฟตในขณะทำงานปกติ วงจร snubber ประกอบด้วยไดโอด (D_1, D_2) ตัวต้านทาน (R_4 , R_5) และตัวเก็บประจุ (C_9 , C_{10})

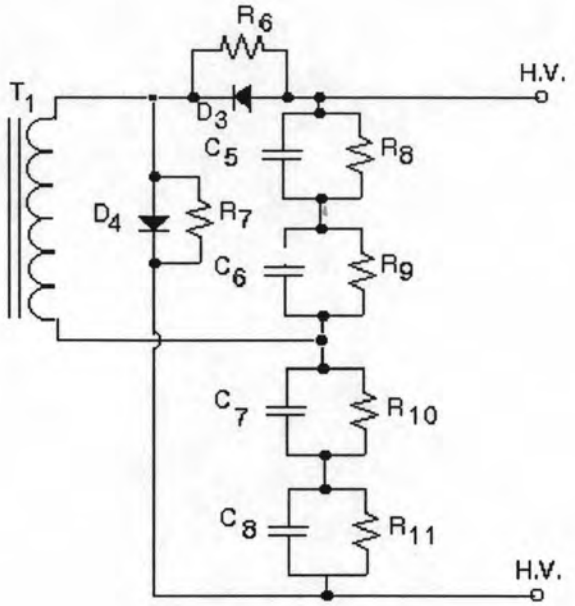
4. วงจรโวลเตจเรลกูเลเตอร์



รูปที่ 3.8 วงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์

วงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์เป็นวงจรในการรักษาระดับศักดาไฟฟ้าที่จ่ายให้วงจรขับพุช-พูลให้คงที่ การทำงานของวงจรอาศัยทรานซิสเตอร์กำลัง Q_1 , Q_2 และ Q_3 เป็นวงจรจ่ายกระแสให้กับขดลวดปฐมภูมิของหม้อแปลง ไอซีเบอร์ TL081 ทำหน้าที่เป็นวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้า โดยจะมีการเปรียบเทียบระดับศักดาอ้างอิงกับศักดาไฟฟ้าทางออกซึ่งได้จากวงจรแบ่งศักดา R_{15} และ R_{16} ที่ขาไม่กลับสัญญาณ (non-inverting) และที่ขากลับสัญญาณ (inverting) ตามลำดับ สัญญานผลต่างจากการเปรียบเทียบที่เอาต์พุตขา 6 ของไอซี TL081 จะถูกป้อนกลับไปควบคุมขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้ขับศักดาไฟฟ้าทางออกให้คงที่ ศักดาไฟฟ้าอ้างอิงสามารถปรับเปลี่ยนได้จาก 0-15 โวลต์ ด้วย R_{21} ซึ่งเป็นการปรับค่าไฟฟ้าศักดาสูงจาก 0-18 กิโลโวลต์ ที่ขดลวดทุติยภูมิของหม้อแปลงไฟฟ้าด้วย

