



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**MAESTRÍA EN CIENCIAS MENCIÓN FÍSICA**

**TESIS**

**DISEÑO CONSTRUCCIÓN Y EVALUACIÓN DE CALIDAD DE UN  
PROTOTIPO DE RAYOS X CON VÁLVULAS COMUNES DE  
RECEPCIÓN DE ALTA TENSIÓN**

**PARA OPTAR EL GRADO ACADEMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS  
MENCIÓN FÍSICA**

**AUTOR:**

Br. ISIDRO ISAAC YUCRA CCAMA

**ASESOR:**

Mgt. GONZALO SUAREZ SANCHEZ

**CÓDIGO ORCID:0000-0003-0542-5203**

**CUSCO-PERÚ**

**2024**

# INFORME DE ORIGINALIDAD

(Aprobado por Resolución Nro.CU-303-2020-UNSAAC)

El que suscribe, **Asesor** del trabajo de investigación/tesis titulada: DISEÑO  
CONSTRUCCIÓN Y EVALUACION DE CALIDAD DE UN PROTOTIPO  
DE RAYOS X CON VALVULAS COMUNES DE RECEPCION DE ALTA  
TENSION

presentado por: ISIDRO ISAAC YUCRA CCAMA con DNI Nro.: 25135484 presentado  
por: ..... con DNI Nro.: ..... para optar el  
título profesional/grado académico de MAESTRO EN CIENCIAS  
MENCION FISICA

Informo que el trabajo de investigación ha sido sometido a revisión por 02 veces, mediante el  
Software Antiplagio, conforme al Art. 6° del **Reglamento para Uso de Sistema Antiplagio de la**  
**UNSAAC** y de la evaluación de originalidad se tiene un porcentaje de 5%.

Evaluación y acciones del reporte de coincidencia para trabajos de investigación conducentes a grado académico o  
título profesional, tesis

Porcentaje	Evaluación y Acciones	Marque con una (X)
Del 1 al 10%	No se considera plagio.	X
Del 11 al 30 %	Devolver al usuario para las correcciones.	
Mayor a 31%	El responsable de la revisión del documento emite un informe al inmediato jerárquico, quien a su vez eleva el informe a la autoridad académica para que tome las acciones correspondientes. Sin perjuicio de las sanciones administrativas que correspondan de acuerdo a Ley.	

Por tanto, en mi condición de asesor, firmo el presente informe en señal de conformidad y **adjunto**  
la primera página del reporte del Sistema Antiplagio.

Cusco, 02 de DICIEMBRE de 2024

Firma

Post firma GONZALO SUÁREZ SÁNCHEZ

Nro. de DNI 41609852

ORCID del Asesor 0000-0003-0542-5203

Se adjunta:

1. Reporte generado por el Sistema Antiplagio.
2. Enlace del Reporte Generado por el Sistema Antiplagio: oid: 27259:412086158

# ISIDRO ISAAC YUCRA CCAMA

## DISEÑO CONSTRUCCIÓN Y EVALUACIÓN DE CALIDAD DE UN PROTOTIPO DE RAYOS X CON VÁLVULAS COMUNES DE RECE...

 Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco

### Detalles del documento

Identificador de la entrega

trn:oid:::27259:412086158

Fecha de entrega

3 dic 2024, 12:27 a.m. GMT-5

Fecha de descarga

3 dic 2024, 11:30 a.m. GMT-5

Nombre de archivo

TESIS MAESTRIA ISAAC (2).pdf

Tamaño de archivo

2.4 MB

120 Páginas

19,105 Palabras

103,861 Caracteres

# 5% Similitud general

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para ca...

## Exclusiones

- N.º de coincidencias excluidas

---

## Fuentes principales

- 4%  Fuentes de Internet
- 0%  Publicaciones
- 3%  Trabajos entregados (trabajos del estudiante)

---

## Marcas de integridad

### N.º de alertas de integridad para revisión

No se han detectado manipulaciones de texto sospechosas.

Los algoritmos de nuestro sistema analizan un documento en profundidad para buscar inconsistencias que permitirían distinguirlo de una entrega normal. Si advertimos algo extraño, lo marcamos como una alerta para que pueda revisarlo.

Una marca de alerta no es necesariamente un indicador de problemas. Sin embargo, recomendamos que preste atención y la revise.



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN ANTONIO ABAD DEL CUSCO**  
**ESCUELA DE POSGRADO**

**INFORME DE LEVANTAMIENTO DE OBSERVACIONES A TESIS**

Dra. NELLY AYDE CAVERO TORRE, Directora (e) General de la Escuela de Posgrado, nos dirigimos a usted en condición de integrantes del jurado evaluador de la tesis intitulada **DISEÑO CONSTRUCCIÓN Y EVALUACIÓN DE CALIDAD DE UN PROTOTIPO DE RAYOS X CON VÁLVULAS COMUNES DE RECEPCIÓN DE ALTA TENSIÓN** del Br. Br. ISIDRO ISAAC YUCRA CCAMA. Hacemos de su conocimiento que el (la) sustentante ha cumplido con el levantamiento de las observaciones realizadas por el Jurado el día **TRECE DE DICIEMBRE DE 2024**.

Es todo cuanto informamos a usted fin de que se prosiga con los trámites para el otorgamiento del grado académico de MAESTRO EN CIENCIAS MENCIÓN FÍSICA.

Cusco, 17 de Diciembre del 2024

DR. FELIX CCARITA CCARITA  
Primer Replicante

MGT. YURI ANTONIO GONZALEZ GONZALEZ  
Segundo Replicante

DR. MILTON ROJAS GAMARRA  
Primer Dictaminante

DRA. JONNY TELLO YARIN  
Segundo Dictaminante

## **DEDICATORIA**

*Esta tesis es dedicada a Dios y a Virgen del Carmen de Paucartambo por guiarme con su gran amor e iluminarme en mi camino que emprendí en mi vida.*

*A mi madre Encarnación, que me dio un amor incondicional que siempre está pendiente por mí, a mi hermana Benigna y a mis sobrinos que siempre están pendientes con sus apoyos incondicionales.*

*Esta tesis también dedico a mi maestro Néstor Raúl quien me guio en vida, ahora está a lado del Señor, a Domitila y a sus hijos familia Vallenas Yanquirimachi quienes me brindaron su apoyo incondicional para lograr mis objetivos.*

## **AGRADECIMIENTO**

*A mi asesor Mgt. Gonzalo Suarez Sánchez, que has sido mi guía y apoyo inquebrantable durante esta travesía académica, dedico con profundo agradecimiento y admiración su sabiduría, paciencia y compromiso han sido la brújula que ha orientado cada paso de este viaje intelectual. Tu asesoramiento no solo ha enriquecido mi trabajo, sino que también ha dejado una marca indeleble en mi formación como investigador.*

*Este logro no habría sido posible sin tu orientación experta, tus valiosas sugerencias y tu constante estímulo. Aprecio la dedicación que has demostrado en cada reunión, la claridad con la que has iluminado mi camino académico y el aliento que has proporcionado en los momentos más desafiantes.*

*Gracias por ser más que un mentor, por ser un faro en mi travesía académica. Esta tesis lleva impresa la huella de tu dedicación y sabiduría, y es un testimonio de nuestra colaboración fructífera.*

*Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todos colegas y amigos quienes mi impulsaron para que sea una realidad este trabajo, quienes han sido una fuente constante de apoyo, inspiración y aliento durante todo el proceso de realización de esta tesis.*

# INDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	5
1.1 Situación problemática. ....	5
1.2 Formulación del problema .....	7
a. Problema general .....	7
b. Problemas específicos .....	8
1.3 Justificación de la investigación .....	8
1.4 Objetivos de la investigación.....	10
a. Objetivo general.....	10
b. Objetivos específicos .....	10
HIPÓTESIS Y VARIABLES.....	10
1.5 Hipótesis.....	10
5.5.1 Hipótesis general. ....	11
1.5.2. Hipótesis específicas.....	11
1.6 Identificación de variables e indicadores. ....	11
1.6.1. Variables independientes .....	11
1.6.2. Variable dependiente. ....	12
1.7. Operacionalización de variable. ....	12
CAPITULO II: MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL.....	13
2.1 Bases teóricas.....	13
2.1.1 Radiación ondas electromagnéticas. ....	13
2.1.2. Efecto fotoeléctrico.....	15
2.1.3. Efecto Compton. ....	17
2.1.4. Rayos X.....	18
2.2. Marco conceptual.....	21
2.2.1. Evolución de Rayos X. ....	21
2.2.2. Tipos de Rayos X.....	22
2.2.3 Propiedades de rayos x.....	23
2.2.4. Tubo de rayos X.....	24
2.2.5. Generador del equipo de rayos X. ....	25
2.2.6. Emisión de rayos X. ....	27
2.2.7. Espectro del haz de rayos X.....	27
2.2.8. Efecto termoiónico. ....	28

2.3. Antecedentes empíricos de la investigación y estado de arte.....	29
2.3.1. Construcción de un aparato de rayos X: .....	29
2.3.2. El diseño de un prototipo detector a partir de los materiales semiconductores: .....	30
2.3.3. Características técnicas para el diseño de un equipo radiológico: .....	30
2.4 Protección radiológica. ....	30
2.4.1 Principios fundamentales de la protección radiológica.....	31
2.4.2 Control de protección radiológica en Perú.....	32
2.5 Transformador .....	32
2.5.1 Transformador flyback.....	34
2.5.2 Convertidor elevador (BOOST).....	36
CAPITULO III: METODOLOGÍA.....	38
3.1 Ámbito de estudio: localización política y geográfica .....	38
3.2 Tipo y nivel de investigación .....	38
3.2.1 La investigación es de tipo experimental:.....	38
3.2.1 Diagrama de flujo.....	39
3.3 Diseño y acondicionamiento de una fuente .....	41
3.3.1 Diseño de circuito para la alimentación de flyback. ....	41
3.4 Circuito conmutador de voltaje cero. ....	43
3.4.1. Elementos del circuito ZVS.....	44
3.4.2. Simulación del circuito (ZVS) usando multisim. ....	46
3.5 Circuito multiplicador. ....	50
3.5.1 Simulación del circuito multiplicar o cascada.....	51
3.5.2 construcción experimental del circuito multiplicador o cascada... 53	
3.6 Implementación y Acondicionamiento de tubo 2X2A para la generación de radiación. ....	55
3.6.1 Válvula termoiónica.....	55
3.6.2 Acondicionamiento de tubo vacío. ....	57
3.6.2. Calculo de blindaje a válvula 2X2A. ....	58
3.6.3 Diseño y construcción de carcasa o sarcófago para la válvula común 2x2A. ....	60
3.6.4. Exposición de válvula común 2X2A en sarcófago. ....	62
3.7 Diseño de módulo de rayos .....	62
3.7.1 Modulo de sistema de rayos x.....	63
3.8 Instalación general del prototipo de rayos x.....	67

3.8.1	Diseño de circuito del prototipo.....	67
3.8.3	Interruptor o botón.....	68
3.8.4	Fuente de alimentación.....	69
3.8.5.	Circuito ZVS construido.....	70
3.8.6	Trasformador flyback utilizado.....	70
3.8.7	Acondicionamiento válvula común 2X2A.....	75
3.8.8	Conexión de circuitos para generar rayos x.....	75
3.9	Generalidad de exposición de rayos x.....	76
3.10.	Revelado la película de rayos x.....	76
3.10.1	Caja reveladora de imagen de rayos X.....	76
3.10.2	Los líquidos reveladores de imágenes de rayos X.....	78
3.11	Placa de rayos x.....	79
3.12	Modulo final de rayos x.....	81
3.12.1	Diagrama de flujo Radiográfico.....	81
CAPITULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE ANALISIS .....		83
4.1	Resultados y discusiones.....	83
4.1.1	Resultado de simulación de la experimentación de del circuito zvs.....	83
4.1.2	Resultados del circuito multiplicado de cascada.....	85
4.1.3	Arco de voltaje:.....	85
4.2	Resultado del diseño del prototipo .....	87
4.2.1	Resultado del módulo según los planos.....	87
CAPITULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....		89
Conclusiones.....		89
Recomendaciones.....		90
Bibliografía.....		91
ANEXO 1: Matriz de consistencia:.....		94
ANEXO 2: Data sheet de tubo 2X2A.....		96
ANEXO 3: Data sheet IRFP250 .....		98
ANEXO 4: Diodo UF4001 UF4007 .....		104
ANEXO 5: 20kV 100mA HIGH Voltaje Diodo .....		105
ANEXO 6: condensador cerámico 1nF de 20kV .....		106
ANEXO 7: Transformador flyback FFA940 .....		108

## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Ondas electromagnéticas .....	14
<b>Figura 2</b>	Espectro electromagnético (Brosed, 2012).....	15
<b>Figura 3</b>	Esta figura representa el choque de fotón y electrón .....	18
<b>Figura 4</b>	Como se genera rayos x.....	21
<b>Figura 5</b>	Esquema de tubo de rayos x clásico, esta imagen fue tomada de (Vien, 2018) .....	24
<b>Figura 6</b>	Transformador ideal .....	33
<b>Figura 7</b>	Flyback y sus pines .....	36
<b>Figura 8</b>	Circuito convertidor DC-DC .....	37
<b>Figura 9</b>	Diagrama de flujo .....	40
<b>Figura 10</b>	Circuito que representa a una fuente de alimentación de 24V en DC .....	42
<b>Figura 11</b>	Fuente de alimentación construida de 24v DC .....	43
<b>Figura 12</b>	Esquema del circuito ZVS.....	47
<b>Figura 13</b>	Diseño del circuito ZVS .....	49
<b>Figura 14</b>	Circuito de multiplicador o de cascada.....	52
<b>Figura 15</b>	Circuito de multiplicador o de cascada construido .....	54
<b>Figura 16</b>	Circuito multiplicador o cascada construido.....	55
<b>Figura 17</b>	Válvula común 2X2A .....	56
<b>Figura 18</b>	Forma de carcasa para diseño .....	58
<b>Figura 19</b>	Sarcófago para atenuación de radiación ionizante de plomo ....	61
<b>Figura 20</b>	Válvula con su ánodo y cátodo .....	62
<b>Figura 21</b>	Plano isométrico de sistema de rayos x .....	64
<b>Figura 22</b>	Módulo mecánico construido .....	66

<b>Figura 23</b>	Circuito prototipo de rayos x .....	67
<b>Figura 24</b>	Pulsador botón de control .....	68
<b>Figura 25</b>	Fuente de alimentación de 24V en DC .....	69
<b>Figura 26</b>	Diseño y construcción del circuito ZVS .....	70
<b>Figura 27</b>	Transformador flyback con devanado .....	71
<b>Figura 28</b>	Voltímetro analógico DC .....	72
<b>Figura 29</b>	Amperímetro en escala micro amperio .....	72
<b>Figura 30</b>	Amperímetro analógico en escala miliamperios .....	73
<b>Figura 31</b>	Montaje experimental para medir longitud de arco .....	74
<b>Figura 32</b>	Caja reveladora de rayos x .....	77
<b>Figura 33</b>	Diagrama de flujo para radiografía .....	82
<b>Figura 34</b>	Voltaje en función de longitud de arco .....	86
<b>Figura 35</b>	Módulo prototipo diseñado .....	87

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1</b>	Datos de simulación del circuito ZVS	48
<b>Tabla 2</b>	Datos experimentales del circuito ZVS	50
<b>Tabla 3</b>	Datos de simulación del circuito de multiplicador o de cascada	52
<b>Tabla 4</b>	Valores constantes de ( $\alpha$ , $\beta$ , $\gamma$ ) para el plomo	60
<b>Tabla 5</b>	Datos experimentales voltaje longitud de arco	74
<b>Tabla 6</b>	Determinación de área para exposición del objeto	88

## RESUMEN

La presente investigación se centra en el “diseño y evaluación de un prototipo de rayos x asequible con válvulas comunes de recepción de alta tensión”.

El objetivo fundamental es abordar los desafíos inherentes a la generación económica de rayos x, empleando componentes tecnológicas, como las válvulas comunes de recepción de alta tensión. Este enfoque innovador busca abrir nuevas perspectivas en la aplicación de rayos x al hacer que esta tecnología crucial sea más accesible para una gama más amplia y campo de aplicación.