5. วงจรทวีศักดาไฟฟ้าสองเท่าแบบฟูลเวฟ

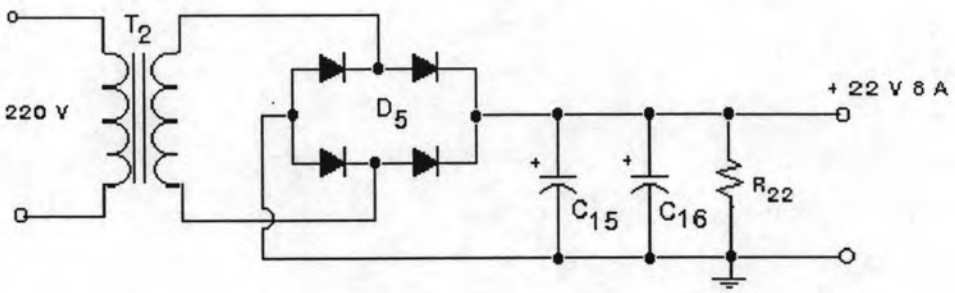


รูปที่ 3.9 วงจรศักดาไฟฟ้าสองเท่าแบบฟูลเวฟ

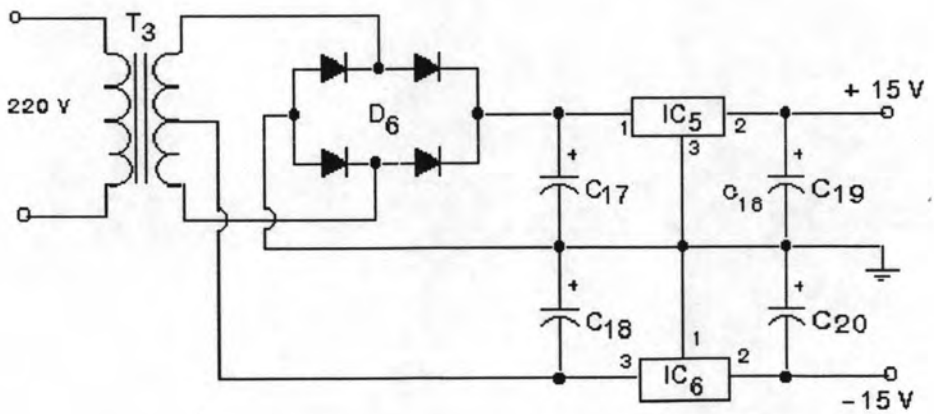
การทำงานของวงจรขณะที่สัญญาณอินพุทเป็นครึ่งไซเคิลบวก D_4 จะได้รับการไบอัสตรงนำกระแสไปเก็บไว้ที่ตัวเก็บประจุ C_7 และ C_8 (ต่ออันดับเพื่อให้ทนศักดาไฟฟ้าสูง 20 kV) จนมีศักดาไฟฟ้าเท่ากับ $\sqrt{2}\, V_{rms}$ = 15 kV และเมื่อศักดาไฟฟ้าอินพุตเป็นครึ่งไซเคิลลบ D_3 จะได้รับการไบอัสตรง และนำกระแสไปเก็บไว้ที่ตัวเก็บประจุ C_5 และ C_6 จนมีแรงดันเท่ากับ 15 kV ศักดาไฟฟ้าเอาต์พุตที่ได้จะเป็นผลรวมของศักดาไฟฟ้าตกคร่อมตัวเก็บประจุ C_5, C_6 กับ C_7, C_8 เท่ากับ 30 kV R_8 และ R_9 เป็นตัวต้านทานแบ่งศักดาไฟฟ้าตกคร่อมให้ C_5 และ C_6 ได้รับศักดาไฟฟ้าเท่ากัน ในทำนองเดียวกัน R_{10} และ R_{11} เป็นตัวต้านทานแบ่งแรงดันให้ C_7 และ C_8 รับศักดาไฟฟ้าเท่ากันเพื่อป้องกันไม่ให้ตัวเก็บประจุรับศักดาไฟฟ้าเกินค่าอัตราทนศักดาไฟฟ้า ในส่วนของวงจรกำเนิดไฟฟ้าศักดาสูง ได้แก่ หม้อแปลงไฟฟ้าศักดาสูง วงจรทวีศักดาไฟฟ้า จะบรรจุอยู่ในถังอะคริลิกหนา 5 มิลลิเมตร บรรจุฉนวนน้ำมันเพื่อป้องกันการอาร์ค วงจรไฟฟ้าศักดาต่ำจะอยู่ภายนอกถัง ดังแสดงโครงสร้างในรูป 3.18

6. วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง

วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงศักดาต่ำสำหรับจ่ายไฟฟ้า ให้วงจรย่อยของแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูง ประกอบด้วยแหล่งจ่ายสองชุด คือ วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงไม่ผ่านการเรกกูเลต 22 V 5 A ในรูป 3.10 สำหรับจ่ายอินพุตของวงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์ Q_3 และ Q_4 และวงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงคงที่ $\pm$ 15 V ในรูปที่ 3.11 สำหรับวงจรย่อยต่างๆ ได้แก่ IC_1 และ IC_2 เป็นต้น



รูปที่ 3.10 วงจรแหล่งจ่ายศักดาไฟฟ้า +22 V, 5 A



รูปที่ 3.11 วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำค่าคงที่ $\pm$ 15 V

3.3.2. การออกแบบวงจรแหล่งจ่ายศักดาไฟฟ้าต่ำจุดไส้หลอด

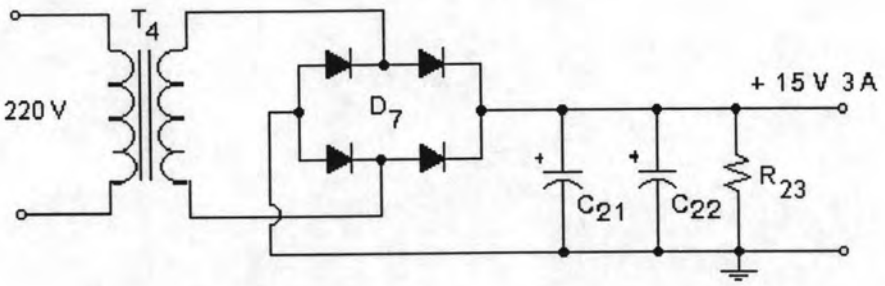
วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าต่ำจุดไส้หลอดทำหน้าที่ในการจ่ายกระแสให้กับไส้หลอดทังสเตนของหลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรม เพื่อทำให้ไส้หลอดร้อนและปลด

ปล่อยอิเล็กตรอนจากไส้หลอด วงจรส่วนนี้ประกอบด้วย

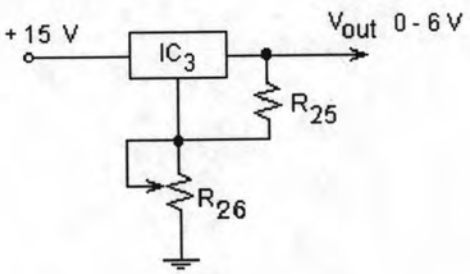
ก) วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำปรับค่าได้

ข) วงจรป้องกันศักดาไฟฟ้าเกิน

ก. วงจรจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำปรับค่าได้



รูปที่ 3.12 วงจรแหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำ +12 V



$$V_{out} = 1.25\ (1+ R_2 / R_1) + I_{adj}\ R2^{[18]}$$

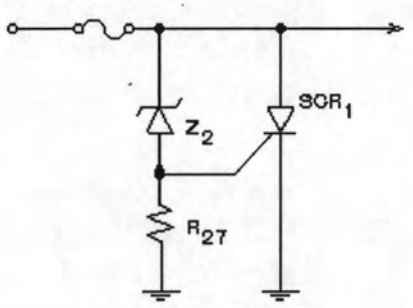
รูปที่ 3.13 วงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์ปรับค่าได้

วงจรแหล่งจ่ายศักดาไฟฟ้าต่ำปรับค่าได้ประกอบด้วยวงจรย่อย 2 วงจร ได้แก่ วงจรจ่ายไฟฟ้าศักดาต่ำไม่ผ่านการเรกกูเลต ขนาด +15 โวลต์ 3 แอมแปร์ และวงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์ปรับค่าได้จาก 1-6 โวลต์ 2 แอมแปร์ ซึ่งเลือกใช้ไอซี LM350 ควบคุมการปรับศักดาไฟฟ้าด้วย R_{25} และ R_{26}

ข. วงจรป้องกันศักดาไฟฟ้าเกิน

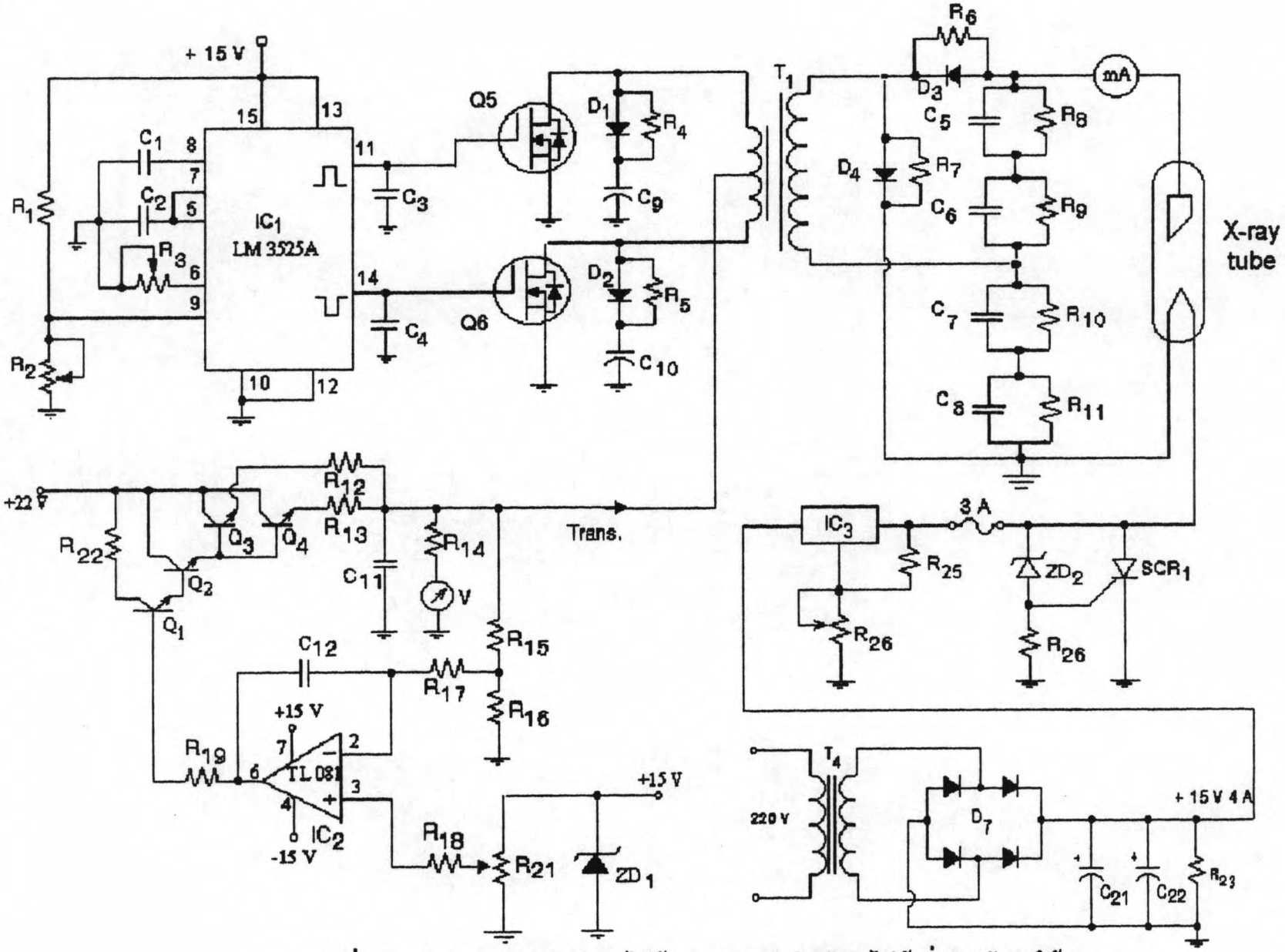
วงจรป้องกันศักดาไฟฟ้าเกินใช้เทคนิคของวงจร crowbar ต่ออยู่กับทางออกของวงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์ ประกอบด้วยชิ้นส่วนป้องกันศักดาไฟฟ้า