La necesidad de esta investigación surge de la limitación económica asociada con los generadores de rayos x convencionales, que restringe su implementación en áreas que podrían beneficiarse enormemente de su uso, como la atención médica en entornos con recursos limitados, la inspección industrial y la investigación científica en instituciones con presupuestos ajustados. A través de este estudio, pretende explorar la viabilidad de utilizar válvulas comunes de recepción de alta tensión como fuente generadora de rayos x, con la esperanza de desarrollar un prototipo que demuestre un equilibrio efectivo entre la asequibilidad y el desarrollo radiológico.

Este prototipo de rayos x, se ha diseñado realizando los procedimientos eléctricos y electrónicos usando el simulador de multisim y experimentalmente los circuitos electrónicos para su acondicionamiento para generar una tensión de alto voltaje en kV, para generar una radiación ionizante utilizando una

válvula común de 2X2A. Luego una vez ya instalado el prototipo se realiza toma de imágenes para su evaluación.

Para el diseño de los circuitos electrónicos se ha utilizado el simulador multisim; luego se ha simulado circuito para una fuente de alimentación en DC de 24V, en la seguida un circuito conmutador ZVS para la alimentación de flyback, también un circuito multiplicado de cascada para generar una tensión de alto voltaje en kV. Una vez diseñado el circuito se experimenta en el laboratorio usando los dispositivos electrónico adecuados para analizar las respuestas eléctricas como la tensión de voltaje como muestran en las tablas (1) y (2) así mismo la tabla (3) los valores obtenidos. En la seguida se procede a ensamblar los circuitos diseñados en el simulador y experimentados, luego se conectan para generar alta tensión siguiendo el procedimiento de protocolos de radiología según las normas establecidas. Teniendo una fuente de radiación ionizante con válvula común, se utilizan las muestras para la toma de rayos x así para obtener una imagen.

**Palabras Clave:** válvula común 2X2A, circuito conmutador zvs, flyback, rayos x.

## **ABSTRACT**

This research focuses on the “design and evaluation of an affordable X-ray prototype with common high voltage receiving valves”.

The fundamental goal is to address the challenges inherent in the economical generation of X-rays by employing technological components such as common high-voltage receiving valves. This innovative approach seeks to open new perspectives in the application of X-rays by making this crucial technology more accessible for a wider range and field of application.

The need for this research arises from the economic limitation associated with conventional X-ray generators, which restricts their implementation in areas that could greatly benefit from their use, such as healthcare in resource-limited settings, industrial inspection, and scientific research in institutions with tight budgets. Through this study, we aim to explore the feasibility of using common high-voltage receiving valves as an X-ray generating source, in the hope of developing a prototype that demonstrates an effective balance between affordability and radiological development.

This X-ray prototype has been designed by carrying out the electrical and electronic procedures using the Multisim simulator and by experimentally developing the electronic circuits for its conditioning to generate a high voltage in kV, to generate ionizing radiation using a common 2X2A valve. Then, once the prototype is installed, images are taken for evaluation.

For the design of the electronic circuits, the Multisim simulator has been used; then a circuit for a 24V DC power supply has been simulated, then a ZVS switch circuit for the flyback power supply, also a cascade multiplier circuit to

generate a high voltage in kV. Once the circuit is designed, it is tested in the laboratory using the appropriate electronic devices to analyze the electrical responses such as the voltage tension as shown in tables (1) and (2) as well as table (3) the values obtained. Next, the circuits designed in the simulator and tested are assembled, then they are connected to generate high voltage following the radiology protocol procedure according to established standards. Having a source of ionizing radiation with a common valve, the samples are used to take x-rays to obtain an image.

**Key words:** 2X2A common valve, zvs switch circuit, flyback, x-ray.

## PISIYACHISQA

Kay kunan yachay mask'asqa "huk sutichasqa prototipo k'anchay paqarichiq rayos x mana qullqillapaq ruwaymanta hinaspa chaninchaymanta, comun válvulas chaskiq alto tensión nisqawan".

Chay chaninchasqa objetivo nisqa, chay sasachakuykuna inherente nisqa chay pisi qolqellawan ruwana radiografías sutichasqata, atipaymi. componentes tecnológicos nisqakunata llamk'ananchispaq, ahinataq común válvulas de alta tensión de recepción nisqakunata. Kay musuq ruwayqa maskanmi musuq qawariykunata kichayta radiografía nisqakuna ruwaypi, kay ancha chaniyuq tecnologiata aswan hatun llamkayman hinaspa llamkaymanpas chayanapaq ruwaspa.

Kay musuq k'uskiy paqarimunmi pisi qolqellawan ruwasqa hiqamanta, chaymi generadores de rayos x convencionales nisqawan tupan, chaymi karqan implementaciónninkuta áreas nisqakunapi, chaykunam anchata beneficiakunmanku chaywan, ahinataq salud nisqapi recursos limitados nisqapi, inspección industrial nisqapi, institucionkunapi investigación científica nisqapipas k'iski presupuestokunawan. Kay yachaywanqa, mask'ayta munan kay factibilidad kaqta kay comunes válvulas recibidoras de alta tensión kaqwan llamk'achiyta huk fuente generadora de rayos x hina, kay suyakuywan huk prototipo ruwayta mayqinchus rikuchin huk allin equilibrio kaqta kay asequibilidad kaqwan kay desarrollo radiológico kaqwan.

Kay prototipo de rayos x nisqa ruwasqa kachkan chay procedimientos eléctricos y electrónicos nisqakunata ruwaspa chay simulador multimedial nisqawan chaymanta experimentalmente chay circuitos electrónicos

nisqakunata condicionamientonkupaq huk hatun voltaje de tensión kV nisqapi paqarichinanpaq, radiación ionizante nisqa paqarichinanpaq huk válvula 2X2A común nisqawan. Chaymanta, huk kuti prototipo churasqa kaptin, siq'ikunata hurqunku chaninchanapaq.

Chay circuitos electrónicos nisqakuna ruwakunanpaqqa, simulador multisim nisqawanmi ruwakurqa; Chaymantaqa huk circuito 24V DC kallpa quypaq simulasqa, chaymanta huk ZVS switching circuito flyback kallpa quypaq, chaymanta huk cascada multiplicación circuito huk hatun voltaje voltaje kV kaqpi paqarichinanpaq. Chay circuito ruwasqaña kaptinqa, laboratoriopim experimentakun chay dispositivos electrónicos nisqawan, chaynapi chay eléctrico nisqa kutichiykunata qawarinapaq, chaykunam kanman voltaje de tensión nisqa imaynam tabla (1) hinaspa (2) nisqapi qawarisqa hina, chaynallataq tabla (3) nisqapipas chay valores obtenidos nisqakunata . Chaymantaqa, simulador nisqapi ruwasqa circuitos nisqakuna pruebasqa ima huñusqa kanku, chaymantataqmi t'inkisqa kanku hatun tensionta paqarichinankupaq, chay protocolo de radiología nisqa ruwayman hina, normas establecidas nisqaman hina. Huk común válvula nisqawan radiación ionizante nisqayuq kaptin, chay muestrakunataqa radiografía nisqakunata hurquspa huk rikch'ayta hurqunku.

**Sapaq simikuna:** 2X2A válvula común, circuito de conmutación zvs, flyback, radiografía.

## **INTRODUCCIÓN.**

En este trabajo se desarrollara el contexto histórico de los rayos x. desde su descubrimiento como las técnicas para mejorar la calidad de rayos x.

Desde 1879, muchos científicos se interesaron por la materia radiante recién descubierta, descrita como rayos catódicos un haz de electrones emitido desde un electrodo, como demostró William Crookes. En 1895, Wilhelm Conrad Röntgen Investigó los efectos y tipos de equipos de tubos de vacío. No se sabe exactamente por qué Röntgen comenzó estos experimentos, posiblemente solo por curiosidad científica. A propósito, compró el equipo adecuado para investigar descargas eléctricas de alto voltaje en esos tubos de vidrio. En su laboratorio, notó algo inesperado sobre una pantalla de platino-cianuro de bario que emitía fluorescencia mientras generaba rayos catódicos en un tubo de Crookes a 1.82 metros de distancia.

Sin duda, esto creó un campo de interés para los experimentadores de la época. Es importante señalar que Joseph J. Thomson anunciaría que los rayos catódicos estaban hechos de partículas llamadas electrones solo un año después recibió el Premio Nobel de Física en 1906 por su descubrimiento. Así, Röntgen especuló que una nuevo tipo de rayos podrían ser responsables de tal efecto; los nuevos rayos fueron denominados temporalmente rayos x porque era desconocido. Poco después, Röntgen fue nombrado director del Instituto de Física de Würzburg y más tarde rector. Sin embargo, dejó de lado por un tiempo sus obligaciones con la universidad y con sus estudiantes y pasó las seis semanas siguientes en su laboratorio.

Empezó a realizar una serie de experimentos muy sistemáticos, trabajando solo y sin compartir nada con sus colegas. Se dio cuenta de que los rayos x no eran desviados por los campos magnéticos y que penetraban en muchos tipos de materiales. También encerró el tubo de vidrio en un cartón negro. Para su sorpresa, se iluminó una pantalla fluorescente. Mientras experimentaba con la pantalla, su mano se interpuso entre el tubo y la pantalla fluorescente, vio los huesos de su propia mano y escribió sobre ello. Casi dos semanas después de su descubrimiento, tomó la primera radiografía de la mano de su esposa Anna Bertha.

La Sociedad Física-Médica de Würzburg fue la primera en enterarse de los nuevos rayos que podían penetrar el cuerpo y fotografiar sus huesos. Descubridor Röntgen escribió el artículo del nuevo tipo de rayos, en el que presentó una descripción cualitativa y la producción de la nueva radiación. Unos años más tarde, en 1901, recibió el primer Premio Nobel de Física. El premio fue otorgado oficialmente en reconocimiento a los extraordinarios servicios que ha prestado con el descubrimiento de los notables rayos que posteriormente recibieron su nombre. El nombre de rayos x se mantuvo, aunque a pesar de las grandes objeciones de Röntgen, muchos de sus colegas sugirieron llamarlos Röntgen.

Poco después, un brillante ingeniero eléctrico, Alan A. Campbell Swinton, realizó los mismos experimentos en Inglaterra con un tubo de rayos x fabricado por Alfred C. Cossor, un famoso fabricante de tubos Crookes de alta calidad. En Estados Unidos, los primeros análisis con rayos x fueron realizados por los hermanos Edwin y Gilman Frost.

La primera patente para un tubo de rayos x fue preparada por Siemens y Halske, basado en el tubo de Crookes. El 24 de marzo de 1896, apenas tres meses después del descubrimiento de los rayos x, se recibió una patente de una nueva lámpara de rayos x con vacío regulado, número de patente DE91028. La innovación consideró que por primera vez fue posible regular manualmente la presión del gas en el tubo de rayos X, con lo que se redujo el desgaste del tubo y se pudo ajustar la presión para garantizar la radiación más intensa y las imágenes más nítidas.

Röntgen se negó a patentar su propio descubrimiento, cualquiera podría trabajar con el nuevo tipo de rayos o explotarlos comercialmente. Por lo tanto, centrándose en perfeccionamiento del proceso y adaptándolo a las necesidades prácticas en Estados Unidos.

Posteriormente se realizaron otras mejoras importantes basadas en el tubo de Crookes. Para satisfacer la demanda de una mayor intensidad de radiación, la idea de enfriar el anticátodo con agua produjo una nueva patente en 1899 para Carl HF Müller, y el producto recibió el nombre de Tubo rápido de Müller. Sólo dos años después, en 1901, la Sociedad Británica Röntgen fundada el 3 de junio de 1897 otorgó al tubo Müller su medalla de oro al mejor tubo de rayos x de entre 28 tubos probados.

Los primeros tubos de rayos x eran todos tubos de iones. Un problema importante con estos tubos era que la intensidad controlada por la corriente y la penetración controlada por el voltaje aplicado de estos tubos no podía controlarse de forma independiente. La corriente en el tubo, que resultaba del voltaje que generaba la descarga de gas, dependía en gran medida de la

presión del gas. Sin embargo, esta presión de gas disminuía con el tiempo porque la pared de vidrio absorbía los iones de gas liberados por la descarga, por lo tanto se necesitaba un voltaje cada vez más alto para iniciar la descarga, lo que daba como resultado un endurecimiento de la radiación.

El tubo de rayos x de Crookes fue mejorado por William David Coolidge, quien solicitó una patente en 1913 y finalmente se le concedió la patente estadounidense N° 1.203.495 en 1916. Coolidge era un ingeniero eléctrico del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT), que recibió su doctorado de la Universidad de Leipzig en Alemania. Fue director del laboratorio de investigación de GE en 1932 y más tarde, en 1940, vicepresidente de la corporación. El tubo de Coolidge, también llamado tubo de cátodo caliente, se diferencia radicalmente del tubo de Crookes, y es el más utilizado hasta hoy.

La aplicación de los rayos x, tienen un impacto fundamental en diversas áreas, como salud, industria y la investigación científica, debido a su capacidad para penetrar materiales y generar imágenes precisas de estructuras internas, algunas de sus aplicaciones son; en cristalografía, química analítica, mineralogía, biología, diagnósticos terapéuticos, física atómica, control industrial y espectrografía.

## **CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **1.1 Situación problemática.**

La generación de rayos x ha desempeñado un papel fundamental en diferentes áreas, desde la medicina hasta la industria y la investigación científica. Sin embargo, la adopción generalizada de esta tecnología se ha visto obstaculizado por los altos costos asociados con los generadores de rayos x convencionales, esta limitación financiera ha excluido a muchas instituciones y aplicaciones de beneficiarse de los avances y las aplicaciones potenciales de los rayos x. En respuesta a esta problemática, surge la necesidad de explorar soluciones innovadoras que permitan la generación de rayos x asequibles sin comprometer la calidad y la seguridad radiológica.

**A nivel local Cusco:** La falta de disponibilidad de una fuente de rayos x para hacer estudios de control de calidad, por tal razón es necesario contar con una fuente de rayos x implementado con un circuito eléctrico y electrónico de control, el control de calidad en radiología es un conjunto de procedimientos y estándares destinados a garantizar que los equipos de imagen diagnóstica funcionen de manera segura, precisa y eficiente.

Es necesario tener el instrumento con estas características para la formación de los estudiantes en ciencias físicas; para el estudio de control de calidad de rayos x, de tal forma los profesionales de física podrían realizar controles de calidad en los servicios de salud para una mejora en la calidad de atención a la población en los diferentes centros de salud que poseen equipos de radiodiagnóstico. Como también para evaluar los temas de protección radiológica.

No se realizan controles de calidad de los instrumentos médicos radiológicos en los hospitales y clínicas, debido a que no se cuenta con un físico médico en la región cusco para el control de calidad en la instrumentación médica de radiodiagnóstico.

En la “UNSAAC”, en el laboratorio de física no se cuenta con una fuente de rayos x, sin embargo, el diseño de un prototipo con válvulas comunes de alta tensión alterna presenta un desafío tecnológico y práctico.

Por lo tanto, la situación problemática que se abordara en este perfil de tesis consiste en desarrollar un prototipo funcional de rayos x que utilice válvulas comunes de recepción de alta tensión alterna como alternativa a los sistemas convencionales, evaluando su viabilidad técnica, económica y su aplicabilidad en el contexto de la ciudad del Cusco.

**A nivel Nacional Perú:** Se tiene conocimiento del problema, pero no se realiza medida para superar el problema en el área de física médica debido a falta de profesionales que tengan conocimiento en control de calidad de instrumentación médica en la parte radiología a nivel nacional.

En este contexto, la necesidad de desarrollar soluciones tecnológicas que sean más asequibles y accesibles para las instituciones de salud en Perú, la propuesta de utilizar válvulas comunes de recepción de alta tensión alterna para diseñar un prototipo de rayos x podría representar una alternativa viable para hacer estudio de control de calidad.

**A nivel Internacional:** en algunos países desarrollados se cuentan con los profesionales en el manejo de la instrumentación, además se tienen evidencia científica y guías de protección radiológica, los físicos médicos son

personales de salud en los hospitales con la finalidad de ejecutar los controles de calidad de rayos x en los hospitales y clínicas.

En algunos países menos desarrollados no cuentan con los profesionales probos para el manejo de los instrumentos radiológicos, por otra parte, no existen los instrumentos necesarios de radiología para la atención de los pacientes que requieren. Tampoco tiene prototipo de rayos x para realizar pruebas por tanto no se hacen estudios dosímetros ya tampoco se tiene laboratorios dosimétricos.

## **1.2 Formulación del problema**

### **a. Problema general**

¿En el área de física médica y física moderna de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco se requiere “*Diseñar construir y evaluar la calidad de un prototipo de rayos x con válvulas comunes de recepción de alta tensión*” como una posible de solución para mejorar el acceso a equipos, realizar controles de calidad de rayos x y tener en el laboratorio de física acceso de una fuente de rayos x?

En la detección y medición de la radiación, los profesionales en física de la UNSAAC no cuentan con los instrumentos necesarios para el control de calidad de rayos-x siendo una dificultad en el área de física médica para su formación profesional y para poder realizar controles de calidad de los instrumentos radiológicos en los hospitales y centros de salud en la región.

En el laboratorio de física se requiere una implementación de un prototipo de rayos x para conocer los instrumentos de medida de la radiación, es necesario

desarrollar experimentos utilizando una guía de protección radiológica para sus evaluaciones con técnicas necesarias cumpliendo las normas básicas internacionales de seguridad de protección radiológica de la OIEA en el desarrollo de las técnicas dosimétricas, las medidas de dosis para diferentes kV y mA.

También es importante en el laboratorio de rayos x tener un protocolo para realizar los controles de calidad con la finalidad de cumplir con la normativa de la protección radiológica.

#### **b. Problemas específicos**

- 1) ¿Es necesario diseñar y construir un prototipo de rayos x con sus características necesarias en un laboratorio y validar con controles de calidad para su evaluación y así poder realizar algunos diagnósticos radiológicos en cobayas?.
- 2) ¿En los laboratorios existentes de la escuela profesional de Física de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco, se cuentan con fuentes de alta tensión para la generación de rayos x?.
- 3) ¿Es posible la obtención de una imagen radiográfica con la fuente de rayos x para su evaluación de dicha fuente de manera cualitativa?

#### **1.3 Justificación de la investigación**

El problema de investigación que se abordara en este estudio se centra en el diseño y la evaluación de un prototipo de rayos x asequible que utilice válvulas comunes de recepción de alta tensión. La justificación de este problema se

deriva de la necesidad de desarrollar alternativas más económicas y accesibles para la obtención de imágenes de rayos x, con aplicaciones en el laboratorio.

Al diseñar un prototipo de rayos x que emplee componentes de bajo costo, se espera que se abra la puerta a la implementación de esta tecnología en áreas con recursos limitados, permitiendo un acceso más amplio en el estudio de laboratorio, en lugar de componentes más costosos puede reducir significativamente los gastos asociados con la adquisición y el mantenimiento de equipos de rayos x. Este estudio busca innovar en la tecnología de rayos x y explorar nuevas formas de diseñar y ensamblar sistemas de diagnóstico médico que sea tanto efectivos como rentables.

Por otra parte, es necesario promover, motivar y mejorar la formación de los estudiantes del área de física medica de tal forma los profesionales podrían realizar las evaluaciones de los instrumentos de rayo x en los hospitales y centros de salud, de que los físicos médicos realizarían el monitorio control de los instrumentos de rayos x para el mejor servicio de calidad, para proteger a los pacientes y contribuir mejor servicio hacia la sociedad. Como también en los estudiantes puedan hacer estudios dosimétricos.

## **1.4 Objetivos de la investigación**

### **a. Objetivo general**

Diseñar, construir y evaluar el funcionamiento de un prototipo de rayos x con válvulas comunes de alta tensión y evaluar el funcionamiento del tubo de rayos x con pruebas funcionales de placas radiográficas. El fin de esta investigación es contribuir a una mejora en el acceso del manejo de los rayos x y su dosimetría en áreas con recursos limitados, ofreciendo una opción más asequible y accesible en los laboratorios de física.

### **b. Objetivos específicos**

1. Acondicionar el circuito eléctrico y electrónico de alta tensión con la válvula común para la generación de rayos x y construir un sarcófago para tubo de rayos x.
2. Diseñar el prototipo generador de rayos x que integre válvulas comunes de recepción de alta tensión.
3. Obtener una imagen radiográfica con la fuente de rayos x para su evaluación de dicha fuente de manera cualitativa.

## **HIPÓTESIS Y VARIABLES**

### **1.5 Hipótesis.**

Se puede diseñar un prototipo de rayos x en el laboratorio de física, y lograr las medidas necesarias requeridas con válvulas comunes y con el diseño circuito eléctrico y electrónico para generar voltajes de alta tensión para la alimentación eléctrica del prototipo requerida para generar rayos x.

Con la elaboración de planos con los softwares Solid Works y Autocad se puede tener el diseño de la carcasa protectora del tubo de válvula común.

#### **5.5.1 Hipótesis general.**

Se puede diseñar una fuente utilizando válvulas comunes para la generación de rayos x alimentando por un circuito electrónico de potencia de alta tensión y obtener rayos x de calidad que cumpla con los estándares recomendados para el manejo en laboratorio.

#### **1.5.2. Hipótesis específicas**

1. Será posible diseñar un circuito de alta tensión de voltaje para adaptación de las válvulas comunes para la generación de rayos x.
2. Se podrá acondicionar los circuitos eléctricos y electrónicos de alta tensión para alimentación de válvula común que pueda generar rayos x.
3. Con el prototipo construido de rayos x será posible obtener una imagen radiográfica para su evaluación de manera cualitativa.

### **1.6 Identificación de variables e indicadores.**

#### **1.6.1. Variables independientes**

1. **Intensidad de corriente eléctrica en Amperios (A):** la corriente eléctrica se mide en amperios (A) y representa el flujo de carga eléctrica a través de un conductor en un determinado tiempo. Cuanto mayor sea la corriente, mayor será la cantidad de carga que fluye por el conductor en un periodo de tiempo.

2. **Corriente miliamperios (mA):** se utilizan para medir corrientes eléctricas más pequeñas, que se encuentran en dispositivos electrónicos como en circuitos pequeños.
3. **Voltaje (voltios):** el voltaje se mide en voltios (V) y es la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos en un circuito, un voltaje más alto impulsa una corriente mayor a través de un circuito eléctrico.
4. **Kilovoltaje (kV):** el kilo-voltaje es una unidad de medida que representa voltaje pero a una escala más grande, un kilo-voltaje equivale a 1000 voltios. Se utilizan comúnmente en sistemas de alta potencia.

#### 1.6.2. Variable dependiente.

**Exposición (x):** corresponde al cociente del valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire ( $dQ$ ), cuando todos los electrones liberados por fotones, en un volumen elemental de aire ( $dm$ ) son completamente frenados en dicho medio.

#### 1.7. Operacionalización de variable.

Esta variable operacional se puede describir con fundamento físico.

**Voltaje:** está definido como una magnitud física escalar, también se identifica como diferencia de potencial eléctrica entre dos puntos que se pueden medir con un instrumento que es voltímetro.

## **CAPITULO II: MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL**

### **2.1 Bases teóricas**

Es necesario algún concepto de física para poder entender y realizar experimentos de producir rayos x, además ya están realizados algunos conceptos para realizar la investigación sobre la radiación espectro de rayos x y es necesario dar el sustento teórico y físico que lo desarrollaremos.

Como fundamento teórico es importante desarrollar los conceptos; de radiación electromagnética, efecto fotoeléctrico, efecto Comptom, etc. En la seguida desarrollaremos dichos conceptos.

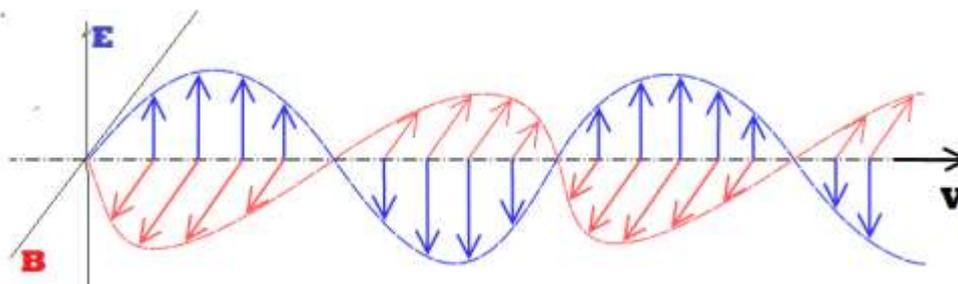
#### **2.1.1 Radiación ondas electromagnéticas.**

La radiación electromagnética se genera cuando una carga eléctrica acelerada produce un cambio en el campo eléctrico que la rodea. Este cambio genera un campo magnético asociado, y juntos forman una onda electromagnética que se propaga en el espacio, está definido como aquellos procesos en que emite la energía, además tiene una definición física en forma de ondas o partículas para su transmisión no requiere un medio material y pueden propagarse tanto a través de un medio material y también en el vacío.

Una primera consecuencia fundamental entender su desplazamiento de los campos eléctricos y magnéticos que se propagarse en forma de onda que podemos apreciar en figura (1), cuya velocidad en el vacío fue calculada por Maxwell. Cuando Maxwell reemplazó los valores de la permitividad y la permeabilidad del vacío obtuvo

aproximadamente  $c \sim 3 \times 10^8 \text{m/s}$ . Entonces la velocidad de la luz en el vacío determinado por Maxwell propuso que la luz es una onda electromagnética.

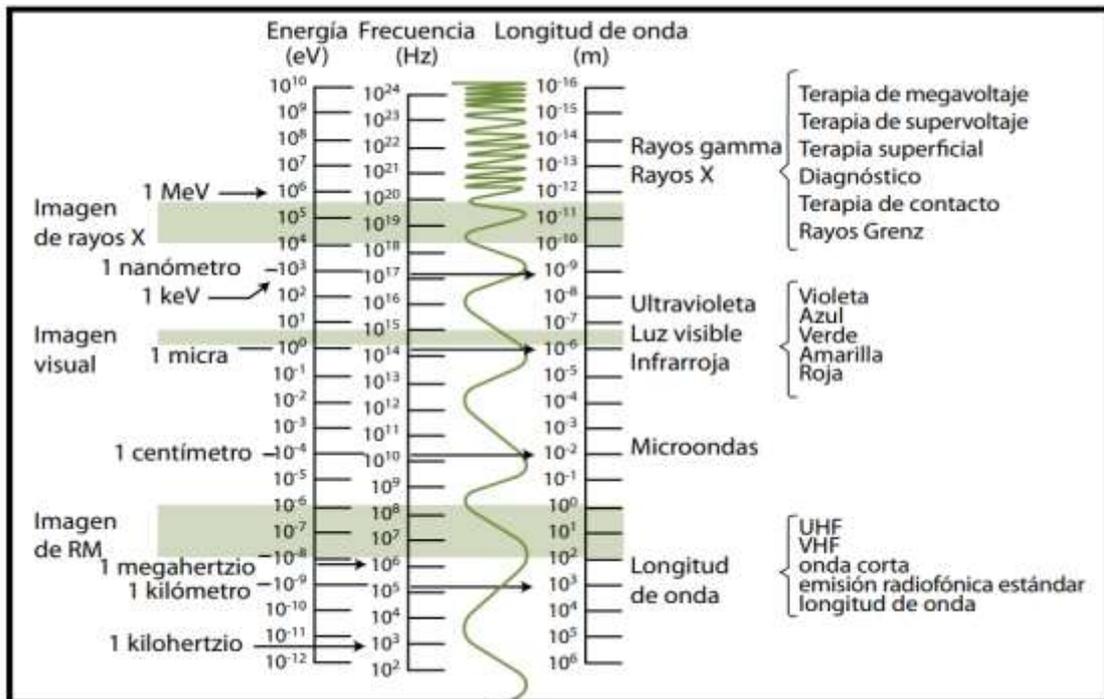
**Figura 1**  
*Ondas electromagnéticas*



**Nota.** Esta imagen represente una onda electromagnética que se propaga en una dirección, el vector intensidad campo eléctrico (**E**) y la medición magnética (**B**) con una velocidad (**V**).

Las radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda va desde unos 10 nm hasta 0,01nm y sus frecuencias  $10^2$  a  $10^{24}$  Hz. Cuanto mayor es la frecuencia de la radiación y menor la longitud de onda entonces la energía es mayor. Las radiaciones electromagnéticas se clasifican mediante el espectro electromagnético como mostraremos en la figura (2).

**Figura 2**  
*Espectro electromagnético (Brosed, 2012)*



**Nota.** La imagen nos representa el espectro electromagnético, imagen tomada de fundamentos de física médica (Brosed, 2012).

### 2.1.2. Efecto fotoeléctrico.

**Descubrimiento del efecto fotoeléctrico;** fue descubierto experimentalmente por Heinrich Hertz, que demostró la existencia de las ondas electromagnéticas diferentes de la luz visible, en el año de 1887 cuando realizaba ciertos experimentos con descargas eléctricas entre esferas conductoras para producir radiación electromagnética.

La emisión de electrones por efecto de la radiación electromagnética sobre la materia se denomina efecto fotoeléctrico y los electrones emitidos de esta manera se llaman fotoelectrones, también es importante la definición cuántica sobre el efecto fotoeléctrico.

De los intentos realizados para explicar el efecto fotoeléctrico descubierto en la teoría ondulatoria de la luz que no tuvieron éxitos, fue Albert Einstein en el año 1905 interpretó correctamente las observaciones. Realizando con las ideas cuánticas de Planck, Einstein postuló que la luz consiste de una corriente de energías llamada fotones además la energía de fotón “ $E$ ” está igual a la constante de Planck “ $h$ ” por la frecuencia “ $f$ ”, que está dado por la ecuación (1).

$$E = hf(J) \quad (1)$$

Donde

$$h = 6.626069 * 10^{-34}(J.s)$$

En el efecto fotoeléctrico un fotón que transfiere su energía a un electrodo del metal, parte de la energía “ $W$ ”, y es necesario para llevar el electrón a una superficie del metal y vencer las fuerzas atractivas existentes en la superficie, el resto se convierte en energía cinética “ $T$ ” con la que se escape el electrón del metal, entonces podemos representar la siguiente ecuación (2) (Chaverri, 2017).

$$E = W + T (J) \quad (2)$$

Por otra parte se puede medir el potencial mínimo inverso o potencial de frenado “ $U_f$ ”, entre electrodo emisor de cátodo y el electrodo emisor ánodo, además se considera la parte de energía  $w$  como una función de trabajo “ $\varphi$ ” y la energía cinética máxima sea igual a carga de electrón por potencial de frenado, de tal forma otra ecuación (3) se obtiene para determinar el potencial de frenado tomando en cuenta las ecuaciones anteriores ya definidos se obtiene como.

$$U_f = \left(\frac{h}{e}\right) f - \frac{\phi}{e} (J) \quad (3)$$

Donde

$$e = -1.6021917 * 10^{-19} (C)$$

De esta forma se describe la importancia del efecto fotoeléctrico.

### **2.1.3. Efecto Compton.**

El efecto Compton es una radiación electromagnética que se incide sobre cierta superficie que sale con una longitud de onda mayor que la de entrada.