เกิน ได้แก่ ฟิวส์ขนาด 2 แอมแปร์ ซีเนอร์ไดโอด 6 โวลต์ และเอส-ซี-อาร์ (SCR) ขนาด 5 แอมแปร์ ดังในรูป 3.14 เมื่อศักดาไฟฟ้าที่ทางออกจากวงจรโวลเตจเรกกูเลเตอร์เกินกว่า 6 โวลต์ จะทำให้ไส้หลอดของหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ขาดได้ ดังนั้นขณะศักดาไฟฟ้าเกิน 6 โวลต์ ซีเนอร์ไดโอดที่ต่อไบอัสกลับทางจะยอมให้กระแสผ่านตัวไปยังเกตของเอสซีอาร์ ทำให้เอสซีอาร์ลัดวงจรทางออกของไฟฟ้าศักดาต่ำ และฟิวส์จะขาดทันที



รูปที่ 3.14 วงจรป้องกันศักดาไฟฟ้าสำหรับจุดไส้หลอดเกิน

วงจรทั้งหมดของระบบการควบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์ของหลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรมเพื่อใช้เป็นต้นกำเนิดกระตุ้นรังสีเอกซ์ แสดงในรูปที่ 3.15 และภาพถ่ายเครื่องต้นแบบของระบบควบคุมที่พัฒนาขึ้น แสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.15 วงจรของแหล่งจ่ายศักดาไฟฟ้าสูงและแหล่งจ่ายศักดาไฟฟ้าต่ำสำหรับจุดใส้หลอด

3.3 อุปกรณ์บังคับทิศทางของลำรังสีเอกซ์และฐานวางตัวอย่าง

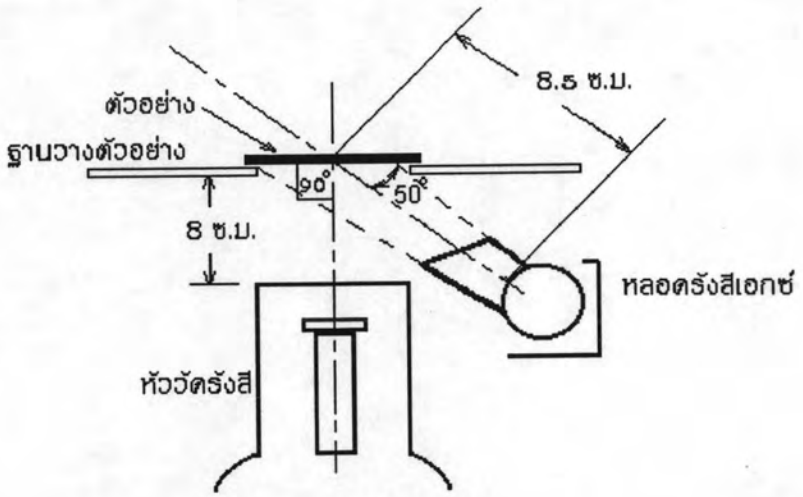
การวิเคราะห์ธาตุที่ให้ผลถูกต้องนั้น สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงในการจัดวางตำแหน่ง (geometry) อุปกรณ์วิเคราะห์ตัวอย่าง ได้แก่