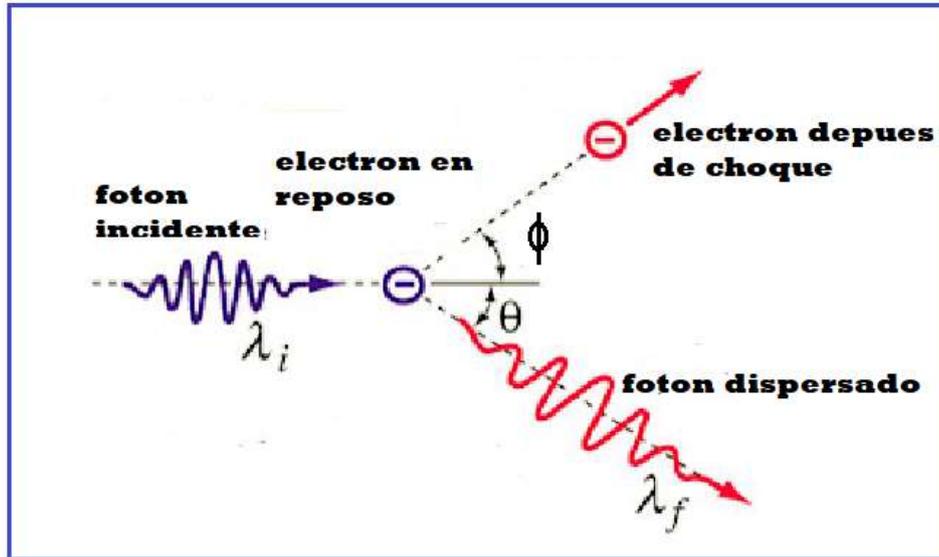
Este fenómeno fue observado en 1923 por el físico estadounidense Arthur Holly Compton (1892-1962) en su investigación que realizaba sobre la difusión de los rayos x, este fenómeno se puede explicar con los principios de la mecánica cuántica.

Si consideramos la radiación electromagnética de que está constituida por cuantos de energía llamado fotones, estos interactúan con la materia y puede absorberse parte de estos fotones.

El efecto Compton puede ser tratado como un choque elástico entre un fotón y un electrón que se aprecia en la figura (3), en donde es necesario a lo que es relatividad ya que las energías son mayores que la masa en reposo del electrón.

**Figura 3**

*Esta figura representa el choque de fotón y electrón*



**Nota:** esto fue el experimento de efecto compton (efecto compton, 2020)

A partir de la figura (3), se determina la longitud de onda del fotón dispersado " $\lambda_f$ ", y la longitud de onda incidente del fotón " $\lambda_i$ ". Para determinar las longitudes de onda es importante la definición de la conservación de la cantidad de movimiento y se obtiene la siguiente ecuación (4).

$$\lambda_f - \lambda_i = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos\theta) (m) \quad (4)$$

Donde.

$$m_0 = 9.11 \cdot 10^{-31} \text{ (kg) masa del electron}$$

De la ecuación (4) se obtiene la longitud de onda de Compton.

#### 2.1.4. Rayos X.

Los rayos x fueron descubiertos de forma accidental en 1895 por el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen mientras estudiaba los rayos catódicos en un tubo de descarga gaseosa de alto voltaje.

Tras realizar experimentos adicionales, determinó que la fluorescencia se debía a una radiación invisible más penetrante que la radiación ultravioleta. Röntgen llamó a los rayos invisibles “rayos x” por su naturaleza desconocida. Posteriormente, los rayos x fueron también denominados rayos Röntgen en su honor. (Brosed, 2012).

Los rayos x; está definido como una radiación electromagnética, que es análogo a la luz visible sin embargo la diferencia de la luz y los rayos x tienen mayor energía.

Los rayos x son importantes en la medicina, los físicos médicos utilizan para generar imágenes de los tejidos y las estructuras dentro del cuerpo para su análisis médica, de tal forma pueden diagnosticar los resultados obtenidos.

Rayos x; han sido históricamente utilizados para capturar imágenes en películas radiográficas, por otra parte, también existen otros tipos de detectores digitalizada que se utilizan para producir imágenes digitales y las imágenes de rayos x obtenidos en el proceso se llama radiografías.

Cuanto menor es la longitud de onda de los rayos x, mayores son su energía y poder de penetración. Los rayos de mayor longitud de onda, cercanos a la banda ultravioleta del espectro electromagnético, se conocen como rayos x blandos (Hugo, 2016) y los de menor longitud de onda, que están más próximos a la zona de rayos gamma.

Los rayos x formados por una mezcla de muchas longitudes de onda diferentes se conocen como rayos x ‘blancos’, para diferenciarlos de los rayos x monocromáticos que tienen una única longitud de onda. Tanto la

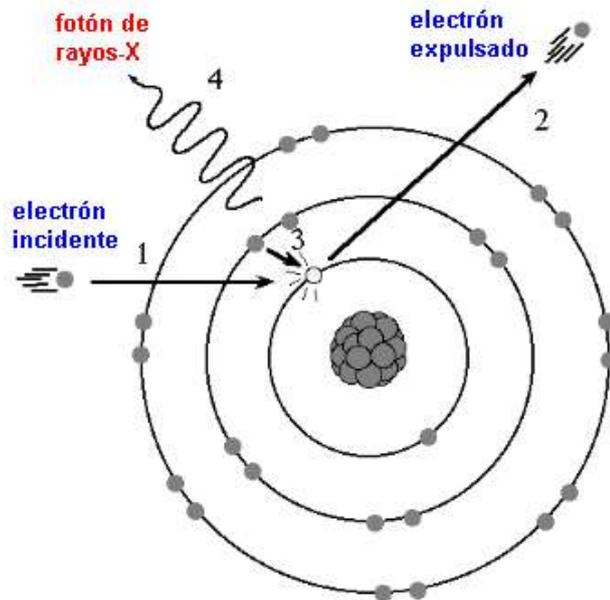
luz visible como los rayos x se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una órbita a otra. La luz visible corresponde a transiciones de electrones (Inventor, 2012).

**Atenuación de rayos x.** En otras líneas, la absorción y atenuación en los rayos x, este fenómeno ocurre debido al efecto fotoeléctrico mediante la absorción de fotones también por el efecto Compton la absorción parcial de energía. La importancia de la radiación en medicina tradicional, al momento de incidir sobre una película que ingrese a la zona donde se aplica quedando de color blanco las zonas en que la radiación no llegue a la placa. Esto ocurre por la interacción fotoeléctrica de que impide que llegue la radiación a la placa (Martínez, 2017).

La energía dispersada es debido al efecto Compton de que no aporta la información útil para la imagen afectado negativamente a la calidad, de la misma el responsable principal de irradiación que recibe el personal que manipula el equipo de rayos x.

La figura ( ) de cómo se generan los rayos x en un átomo bombardeado con electrón de alta tensión.

**Figura 4**  
*Como se genera rayos x*



**Nota:** un electrón después de salir disparado del filamento-cátodo llega al ánodo (Tellez, 2009)

## 2.2. Marco conceptual

En esta parte de marco conceptual se desarrolla la recopilación de los conceptos fundamentales de los rayos x, que son necesarios para el desarrollo de la presente investigación.

### 2.2.1. Evolución de Rayos X.

La evolución de los rayos x ha sido un proceso de descubrimientos científicos y avances tecnológicos que han ampliado significativamente su aplicación en diversas áreas a lo largo del tiempo.

Los rayos x es una forma de radiación electromagnética, una radiación ionizante que tiene la capacidad de penetrar la materia y se encuentra en el espectro electromagnético entre los rayos ultravioleta y los rayos

gamma, esta radiación fue descubierta por Wilhelm Conrad Roentger en el año 1895.

### 2.2.2. Tipos de Rayos X.

- a) **Rayos x espectro continuo:** el espectro continuo de rayos x se deriva de la emisión de radiación electromagnética cuando los electrones son frenados bruscamente al chocar con un blanco metálico en un tubo de rayos x, esta emisión de rayos x muestran una amplia gama de energías y frecuencias en lugar de longitudes de onda discreta.

La referencia principal de este fenómeno se encuentra en los principios básicos de la física de rayos x y la teoría cuántica, esta teoría de espectro continuo de rayos x se fundamenta con las leyes físicas cuánticas y la teoría de radiación electromagnética.

- b) **Rayos x Bremsstrahlung:** es conocido como la radiación de frenado o radiación de frenado electromagnético, se genera cuando los electrones de alta energía interactúan con la materia, este fenómeno se produce cuando un electrón es desviado o frenado por el campo eléctrico de núcleo atómico. La pérdida de energía cinética del electro resultante de esta interacción se emite en forma de radiación electromagnética en el rango de rayos x.

El termino Bremsstrahlung proviene del alemán y significa literalmente “radiación de frenado”. La energía de los rayos x producidos por este

proceso depende de la energía inicial del electrón y de la fuerza del campo eléctrico del núcleo (Yazmyn, 2009).

### **2.2.3 Propiedades de rayos x.**

Es una forma de radiación electromagnética con propiedades únicas que tiene rayos x, además se producen en forma natural y artificial estas radiaciones tienen sus propiedades que nos permite realizar adecuadamente en una investigación y son útiles en diversas aplicaciones como en la medicina. A continuación se describe las principales propiedades.

1. Producen fluorescencia sustancias químicas como fosforo, bario, cianuro de bario, etc.
2. Afectan a placas fotográficas al igual que lo hace la luz visible.
3. Producen ionización en los gases.
4. Son absorbidos dependiendo del peso atómico del absorbente.
5. Son dispersados al incidir sobre la sustancia química independientemente del estado físico de la misma.
6. Producen radiación secundaria.
7. Poseen determinada polarización.
8. Están sujetos a difracción.
9. Ocasionan un aumento de la velocidad de mutación en los organismos vivos, además una alteración y destrucción de las células esto dependiendo de dosis.

Estas propiedades mencionadas en la utilización de rayos x se ha considerado como referencia (Marin, 1972), se nota en la tecnología

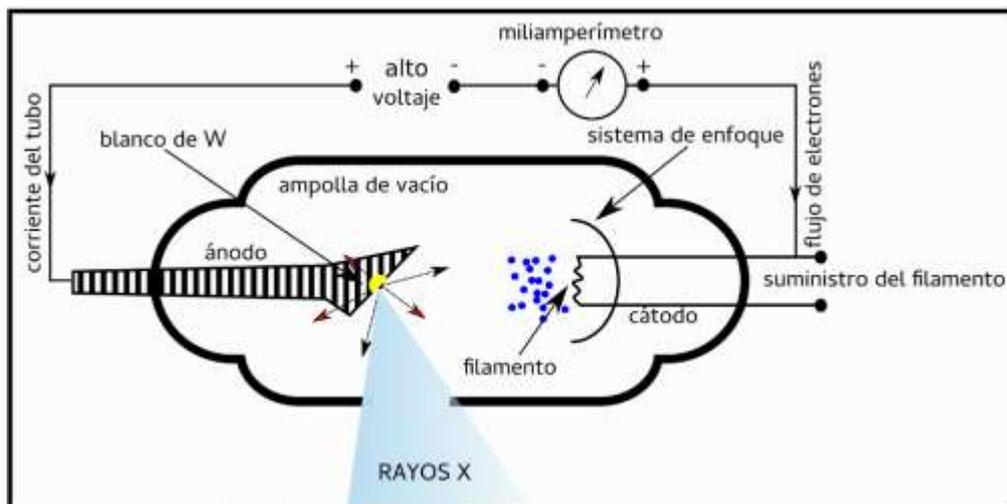
#### 2.2.4. Tubo de rayos X.

El tubo de rayos x está diseñado por un cristal de vidrio que puede resistir alta temperatura además tiene un filamento en el interior del tubo donde se genera radiación electromagnética, mediante un proceso en el interior del tubo los electrones acelerados son frenados al colisionar contra un material blando.

Un tubo de rayos x convencional, como el que se muestra en la Figura (5), está compuesto básicamente por un ánodo y un cátodo alojados en una cavidad donde se ha practicado vacío. Esta cavidad suele ser una ampolla de vidrio y el proceso de producción de rayos x se da al emerger electrones del cátodo e impactar en el ánodo.

**Figura 5**

*Esquema de tubo de rayos x clásico, esta imagen fue tomada de (Vien, 2018)*



### 2.2.5. Generador del equipo de rayos X.

El generador eléctrico de un equipo de rayos X; se considera un conjunto de dispositivos eléctricos y electrónicos que nos permiten obtener una tensión de voltaje adecuado para su mejor funcionamiento y comunicar con el tubo de rayos X para que le proporcione al tubo la corriente de filamento y la alta tensión adecuada para poder generar el haz de rayos X con características deseadas (Stewart Carlyle Bushong, 2010)

Estos dispositivos son variados y suelen dividirse en dos partes como:

- a) *La zona de baja tensión;*** En la primera se distingue las partes, como el compensador de línea, el autotransformador, el circuito de alta tensión y parte del circuito de filamento.

**Fuente de alimentación de baja tensión:** proporciona la energía eléctrica necesaria para alimentar los componentes electrónicos del sistema de rayos x que operan a tensiones más bajas, como el sistema de control y la fuente de electrones.

**Sistema de control:** incluya paneles de control, interfaces de usuarios y sistema de programación que permiten al operador ajustar los parámetros de generación de rayos x, como la exposición y el tiempo del pulso.

**Enfriamiento y ventilación:** los sistemas de enfriamiento son esenciales para disipar el calor generado durante la operación del generador y prevenir el sobrecalentamiento de los componentes electrónicos.

**Sistema de filtración y colimación:** en la zona de baja tensión también se controla la filtración de los rayos x y la colimación, que ajusta el tamaño y la forma del haz de rayos x para optimizar la calidad de la imagen y reducir la exposición a la radiación innecesaria.

**b) La zona de alta tensión;** en la segunda se encuentran, el transformador de alta tensión, el rectificador de tensión y la parte del circuito de filamento situada después del transformador de filamento.

**Transformador de alta tensión:** este componente eleva la tensión de la corriente eléctrica suministrada desde la red eléctrica a niveles mucho más alto. Típicamente en el rango de kilovoltios (kV) requeridos para generar los rayos x.

**Rectificador de alta tensión:** la corriente alterna proveniente del transformador se convierte en corriente continua mediante rectificadores, que permiten que la corriente fluya en una sola dirección. Esto es necesario para generar los pulsos de rayos x de manera constante y controlada.

**Condensadores de almacenamiento:** ayuda a mantener una fuente constante de energía eléctrica durante la generación de los pulsos de rayos x. almacena energía durante los ciclos de carga y la libera durante los pulsos.

**Interruptores y controles:** se utilizan interruptores y controles electrónicos para regular la frecuencia, el tiempo y la intensidad de los pulsos de rayos x.

### **2.2.6. Emisión de rayos X.**

Los electrones que parten desde el cátodo hasta el ánodo, esta constituye la corriente del tubo de rayos x y a veces se les denomina electrones o proyectiles. Cuando los electrones chocan contra los átomos del metal pesado del blanco y al interactuar con ellos transfieren su energía cinética al blanco.

Conforme se producen las interacciones, los electrones o llamados proyectiles disminuyen de velocidad y quedan casi en reposo. A continuación, son conducidos a través del ánodo hacia los circuitos eléctricos asociados. Los electrones proyectil interactúan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas diferentes:

### **2.2.7. Espectro del haz de rayos X.**

Los fotones que integran el haz de rayos x emitido por el tubo presentan una distribución continua en energías con valores comprendidos teóricamente, entre 0 y un valor máximo que corresponde al valor de tensión de kilovoltaje aplicado al tubo de rayos x.

En efecto aplicando una tensión, entre el cátodo y el ánodo, los electrones adquirirán una energía de en kilovoltios (keV), al chocar contra el ánodo perderán una energía emitiendo por radiación de frenado. Los fotones de rayos x emitidos tendrán energías comprendidas en un intervalo 0 y 90 keV. Esta distribución de energías forma un espectro continuo (Angel, 2002).

### 2.2.8. Efecto termoiónico.

La emisión termoiónica fue conocida como efecto Edison, la termoiónica es el flujo de iones debido a la variación de temperatura que proviene de la superficie de metal esto ocurre por una energía térmica de tipo vibracional.

La liberación de los electrones generalmente en la emisión termoiónica, una fuerza eléctrica se puede alejar a los electrones de la superficie del metal, cuando mayor sea la fuerza eléctrica entonces será mayor la corriente de electrones (Gonzales, 2019). Esto ocurre cuando un cátodo plano y un ánodo son separados a una distancia al aplicar la diferencia de potencial positiva atrae electrones de cátodo al ánodo, los electrones en movimiento generan una corriente eléctrica en la dirección del ánodo al cátodo entonces la densidad de corriente resulta constante.

La densidad de corriente conocida como la ecuación de Richardson-Dushman esta ecuación fue encontrada de manera empírica que describe a la corriente de emisión termoiónica que varía exponencialmente según a la temperatura a la que se encuentra el filamento (Egim, 2018).

$$J = AT^2 e^{-\frac{\phi}{kT}} \left(\frac{A}{m^2}\right) \quad (5)$$

Donde:

J: Densidad de corriente máxima se puede obtener en condiciones de saturación  $\left(\frac{A}{m^2}\right)$ .

$A = 1.20173 * 10^6 \left(\frac{A}{m^2K^2}\right)$ : Constante de proporcionalidad de Richardson

T: Temperatura absoluta (K).

$k = 1.380 * 10^{-23} (\frac{J}{K})$ : Constante de Boltzmann.

$\Phi$ : potencial de los electrones (J).

La ecuación (5) permite calcular la densidad máxima de corriente por efecto termoiónico.

El efecto termoiónico es esencial para la generación de rayos x en los tubos de rayos x, ya que permite la emisión controlada de electrones desde el cátodo calentado hacia el ánodo cargado positivamente. Esta liberación de electrones, junto con su interacción con el ánodo, produce rayos x que son utilizados en una variedad de aplicaciones médicas y de diagnóstico.

### **2.3. Antecedentes empíricos de la investigación y estado de arte**

Los antecedentes de una investigación incluyen una revisión de la literatura ya existente sobre el tema que se desarrollara el trabajo, para eso es necesario incluir los trabajos relacionados ya desarrollados.

#### **2.3.1. Construcción de un aparato de rayos X:**

Como lámpara emisora de rayos x estuve probando varias, sobre todo las viejas rectificadoras de alta tensión en televisores blanco y negro, del tipo 1B3, 1G3 y otras más pequeños del tipo DY802, todas ellas emiten rayos x pero son rayos x "blandos", ellos están cerca de los UV y se solapan con ellos, este tipo de radiación es la más peligrosa, al tener menos penetración, toda la radiación recibida produce efecto ionizante que se queda en la piel y tejidos blandos. En cambio, los rayos x "duros"

están más cerca de la gama (Maxisof, 2004), de generador de rayos x con válvulas comunes de recepción.

### **2.3.2. El diseño de un prototipo detector a partir de los materiales semiconductores:**

Para la parte electrónica se puede hacer mucho más, se puede agregar algún elemento que recoja los datos del selector y de forma inalámbrica procesarlos después en un computador, estas chip cuenta con las entradas y salidas analógicas y digitales que se pueden controlar y conectar a los sensores para la lectura de sus mediciones en forma remota, esta referencia (Blanco, 2014) presenta las bases necesarias para construir un prototipo que detecte la energía de los rayos x, el siguiente paso sería realizar simulaciones, esta investigación sobre el diseño del prototipo está en la referencia citada.

### **2.3.3. Características técnicas para el diseño de un equipo radiológico:**

Los componentes de un sistema radiológico es importante entender y describir los propósitos generales de película-pantalla: en la radiológica es necesario diseñar el generador de alta tensión para la conexión a tubo de rayos x. para poder desarrollar es necesario considerar como referencia en (Martínez, 2017), de esa forma se puede diseñar adecuadamente su circuito del generador de alta tensión.

## **2.4 Protección radiológica.**

La **protección radiológica** es el conjunto de medidas en las prácticas destinadas a proteger a las personas y al medio ambiente de los efectos de la

radiación ionizante. Este tipo de radiación contaminante se encuentra en ciertas aplicaciones médicas, industriales y energéticas este tipo de radiación puede tener efectos perjudiciales para la salud humana, como quemaduras, cáncer o daños en el ADN que puede alterar.

#### **2.4.1 Principios fundamentales de la protección radiológica.**

Cualquier actividad que implique exposición a radiaciones ionizantes debe estar debidamente justificada y protegida según las normas establecidas.

Para cumplir el objetivo fundamental de la protección radiológica tres principios básicos como; justificación, optimización y limitaciones.

- a) **Justificación:** en protección radiológica, es el principio que establece que cualquier actividad que implique exposición a radiación ionizante debe estar adecuadamente justificada. Esto significa que los beneficios derivados de esa actividad deben superar los posibles riesgos asociados a la exposición a la radiación.
- b) **Optimización:** en protección radiológica es uno de los principios fundamentales es que busca minimizar la exposición a la radiación ionizante, sin afectar los objetivos del proceso en el que se utiliza la radiación. Este principio es conocido como *ALARA*; es un acrónimo que significa "As Low As Reasonably Achievable", o en español, "tan bajo como razonablemente sea posible".
- c) **Limitaciones:** en la protección radiológica se tiene un conjunto de reglas que establecen los límites máximos permisibles de exposición a la radiación ionizante para garantizar la seguridad de las personas.

Estos límites son esenciales para evitar efectos dañinos en la salud por la exposición a la radiación ionizante, como el desarrollo de cáncer o daño genético, y están definidos por organizaciones internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y adoptados por organismos nacionales de regulación.

#### **2.4.2 Control de protección radiológica en Perú.**

En el Perú el organismo que se encarga de controlar sobre la protección radiológica basándose a las normas internacionales como (ICRP). Es el IPEN, que se encarga de regula como autoridad Nacional velando fundamentalmente el cumplimiento de las normas legales, reglamentos y guías orientados, para las operaciones seguras en las instalaciones nucleares y radioactivas, basado en la ley 28028, ley que regula el uso de radiaciones ionizantes y reglamento así como las recomendaciones del organismo internacional de la energía atómica (Ganozo, 2016)

### **2.5 Transformador**

Un transformador es una maquina estática con dos devanados de corriente alterna (AC), los devanados se denominan como primario y secundario; para la comprensión es importante considerar el flujo magnético producido por la bobina que alcanza a la segunda bobinado debido al acoplamiento magnético. En un transformador ingresa un voltaje inducido por el primario y sale por el secundario este voltaje de salida dependerá de numero de devanados en el primario tanto en el secundario.

La ley de Faraday nos permite determinar el voltaje inducido en una bobina en función de flujo magnético y está representado con la siguiente ecuación (6) como se aprecia en la seguida.

$$V = N \frac{d\phi_B}{dt} (V) \quad (6)$$

Donde,

V: es el voltaje inducido (V)

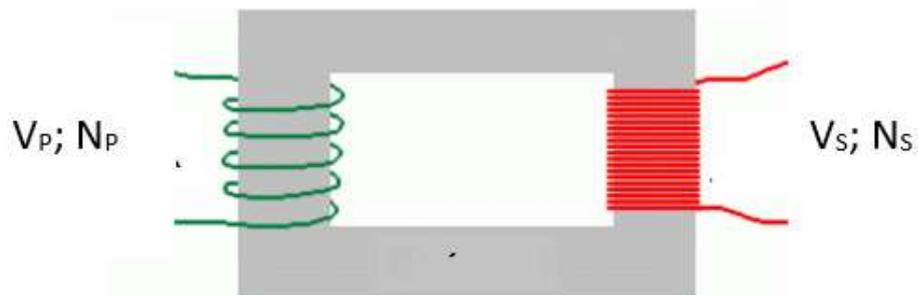
N: numero devanados

$\phi_B$ : es el flujo magnético (Wb o Vs)

El transformador es diseñado y fabricado para el acoplamiento magnético entre las bobinas que permitan inducir un voltaje desde el primario al secundario, las aplicaciones son de múltiples líneas de transmisión de alto voltaje. Este transformador nos representa en la siguiente figura (6).

### Figura 6

*Transformador ideal*



**Nota;** es un transformador ideal que representa con núcleo y numero de devanados (<https://images.app.goo.gl/TXqv11KLPq6ogacm6>)

El flujo magnético es variable en el tiempo, y la fuerza electromotriz inducida en el primario y secundario describiremos con las siguientes ecuaciones dados.

$$V_P = N_P \frac{d\phi_B}{dt} (V) \quad (7)$$

$$V_S = N_S \frac{d\phi_B}{dt} (V) \quad (8)$$

La ecuación (7) es el voltaje de entrada por el primario y la ecuación (8) es el voltaje de salida por el secundario, el flujo magnético es constante en el núcleo del transformador y la potencia es constante.

### 2.5.1 Transformador flyback.

Es un transformador de líneas que genera una alta tensión de voltaje necesaria para su funcionamiento del tubo de rayos catódicos, este transformador genera una tensión alta en kilovoltios en corriente directa. Se utiliza principalmente en fuentes de alimentación conmutada, circuitos de alto voltaje y sistemas de encendido, como en televisores de tubo de rayos catódicos (CRT). Se diferencia de los transformadores convencionales debido a su capacidad para almacenar energía en su núcleo magnético y luego liberarla de forma controlada.

a) **Funcionamiento en modo discontinuo flyback:** el flyback almacena energía en su núcleo durante la fase de conducción esto ocurre cuando el interruptor de conmutación está cerrado y luego la transfiere al circuito de salida cuando el interruptor se abre. Este almacenamiento y liberación de energía permite su uso en aplicaciones de alta tensión o aislamiento.

- b) **Almacenamiento de energía en el núcleo:** el núcleo magnético del transformador flyback está diseñado para soportar una cantidad considerable de energía almacenada en forma de campo magnético. Generalmente se usa un material de núcleo de ferrita, ya que minimiza las pérdidas a altas frecuencias.
- c) **Alta eficiencia en fuentes de alimentación conmutadas:** es un transformador flyback ideal para fuentes de alimentación conmutadas debido a su alta frecuencia. Puede convertir el voltaje de entrada en un rango de voltajes de salida deseados con relativamente pocas pérdidas.
- d) **Polaridad invertida en la salida:** en la mayoría de los casos, la tensión de salida del transformador flyback está invertida en comparación con la entrada, es debido a que el diseño del circuito. Además es una característica común en los convertidores DC-DC de flyback.
- e) **Frecuencia de operación alta:** un transformador flyback opera a frecuencias altas en kHz, lo que permite el uso de componentes más pequeños y ligeros.
- f) **Pines del transformador flyback:** tiene varios pines que se utilizan para conectar sus bobinas primarias y secundarias, además de pines adicionales para la conexión de otros componentes, como los circuitos de retroalimentación. A continuación se describe la configuración de los pines de un transformador flyback típico donde sus pines

presentan en la siguiente figura (7), cada pin tiene sus funciones que especifican en sus características del fabricante.

**Figura 7**  
*flyback y sus pines*



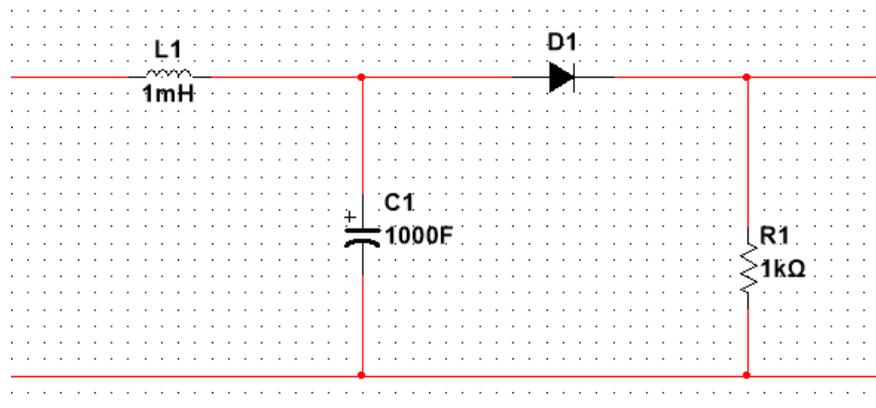
De este transformado de flyback su característica está en su datasheet.

### **2.5.2 Convertidor elevador (BOOST).**

Su aplicación principal es en fuentes de energía de DC regulada y en el frenado regenerativo de motores de DC. El voltaje de salida siempre es más grande que el voltaje de entrada. Cuando el interruptor está encendido, el diodo es de polarización inversa, lo que aísla la etapa de salida. La entrada suministra energía al inductor. Cuando el interruptor está apagado, la etapa de salida recibe energía tanto del inductor como

de la entrada. En el análisis del estado permanente que se presenta aquí, se supone que el condensador de filtrado de salida es muy grande, a fin de asegurar un voltaje de salida constante  $v_o(t)$  equivalente a  $v_o$  (Ned Mohan, 2009). Su circuito está representado en la figura (8).

**Figura 8**  
*Circuito convertidor DC-DC*



## **CAPITULO III: METODOLOGÍA**

La metodología es de carácter experimental, se realizara la manipulación de una o más variables independientes y observar los efectos de estas manipulaciones sobre una o más variables dependientes, en un entorno controlado, con el fin de establecer una relación de las variables.

### **3.1 Ámbito de estudio: localización política y geográfica**

El ámbito de estudio se realizará en la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco en el laboratorio de física, que se ubica en la ciudad de Cusco-Perú.

La ciudad del Cusco es conocida por ser la capital del imperio incaico que tiene su historia y cultura.

La ubicación exacta de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco (UNSAAC).

Latitud: 13.5227°

Longitud: 71.9673°

Estas coordenadas es su ubicación correcta.

### **3.2 Tipo y nivel de investigación**

#### **3.2.1 La investigación es de tipo experimental:**

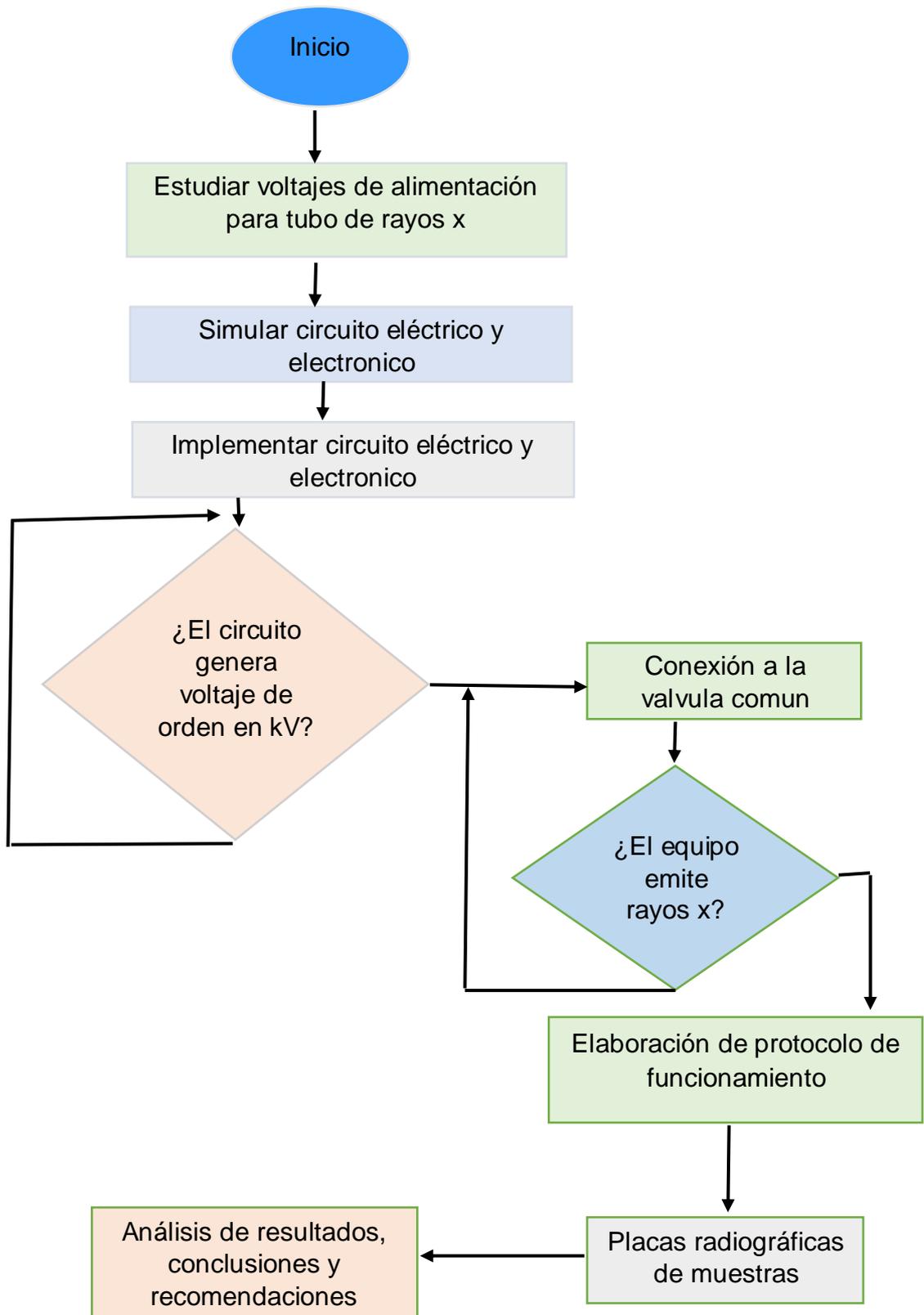
La investigación es de tipo experimental y es un enfoque cuantitativo – científico, que se caracteriza por la manipulación controlada de variables en el experimento y estudiar el efecto de las variables.