1) มุมของลำรังสีที่ตกกระทบตัวอย่าง
2) ระยะห่างของตัวอย่าง
3) ขนาดของตัวอย่าง
4) การใช้วัสดุรอบข้าง

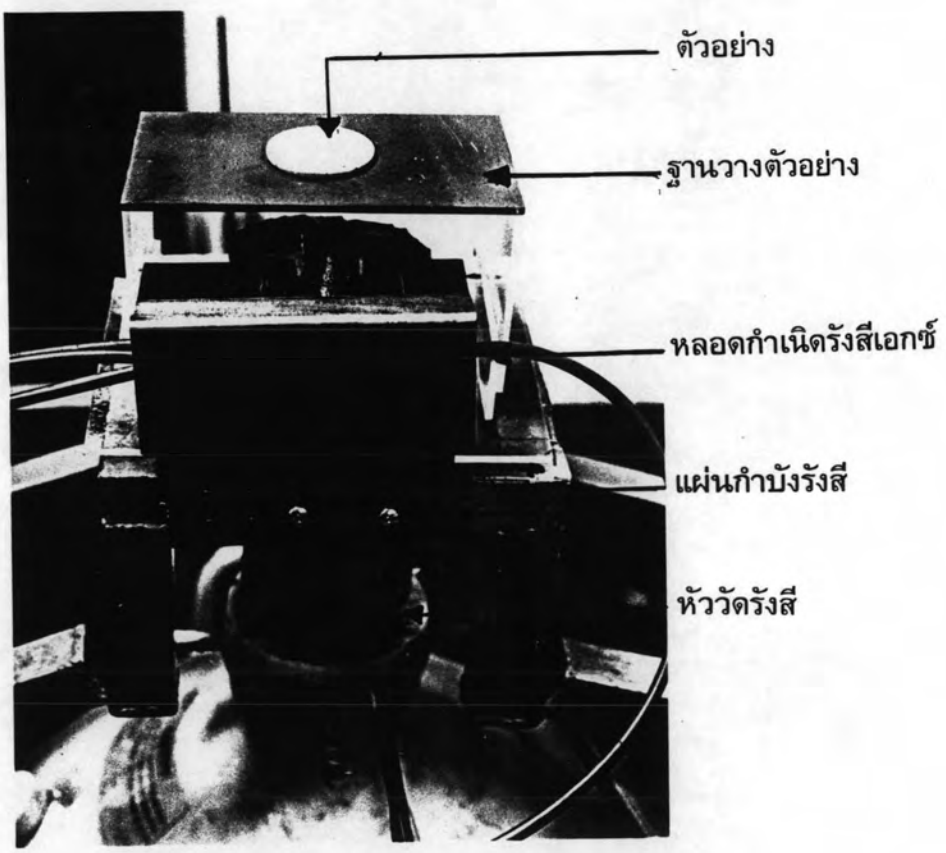
จากรูปลักษณะของหัววัดรังสีและหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ที่ใช้ สามารถจัดวางอุปกรณ์ให้ได้ระยะใกล้ที่สุด ดังแผนภาพในรูปที่ 3.16ก ทำให้มุมของลำรังสีเอกซ์ที่ตกกระทบตัวอย่างมีค่า 50° และมุมที่เกิดขึ้นจากตัวอย่างหรือมุมที่เกิดขึ้นของรังสีเอกซ์เรืองทำมุม 90° เนื่องจากหัววัดรังสีเอกซ์(HPGe) เป็นแบบหัววัดแนวตั้งเหมาะที่จะจัดให้มุมตั้งฉากกับตัวอย่างทำให้หัววัดรังสีรับรังสีเอกซ์เรืองที่เกิดขึ้นได้มากที่สุด ส่วนระยะทางระหว่างหลอดรังสีเอกซ์กับตัวอย่างที่จัดได้มีระยะห่าง 8.5 เซนติเมตร และระยะทางระหว่างตัวอย่างกับหัววัดรังสีมีระยะห่าง 8 เซนติเมตร ขนาดของลำรังสีเอกซ์ปฐมภูมิซึ่งจะถูกบังคับทางเดินด้วยตะกั่วหนา 1.5 มิลลิเมตร ทำเป็นท่อกลวงทรงกระบอกและเคลือบผิวภายในด้วยคาร์บอนมีความยาวขนาด 2.6 เซนติเมตร เส้นผ่าศูนย์กลาง 1.6 เซนติเมตร เพื่อลดการกระเจิงของลำรังสีออกไปด้านข้าง ดังรายละเอียดในข้อ 3.2.3 ส่วนสุดท้ายที่สำคัญในการจัดอุปกรณ์ คือ