El carácter de una investigación experimental es observar y analizar las causas de un cierto fenómeno, y encontrar un resultado de investigación para interpretar.

### **3.2.1 Diagrama de flujo.**

Es una representación gráfica que representa los pasos secuenciales de un proceso para el desarrollo, el propósito principal es visualizar de forma clara y sencilla mediante el flujo de información, para diseñar y construir un prototipo de rayos x, este diagrama nos presenta en la siguiente figura (9).

**Figura 9**  
*Diagrama de flujo*



### **3.3 Diseño y acondicionamiento de una fuente**

#### **3.3.1 Diseño de circuito para la alimentación de flyback.**

Este circuito es importante implementar para poder controlar la tensión de voltaje primario en el transformador flyback, este circuito se puede diseñar usando el programa multisim y experimentalmente diseñar, para su funcionamiento se requiere una fuente de alimentación como el regulador de voltaje.

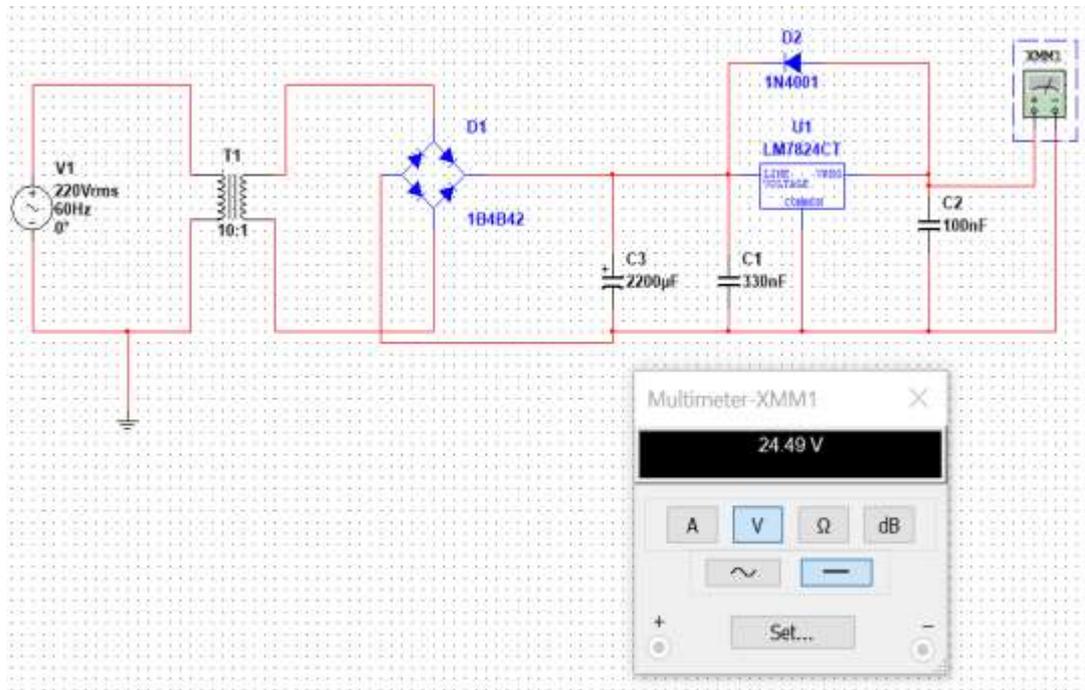
Este regulador de voltaje de corriente alterna (AC) a corriente continua (DC), además este regulador disminuye la tensión de voltaje de 220 voltios de corriente alterna a corriente continua de 24 voltios para la alimentación de circuito ZVS.

##### **a. Diseño de fuente de alimentación.**

Esta fuente es necesario diseñar y construir para la alimentación del circuito ZVS, se diseña el circuito de fuente utilizando el multisim con sus elementos correspondientes, como se aprecia en la siguiente figura (10).

**Figura 10**

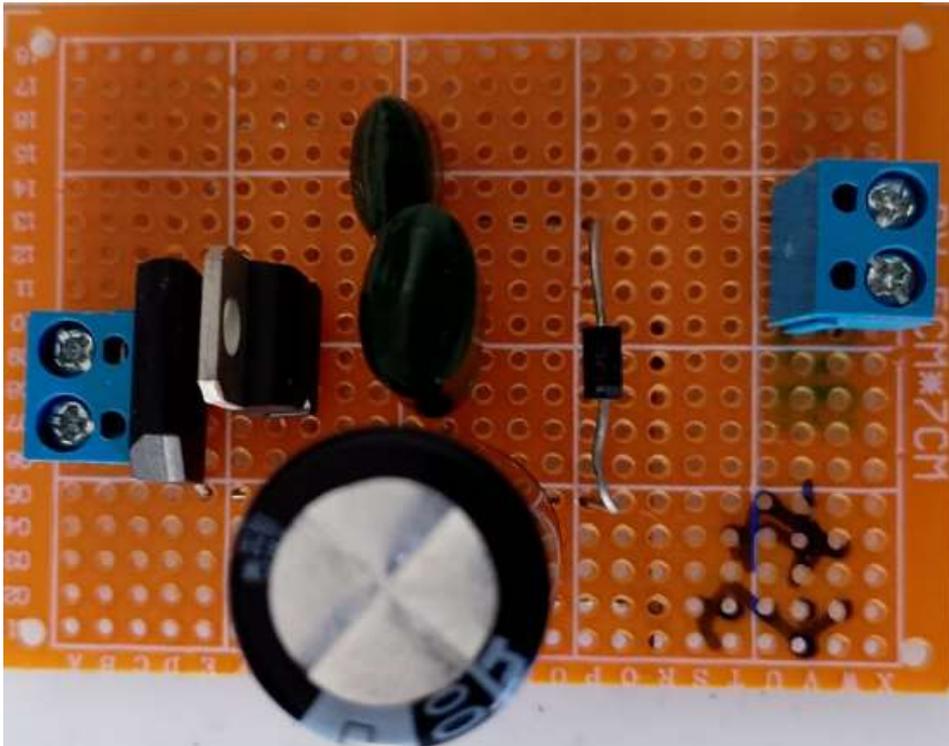
*Circuito que representa a una fuente de alimentación de 24V en DC*



Habiendo obtenido un diseño de fuente de alimentación se prosigue a diseñar en el protoboard experimentalmente y en la seguida se construido en una placa fijando los elementos correspondientes como muestra en la figura (11).

**Figura 11**

*Fuente de alimentación construida de 24v DC*



### **3.4 Circuito conmutador de voltaje cero.**

Circuito ZVS significa "Zero Voltage Switching" es conmutación de Voltaje Cero, y se refiere a una técnica utilizada en circuitos de conmutación de alta frecuencia para reducir las pérdidas de conmutación y mejorar la eficiencia. La conmutación de voltaje cero se refiere al hecho de que la conmutación de dispositivos electrónicos (como transistores) se realiza cuando la tensión a través de ellos es cero.

Un circuito ZVS está diseñado para minimizar o eliminar la pérdida de energía asociada con la conmutación de dispositivos, como transistores, a través de la sincronización cuidadosa de la conmutación con el cruce por cero de la onda de voltaje. Esto se logra utilizando resonancia en el circuito.

En un circuito ZVS, se utiliza un resonador (a menudo un inductor y un capacitor en paralelo) para almacenar energía durante parte del ciclo de conmutación y luego liberar esa energía para conmutar los dispositivos de forma eficiente. Al sincronizar la conmutación con el cruce por cero de la onda de voltaje, se reduce la pérdida de energía asociada con la conmutación y se mejora la eficiencia del sistema.

Los circuitos ZVS son comúnmente utilizados en convertidores de potencia de alta frecuencia, como convertidores DC-DC y fuentes de alimentación conmutadas, donde la eficiencia es crítica. La implementación exitosa de la técnica ZVS puede llevar a una menor generación de calor y una mayor eficiencia en el sistema.

#### 3.4.1. Elementos del circuito ZVS.

- a) **El transistor IRFP250:** es un transistor de potencia de tipo MOSFET “*Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*”, este transistor está diseñado para operar en aplicaciones de potencia, donde se requiere la conmutación eficiente de grandes corrientes y tensiones, y tiene las características del transistor IRFP250:
- b) **Un diodo Zener de 12V:** este diodo Zener está diseñado para operar como regulador de voltaje. La función principal de un diodo Zener es mantener una tensión constante en su terminal de Zener, cuando está polarizado en inversa, siempre que la corriente a través de él esté dentro de su rango de operación nominal. En el caso de un diodo Zener de 12V, esto significa que cuando se polariza en inversa con una cierta corriente, mantendrá una caída de voltaje constante de

aproximadamente 12V en su terminal de Zener, independientemente de la variación de la corriente o la resistencia en el circuito.

- c) **Capacitancia(C):** es un condensador que se utilizan a menudo para almacenar y liberar energía durante el ciclo de conmutación. La capacitancia de un condensador en un circuito ZVS puede depender de varios factores, como la frecuencia de operación del circuito, la corriente a través del condensador y la eficiencia deseada. En el contexto específico en circuito ZVS, la capacitancia de  $0.68\mu\text{F}$  a 250V podría ser utilizada en diversas partes del circuito. Puede formar parte del circuito resonante junto con inductores para facilitar la conmutación sin pérdidas significativas. También puede estar relacionada con la filtración de voltajes en diferentes etapas del circuito.
  
- d) **La inductancia:** Llamada también bobina toroide es importante para la creación de resonancia y en la transferencia eficiente de energía durante el ciclo de conmutación. La inductancia específica puede depender de varios factores, como la frecuencia de operación del circuito, la corriente a través de la inductancia y la topología exacta del circuito ZVS. En términos generales, para un circuito ZVS, la inductancia se utiliza típicamente en combinación con un condensador para formar un circuito resonante LC que facilita la conmutación sin pérdidas significativas.
  
- e) **Resistencia de potencia:** es un componente importante que puede influir en la eficiencia y el rendimiento del circuito. La resistencia de

potencia se refiere a la resistencia presente en el circuito que está diseñada para disipar potencia en forma de calor.

- f) **El diodo UF4007:** es un diodo rectificador y generalmente se utiliza comúnmente en aplicaciones de rectificación de corriente alterna (CA) a corriente continua (CC). Es un diodo de silicio de uso general que tiene una clasificación de voltaje inverso de 1000V y una corriente máxima de 1A. Aunque no está diseñado específicamente para aplicaciones de conmutación de alta frecuencia, se podría usar en algunos circuitos ZVS dependiendo de la frecuencia y las características específicas del circuito.

#### **3.4.2. Simulación del circuito (ZVS) usando multisim.**

La simulación de un circuito ZVS, en Multisim implica diseñar el esquemático del circuito y luego utilizar las herramientas de simulación para analizar su comportamiento.

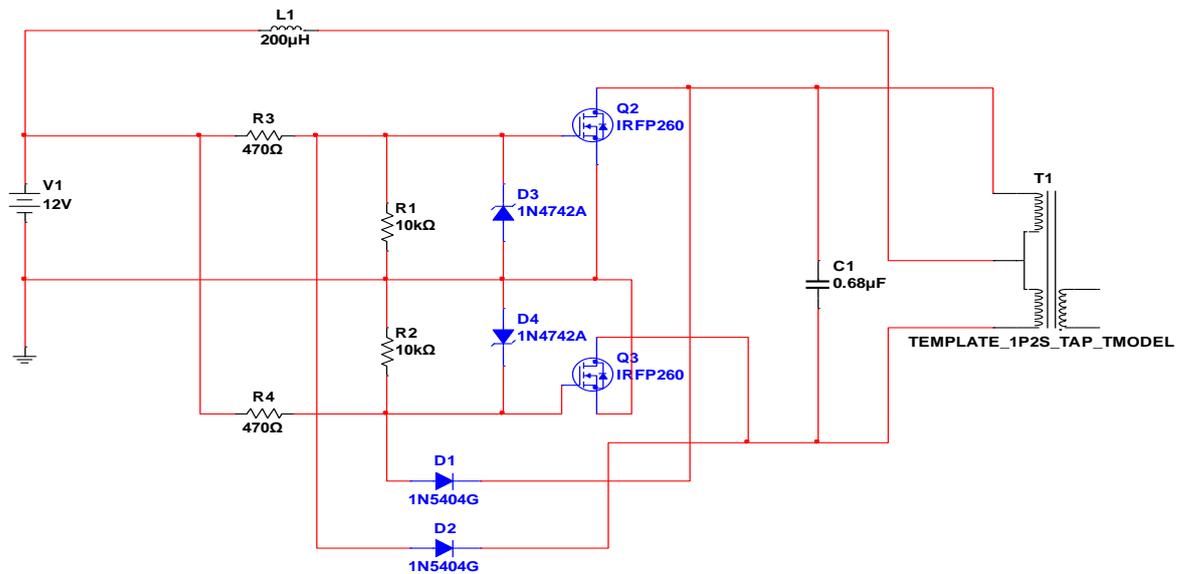
##### **a) Diseño del Circuito**

Para realizar la simulación es necesario tener conocimiento los elementos electrónicos que existen en el software multisim para el diseño de circuitos, una vez diseñado el circuito es necesario realizar la configuración de los elementos y luego ejecutar la simulación para generar los reportes para luego realizar el análisis de los valores obtenidos del circuito.

Diseño del circuito ZVS en Multisim utilizando los componentes necesarios, como transistores MOSFET, inductores, condensadores

y otros elementos según la topología específica del circuito ZVS este diseño de circuito se implementa como se muestra en la siguiente figura (12).

**Figura 12**  
*Esquema del circuito ZVS*



## b) Datos de simulación

Una vez diseñado el circuito ZVS, en software multisim usando los elementos necesarios del simulador, una vez cuando ya esté diseñado dicho circuito se alimenta con una fuente de corriente continua. Una vez ya teniendo el circuito se compilan para obtener los voltaje de salida como conmutador cero, y los datos obtenidos se registra en la tabla (1), luego para realizar su análisis correspondiente.

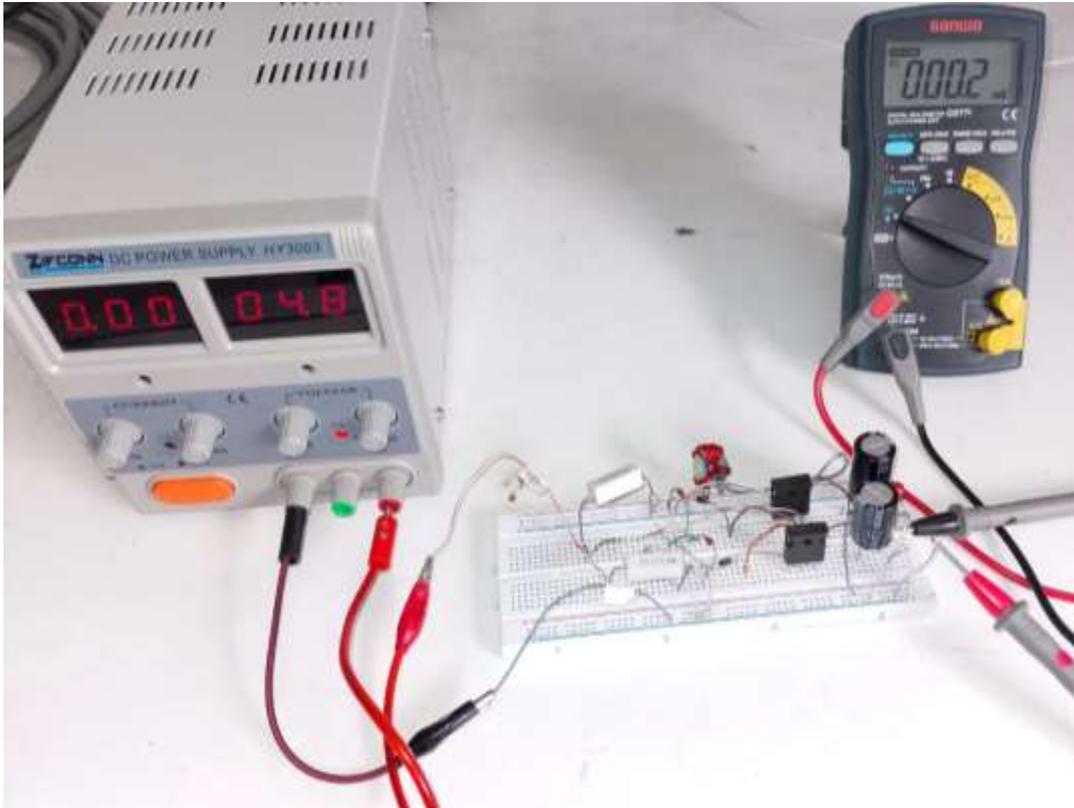
**Tabla 1**  
*Datos de simulacion del circuito ZVS*

<i>Voltaje de alimentación (V)</i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_1(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador <math>V_2(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_3(mV)</math></i>
1	0.9	1.037	0.086
2	1.750	2.022	0.1744
3	2.496	3.039	2.326
4	3.545	4.000	1.9
5	4.450	4.960	0.5
6	5.400	5.970	0.5
7	6.29	6.910	0.6
8	7.20	7.86	0.7
9	8.21	8.93	0.8
10	9.13	9.89	0.9
11	10.09	10.90	0.9
12	11.00	11.84	1
13	11.55	12.81	1.2
14	11.62	13.81	1.3
15	11.67	14.81	1.3
16	11.72	15.79	1.4
17	11.76	16.73	1.6
18	11.80	17.76	1.7
19	11.84	18.75	1.8
20	11.87	19.73	1.9

**c) Diseño y construcción del circuito ZVS.**

Una vez realizado la simulación se procede a realizar experimentalmente el circuito ZVS, primero se realiza la recolección de los elementos del circuito o dispositivos electrónicos luego se realiza las conexiones del circuito en un protoboard como se muestra en la figura (13).

**Figura 13**  
*Diseño del circuito ZVS*



**Nota,** Una vez ya realizado el experimento del circuito ZVS.

En la seguida, se realizan las medidas de datos experimentales con circuito ZVS construido que se muestra en la siguiente tabla (2).

**Tabla 2**  
*Datos experimentales del circuito ZVS*

<i>Voltaje de alimentación (V)</i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_1(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador <math>V_2(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_3(mV)</math></i>
1	0.811	1.023	0.0806
2	1.746	2.045	0.1738
3	2.486	3.031	0.2317
4	3.521	3.98	11.8
5	4.38	4.88	26.1
6	5.30	5.86	30.7
7	6.31	6.92	39.4
8	7.19	7.86	47.4
9	8.15	8.86	54.3
10	9.06	9.82	59.2
11	10.06	10.87	59.9
12	10.99	11.86	62.8
13	11.59	12.83	69.6
14	11.67	13.78	74.0
15	11.73	14.82	77.5
16	11.77	15.79	85.4
17	11.81	16.73	91.1
18	11.86	17.87	96.4
19	11.89	18.70	100.6
20	11.93	19.71	102.4
21	11.97	20.72	104.4
22	12.01	21.72	109.6
23	12.06	22.67	113.7
24	12.10	23.67	118.1

### 3.5 Circuito multiplicador.

Circuito convencional para una fuente de alimentación de registro de aproximadamente hasta 100 kV generalmente utilizan la disposición de multiplicadores de alto voltaje en serie Cockroft-Walton. Aquí se alimenta una forma de onda de CA de alto voltaje al multiplicador en el terminal  $V_{in}$  y una salida de DC, que en teoría se incrementa tantas veces como etapas que

aparecen en la salida (Gary, 2014), para este circuito se consideran como los elementos principales como condensadores 10nF a 20kV y los diodos de rectificador 2cl77 5mA a 20kV de alta potencia,

En este circuito de multiplicador de voltaje es necesario tener algunas consideraciones como la capacitancia y la frecuencia, por otra parte para su análisis de la variación de la energía por etapas es necesario tomar en cuenta el número de etapas denominaremos como “n”, entonces teniendo los elementos del circuito se puede realizar los cálculos con la siguiente ecuación (9) dada.

$$\Delta U = \frac{1}{fC} \left( \frac{2}{3}n^3 + \frac{1}{2}n^2 - \frac{1}{6}n \right) (V/s) \quad (9)$$

Donde.

f: frecuencia (Hz).

C: capacitancia en (F)

n: número de etapas

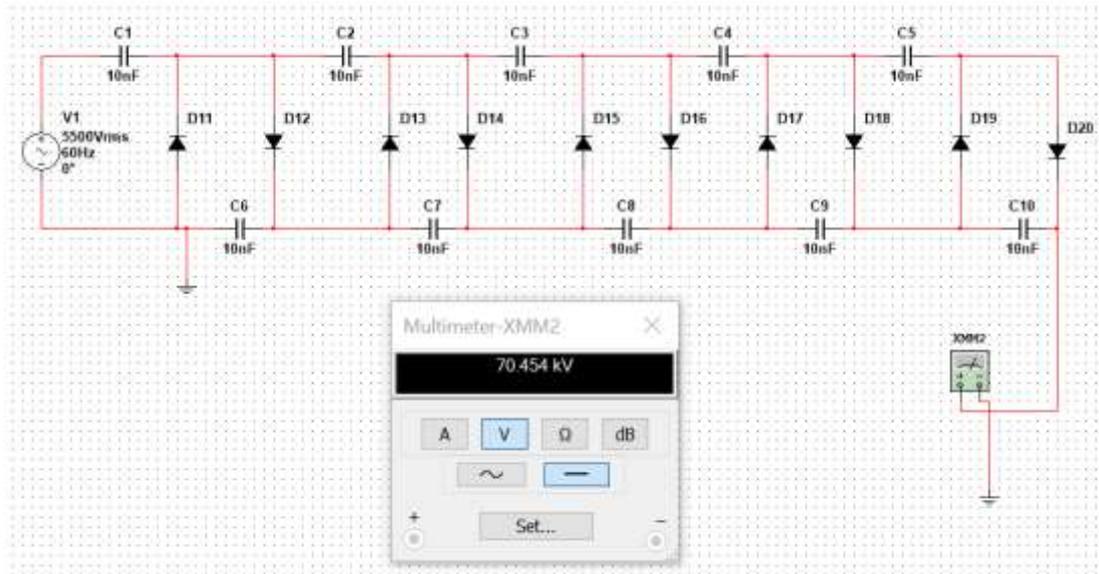
$\Delta U$ : Variación de energía (V/s)

Este circuito es para multiplicar el voltaje de salida.

### 3.5.1 Simulación del circuito multiplicar o cascada

En el simulador se diseña el circuito de multiplicador o de cascada utilizando los elementos necesarios del circuito, con entrada de voltaje en corriente alterna (AC) a una frecuencia de 60Hz y como se observa en la siguiente figura (14).

**Figura 14**  
Circuito de multiplicador o de cascada



Con el circuito diseñado en el simulador, se obtiene una respuesta de tensión de voltaje en corriente DC multiplicador, este resultado se muestra en la tabla (3), para su análisis respectivo.

**Tabla 3**  
Datos de simulación del circuito de multiplicador o de cascada

Voltaje de entrada $V_{in}(V)$	Corriente $I(\mu A)$	Voltaje de salida $V_0(kV)$
10	0.124523	0.123138
20	0.253108	0.251055
50	0.641621	0.633814
100	1.284	1.27
500	5.858	5.799
1000	11.549	11.472
2000	25.822	25.539
3000	35.346	34.758
4000	41.907	41.788
4500	53.693	57.17
4900	63.267	62.45
5000	64.972	64.347
5500	70.668	70.009

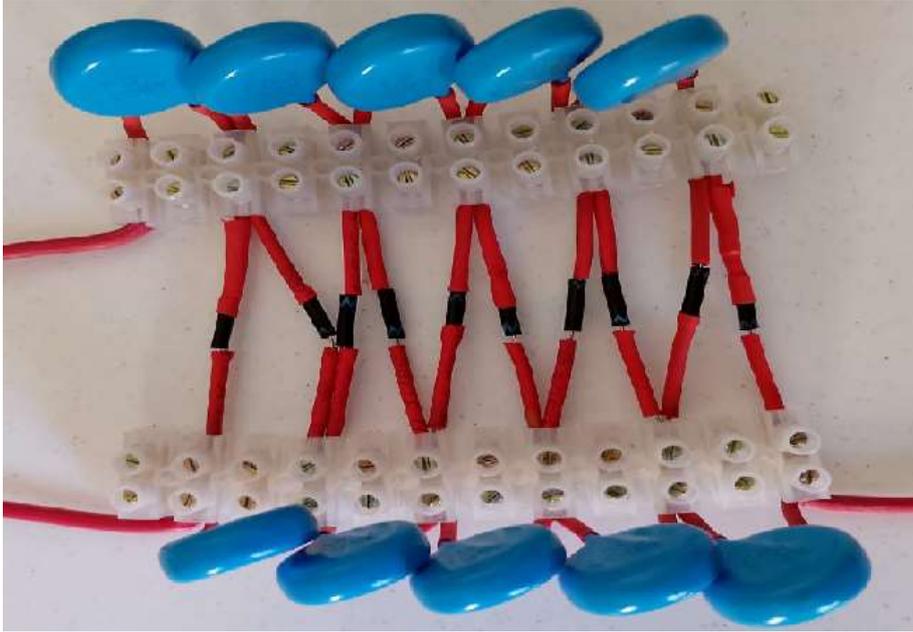
Estos datos obtenidos que se muestra en la tabla nos permitirán construir dicho circuito.

### **3.5.2 construcción experimental del circuito multiplicador o cascada.**

Teniendo el diseño del circuito de multiplicador o de cascada en el simulador con los dispositivos electrónicos como el condensador cerámico 1nF de 20kV y diodo 2CL2FM de alta voltaje 20kV; este circuito se construye experimentalmente para generar un alto voltaje en kV,

Para su funcionamiento del circuito de cascada se requiere una tensión de alimentación aproximadamente 5,5kV (Diaz, 2019). Este circuito se analiza experimentalmente dando el voltaje adecuado hasta su funcionamiento para generar una radiación alta para lograr una imagen de rayos x. este circuito construido se muestra en la figura (15).

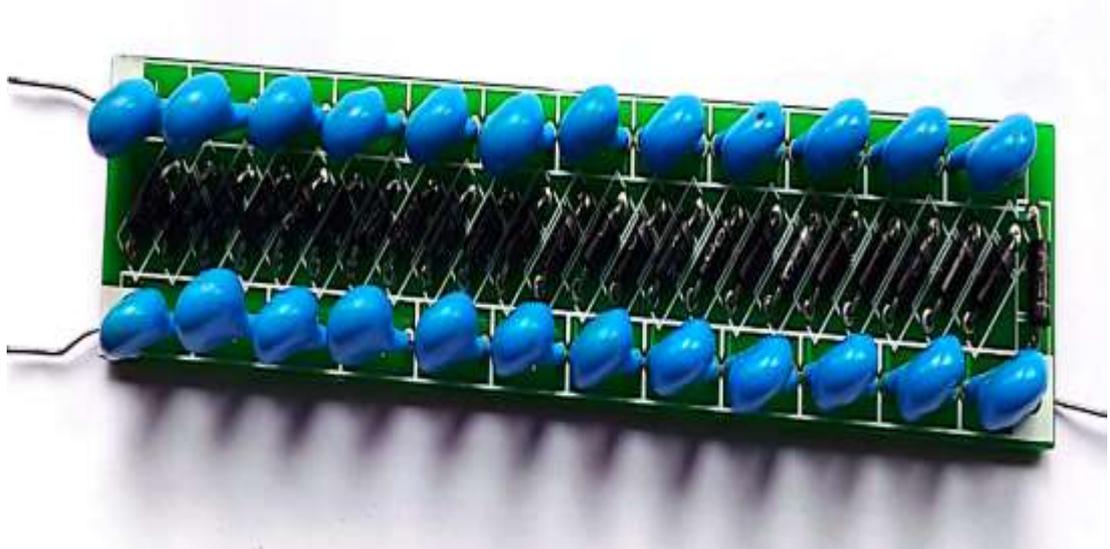
**Figura 15**  
*Circuito de multiplicador o de cascada construido*



También es importante tener cuenta al momento de conectar el circuito multiplicador en la entrada a flyback, tomando en consideración de la salida de flyback que tiene como positivo y negativo normalmente el negativo de salida se encuentra en uno de los pines de flyback.

Una vez ya experimentado se fijan los dispositivos electrónicos en una placa impresa y luego se sueldan con cauterin como muestra en la siguiente figura (16).

**Figura 16**  
*Circuito multiplicador o cascada construido*



### **3.6 Implementación y Acondicionamiento de tubo 2X2A para la generación de radiación.**

Para implementación de una válvula común 2X2A, se requiere conocimiento de sus características de dicha válvula para generación un rayos x, previendo que la radiación que emite es peligrosa para la salud humana en ese sentido se requiere acondicionamiento adecuado según las normas establecidas estándares internacionales.

#### **3.6.1 Válvula termoiónica.**

Una válvula termoiónica, también conocida como tubo de vacío o válvula electrónica, es un dispositivo electrónico que utiliza el principio de emisión termoiónica para controlar el flujo de corriente eléctrica. Consiste en un bulbo de vidrio o metal que contiene un vacío parcial o completo y varios elementos internos, como un cátodo, un ánodo y, en algunos casos, rejillas de control.

La válvula origina de la primera mitad del siglo xx, incluyendo la expansión y comercialización de la radiodifusión, televisión, radar, audio, redes telefónicas, computadoras analógicas y digitales, control industrial, algunas de estas aplicaciones a lo largo de su historia, fueron introducidos muchos tipos de válvulas.

El 2X2A es un tubo rectificador de alto voltaje, cuando se le suministra un voltaje suficientemente alto, también es un tubo de rayos x eficaz. A menos que tenga un suministro capaz de suministrar 50 kV a >100 mA, cualquier voltaje superior a 10 kV producirá rayos x detectables.

Probablemente no sea aconsejable aumentar el voltaje del ánodo muy por encima de 50 kV a menos que sea necesario. La mayor parte de la emisión de rayos x en el tubo 2X2A se produce alrededor de la base de la campana del ánodo.

Esta válvula común 2x2A tiene sus características para su aplicación considerado en (Harrison, Data 1955), está caracterizado con cuatro pines como se observa en el siguiente figura (17).

**Figura 17**  
*Válvula común 2X2A*



Donde

Pin 1: filamento

Pin 2: no conecta iones

Pin 3: no hay conexión

Pin 4: filamento cátodo blindaje

Tapa: ánodo

De esta forma se identifica para la realización de las conexiones.