ก. ส่วนกำบังรังสีซึ่งเลือกใช้ตะกั่วและ เหล็ก เพื่อป้องกันรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นจากหลอดรังสีเอกซ์ ตะกั่วใช้สำหรับห่อหุ้มหลอดรังสีเอกซ์โดยเจาะช่องให้ตรงกับหน้าต่างหลอดรังสีเอกซ์ เหล็กเคลือบผิวด้วยคาร์บอนหนา 1.5 มิลลิเมตร ใช้สำหรับห่อหุ้มหัววัดรังสีเพื่อป้องกันการกระเจิงของรังสีเอกซ์เข้าไปที่หัววัดรังสี และทำเป็นเครื่องกำบังรังสีทางด้านขั้วต่อของหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ พร้อมทั้งใช้เป็นโครงจับยึดกับอุปกรณ์การวิเคราะห์

ข. ฐานวางตัวอย่างเลือกใช้อะคริลิกหนา 3 มิลลิเมตร เคลือบด้วยคาร์บอนเจาะรูตรงกลางเป็นวงกลม มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3.5 เซนติเมตร วางช่องตรงกลางให้ตรงกับหัววัดรังสีพร้อมกับต้องได้รับรังสีเอกซ์จากหลอดรังสีเอกซ์ได้เต็มที่ ซึ่งมีความสูงจากหัววัดรังสีถึงฐานวางตัวอย่าง 8 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.17ข

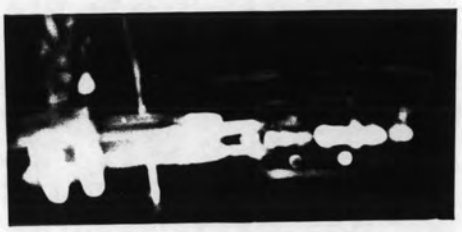


รูปที่ 3.16 ก. แผนภาพการจัดวางอุปกรณ์วิเคราะห์ตัวอย่าง

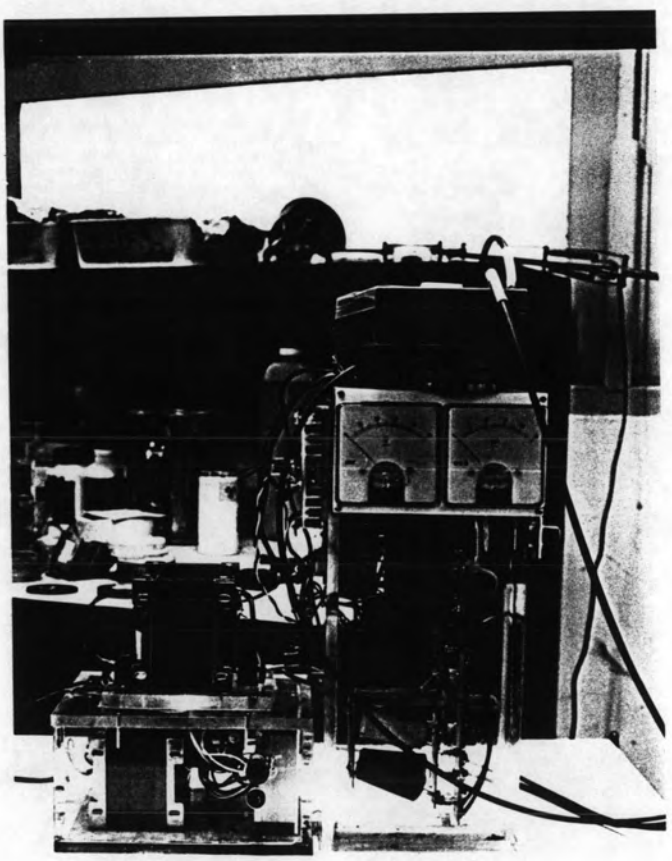


รูปที่ 3.16 ข. อุปกรณ์สำหรับการวัดรังสีเอกซ์เรืองที่ออกแบบขึ้น

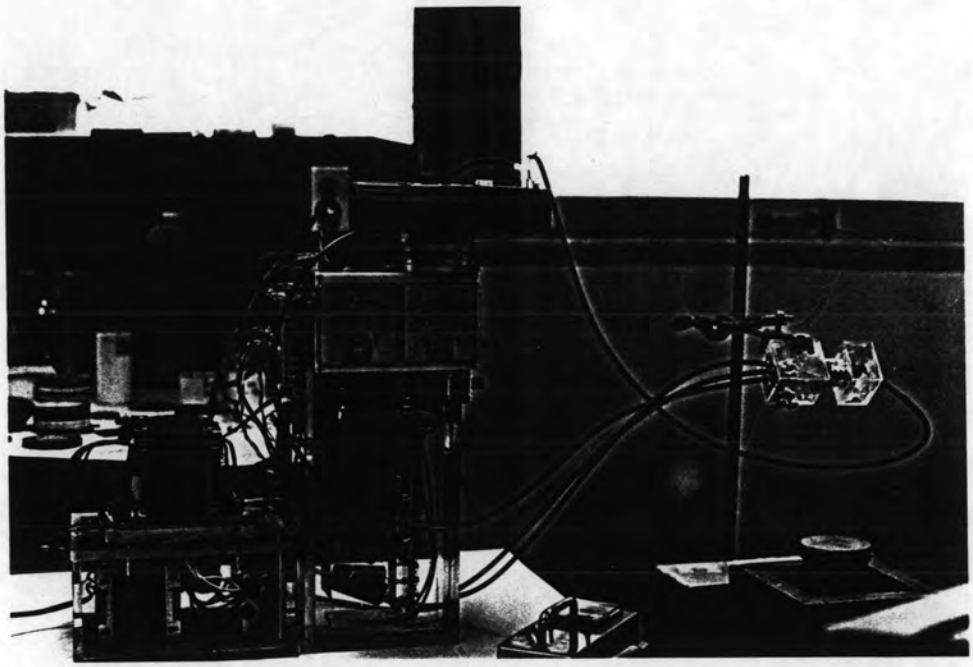
รูปที่ 3.16 แสดงการจัดวางตำแหน่งอุปกรณ์วิเคราะห์ตัวอย่าง



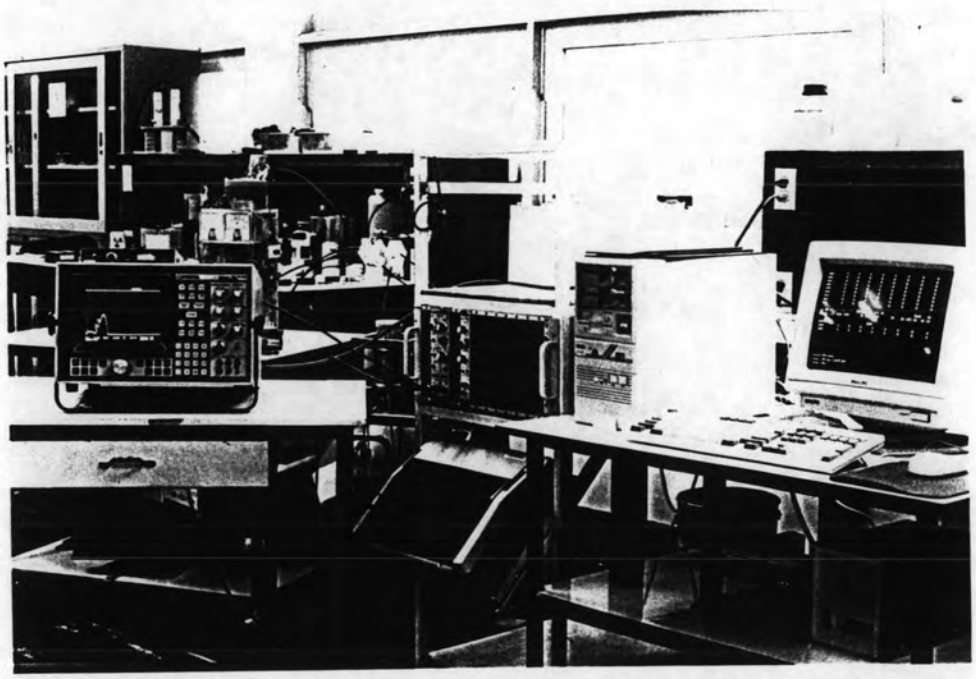
รูปที่ 3.17 หลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรม



รูปที่ 3.18 แสดงการออกแบบระบบการตวบคุมการกำเนิดรังสีเอกซ์

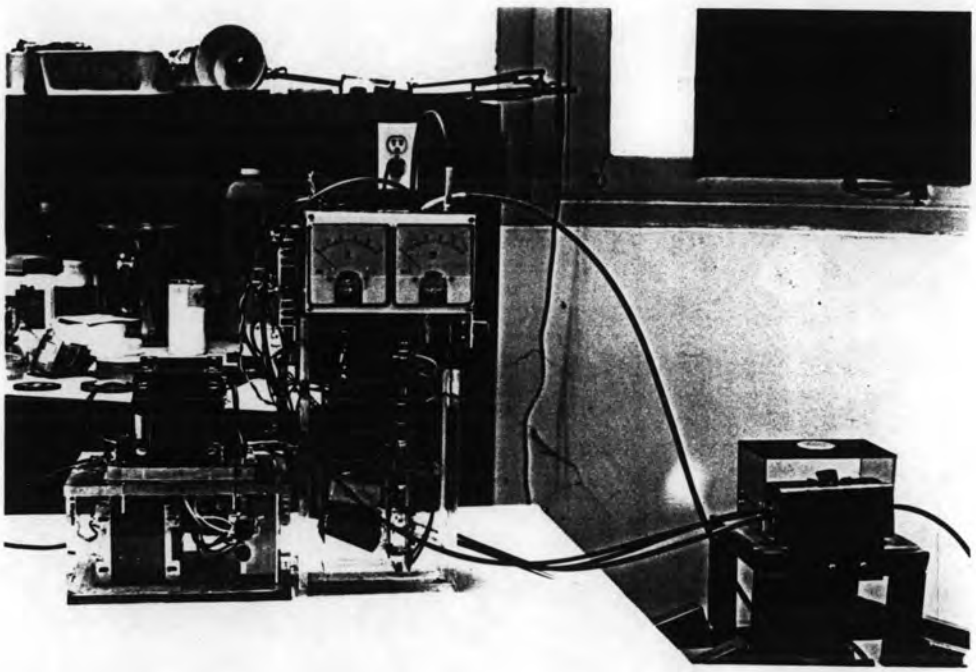


ก. การจัดวางอุปกรณ์ของส่วนแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์กับหัววัดรังสีเอกซ์

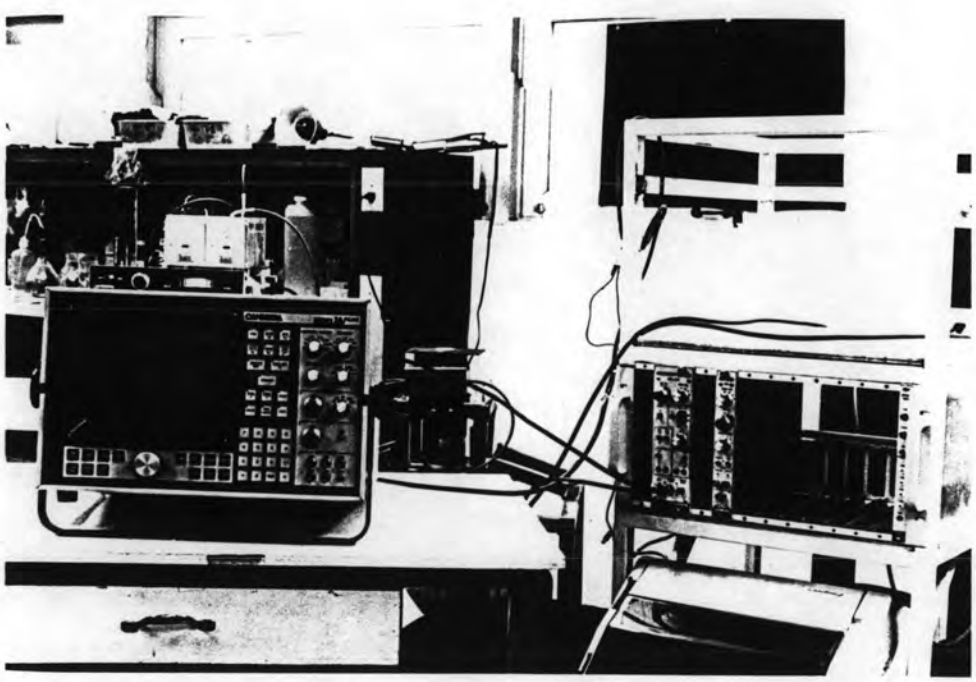


ข. การจัดวางอุปกรณ์ของส่วนการวิเคราะห์รังสีเอกซ์ปฐมภูมิ

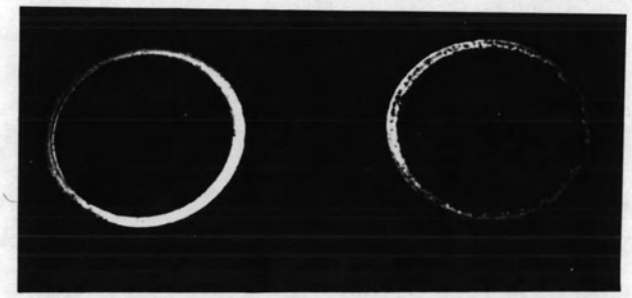
รูปที่ 3.19 แสดงการจัดอุปกรณ์สำหรับการวัดรังสีเอกซ์ปฐมภูมิที่เกิดขึ้น



รูปที่ 3.20ก. การจัดวางอุปกรณ์ชุดแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ ตัวอย่าง และหัววัดรังสี



รูปที่ 3.20 ข. แสดงการจัดระบบการวิเคราะห์ด้วยการเรืองรังสีเอกซ์แบบแจกแจงพลังงาน โดยใช้หลอดรังสีเอกซ์ทางทันตกรรมที่ออกแบบขึ้น



รูปที่ 3.21 แผ่นตัวอย่างที่ใช้ในการวิเคราะห์รังสีเอกซ์เรือง