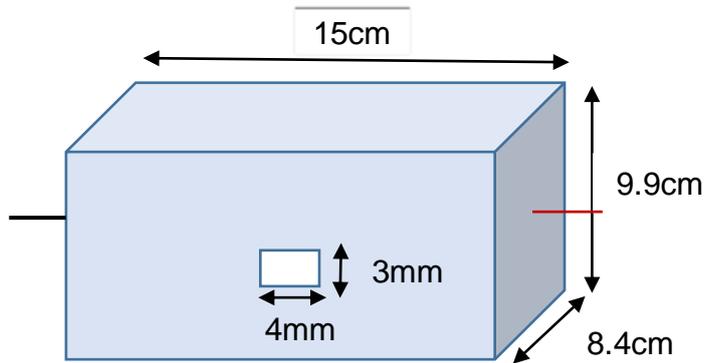
### **3.6.2 Acondicionamiento de tubo vacío.**

En esta etapa de desarrollo, tener materiales adecuados para su mejor funcionamiento y para controlar dicha radiación con precaución.

Identificar los pines de la válvula común 2x2A para su conexión a la fuente de alta tensión en kV, para no dañar la válvula y los elementos de los circuitos existentes para su alimentación de válvula común.

- a) para la protección de radiación se utiliza el plomo, especialmente en donde hay exposición a radiación ionizante como hospitales o en los laboratorios, por esta razón se considera una capa de plomo alrededor del tubo vacío de la válvula común 2x2A a un espesor 5mm para que atenué la radiación generada.
- b) Es necesario diseñar un plano adecuado para acondicionar con sus dimensiones necesarias, para la exposición de válvula y fijar bien los conectores de alta tensión para su mejor funcionamiento como se muestra en la siguiente figura (18), la caja en forma rectángulo cubierta con plomo y con un orificio para la emisión de rayos x.

**Figura 18**  
*Forma de carcasa para diseño*



De la figura mostrada es necesario considerar sus dimensiones, como su dimensión del foco de rayos x una dimensión 3mmx4mm de área para la emisión de los rayos x para su funcionamiento.

### 3.6.2. Calculo de blindaje a válvula 2X2A.

El cálculo de blindaje es importante para la protección radiológica que genera la radiación como la válvula 2X2A, el objetivo del cálculo es dar una precisión para que la radiación ionizante no afecte al alrededor de dicha fuente y es necesario el blindaje para determinar el espesor de la barrera para reducir el kerma o la radiación generada por el tubo de rayos x que reduzca en el espacio ocupado sea menor P/T.

a) La transmisión de un haz conocido como barrera ( $B_x$ ), está definida como la relación de Kerma de aire que está detrás de una barrera de espesor "x" al Kerma en el aire, la función de transmisión de haz por la barrera dado como muestra la siguiente ecuación (10).

$$B(x) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{K^1 N} (mm) \quad (10)$$

Donde,

d: es la distancia del fuente al individuo que se encuentra (m).

$k^1$ : es la kerma del aire ( $\frac{mGy}{paciente}$ )

N: el numero esperado de pacientes al examinar.

P: diseño de blindaje del objeto ( $\frac{mGy}{semana}$ )

T: factor de ocupación

Sus valores se encuentran en la referencia NCRP (Baylor, 2004)

- b) Por otra parte es necesario considerar algunas características para el blindaje del tubo que genera rayos x, en este caso nos permite determinar el espesor de blindaje para la atenuación del haz, la siguiente ecuación (11) o modelo matemático nos permite calcular algebraicamente.

$$x_{barrera} = \frac{1}{\alpha\gamma} \text{Ln} \left[ \frac{\left(\frac{NTK^1}{Pa^2}\right)^{\gamma+\frac{\beta}{\alpha}}}{1+\frac{\beta}{\alpha}} \right] (mm) \quad (11)$$

De esta ecuación es necesario identificar algunos parámetros como ( $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$ ), este parámetro depende del tipo del material de barrera que ya está determinado los valores en el informe NCRP (Baylor, 2004), es importante para realizar el cálculo del espesor de barrera.

Para realizar ajustes de transmisión de haces generado por rayos x primarios amplios para diferentes valores de voltaje kV se considera un material plomo para la atenuación de la radiación que se muestra en la tabla (4).

**Tabla 4**  
Valores constantes de ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) para el plomo

kV	$\alpha(mm^{-1})$	$\beta(mm^{-1})$	$\gamma$
25	$4.952 \times 10^1$	$1.940 \times 10^2$	$3.037 \times 10^{-1}$
30	$3.880 \times 10^1$	$1.780 \times 10^2$	$3.473 \times 10^{-1}$
35	$2.955 \times 10^1$	$1.647 \times 10^2$	$3.948 \times 10^{-1}$
40			
45			
50	8.801	$2.728 \times 10^1$	$2.957 \times 10^{-1}$
55	7.839	$2.592 \times 10^1$	$3.499 \times 10^{-1}$
60	6.951	$2.489 \times 10^1$	$4.198 \times 10^{-1}$
65	6.130	$2.409 \times 10^1$	$5.019 \times 10^{-1}$
70	5.369	$2.349 \times 10^1$	$5.881 \times 10^{-1}$
75	4.666	$2.269 \times 10^1$	$6.618 \times 10^{-1}$
80	4.040	$2.169 \times 10^1$	$7.187 \times 10^{-1}$
85	3.504	$2.037 \times 10^1$	$7.550 \times 10^{-1}$
90	3.067	$1.883 \times 10^1$	$7.726 \times 10^{-1}$
95	2.731	$1.707 \times 10^1$	$7.714 \times 10^{-1}$
100	2.500	$1.528 \times 10^1$	$7.557 \times 10^{-1}$
105	2.365	$1.341 \times 10^1$	$7.239 \times 10^{-1}$
110	2.296	$1.170 \times 10^1$	$6.827 \times 10^{-1}$
115	2.265	$1.021 \times 10^1$	$6.363 \times 10^{-1}$
120	2.246	8.950	$5.873 \times 10^{-1}$
125	2.219	7.923	$5.386 \times 10^{-1}$
130	2.170	7.094	$4.909 \times 10^{-1}$
135	2.102	6.450	$4.469 \times 10^{-1}$
140	2.009	5.916	$4.018 \times 10^{-1}$
145	1.895	5.498	$3.580 \times 10^{-1}$
150	1.757	5.177	$3.156 \times 10^{-1}$

**Nota:** estos valores constantes para el cálculo es extraído NCRP (Baylor, 2004).

### 3.6.3 Diseño y construcción de carcasa o sarcófago para la válvula común 2x2A.

Para la protección de la radiación ionizante se ha realizado los siguientes procedimientos.

**Primero:** se prepara la arcilla para diseñar un molde de acuerdo a las medidas mencionadas para el sarcófago.

**Segundo:** en esta parte se diluye plomo a alta temperatura hasta que se encuentre en su estado líquido y una vez de que el plomo se encuentre en su estado líquido se echa al molde diseñado con precisión y minimizando el tiempo para su mejor diseño requerido como muestra en la siguiente figura (19), un sarcófago obtenido.

**Figura 19**

*Sarcófago para atenuación de radiación ionizante de plomo*



**Nota:** protección de radiación ionizante

#### 3.6.4. Exposición de válvula común 2X2A en sarcófago.

- a) **Identificar la válvula 2x2A:** en esta etapa primero se reconoce cátodo y ánodo para la conexión con alto voltaje en kV para generar una radiación ionizante. Una vez identificado la válvula se encapsula en un sarcófago construido con capa de plomo para su atenuación de la radiación ionizante para prever la contaminación de dicha radiación alrededor de dicho foco como muestra en la siguiente figura (20).

#### **Figura 20**

*Válvula con su ánodo y catodo*



Este válvula común 2X2A es bajo costo de otros tubos de rayos x existentes, y sus características se encuentra en su data sheet en anexo.

#### **3.7 Diseño de módulo de rayos**

**Para a protección radiológica es importante cumplir las normas estándares internacionales, la comisión Internacional de Protección**

**Radiológica (ICRP), reconstituida con este nombre en 1950 sobre las bases de una comisión análoga fundada en 1928, surge con el objetivo de establecer una filosofía de la protección radiológica fundamentada en los conocimientos científicos sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes (Mercedes, 2010)**

### **3.7.1 Modulo de sistema de rayos x**

El plano isométrico de sistema de rayos x, es importante tener algunas consideraciones para la exposición y controlar algunas medidas con precisión de acuerdo a la necesidad requerida al momento de tomar la radiografía para obtener una imagen adecuada, este módulo nos representa en la siguiente figura (21).

Figura 21  
Plano isometrico de sistema de rayos x

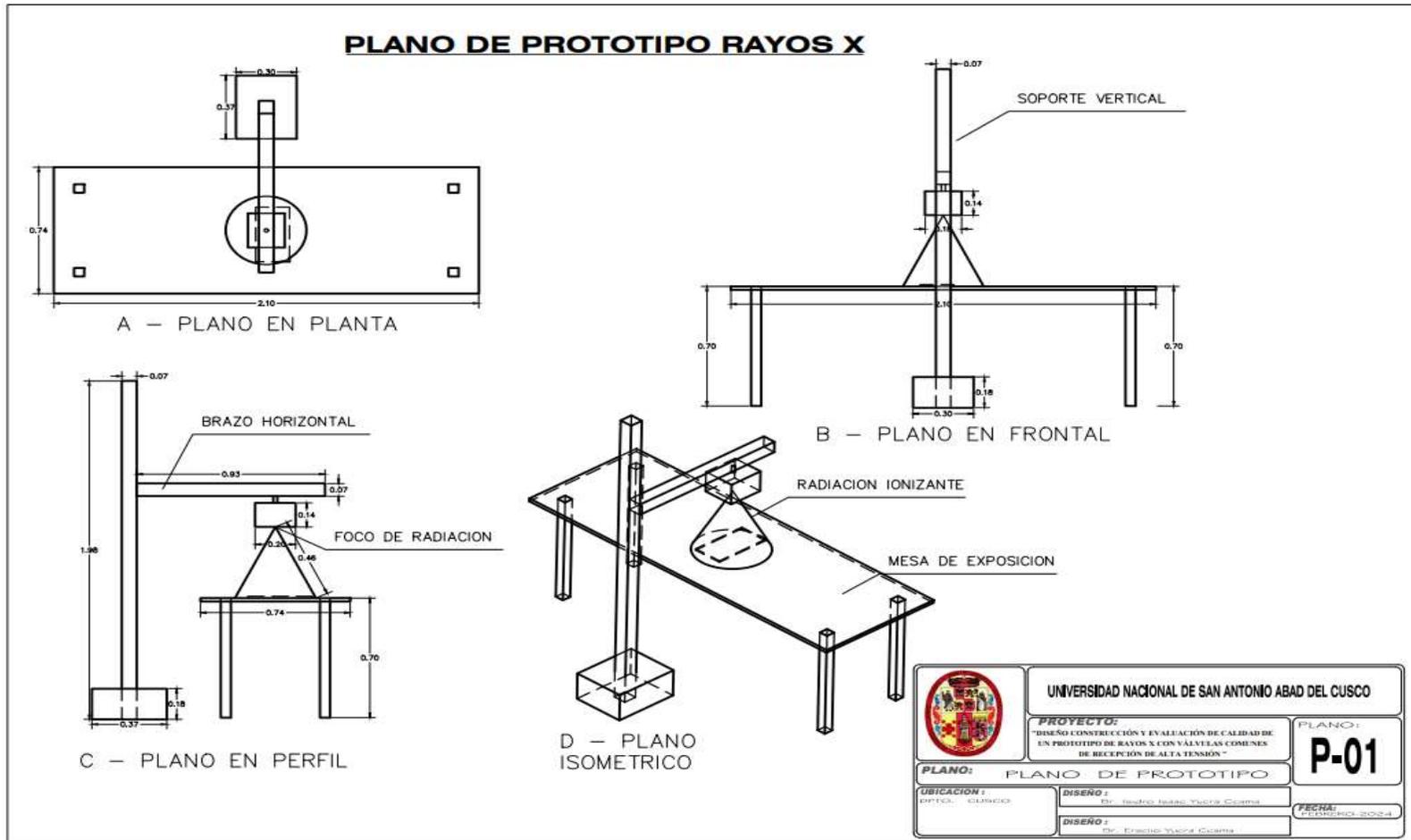


Figura (21-a): este plano es de prototipo de rayos x.



Estas figuras representa el módulo de rayos x, es necesario aclarar de sus medidas; la medida 0.24 m es para que se mueve el colimador de haz en horizontal y la medida 0.67 m es para que se mueve el colimador de haz en vertical, esto nos permite acercarnos o alejarnos del objeto que se desea tomar una imagen con la radiación generada para obtener una imagen adecuada.

a) Construcción mecánica del módulo: teniendo el plano isométrico se construye utilizando los materiales adecuados como el tubo de hierro para fijar adecuadamente la caja de donde se generará una radiación ionizante por la válvula 2X2A, como muestra en la figura (22). Para una conexión adecuada.

**Figura 22**  
*Modulo mecánico construido*



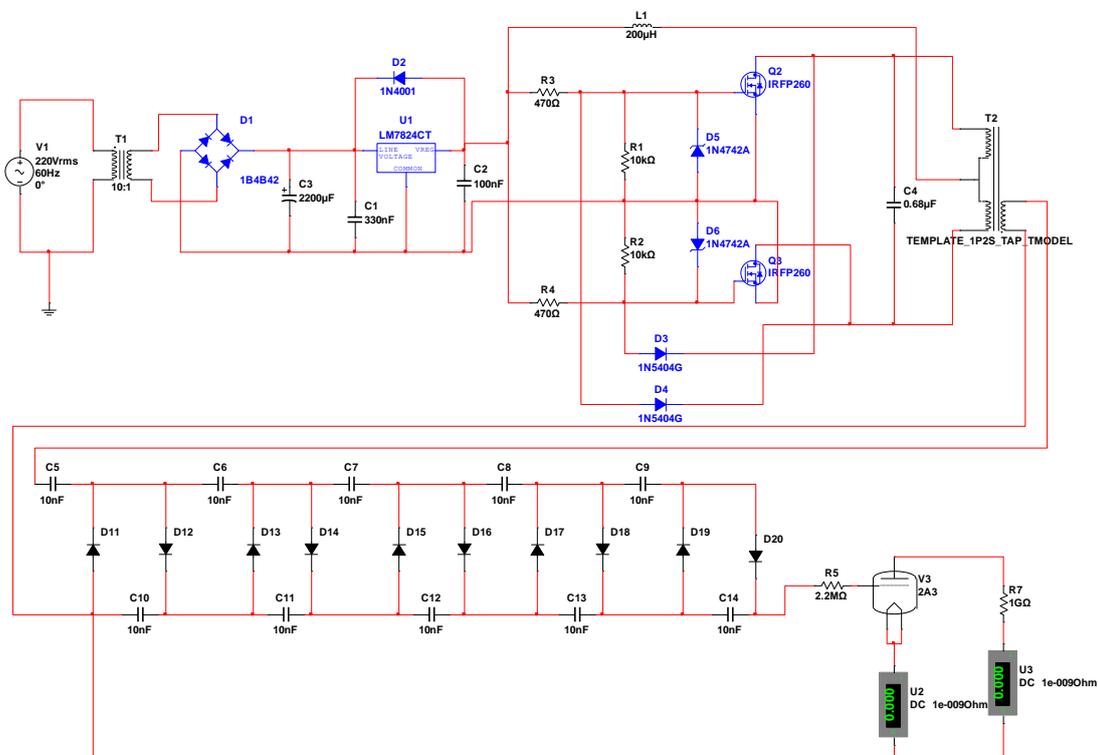
### 3.8 Instalación general del prototipo de rayos x

Para la conexión de sus partes ya construidos se requiere realizar paso a paso cuidadosamente como se desarrolla detalladamente.

#### 3.8.1 Diseño de circuito del prototipo.

El diseño del prototipo del circuito, se realiza agrupando los circuitos diseñados por etapas; éstos circuitos nos representa en la siguiente figura (23) con sus elementos necesarios para su funcionamiento adecuado, este circuito nos ayuda para realizar las conexiones de dicho prototipo.

**Figura 23**  
*Circuito prototipo de rayos x*



Teniendo el diseño del circuito prototipo se realiza experimentalmente con los dispositivos electrónicos requeridos para luego construir dicho

circuito en una placa y fijar dichos dispositivos, también es importante resaltar de los dispositivos electrónicos que debe ser adecuadamente aislada para prever algún corto circuito que puedes ocurrir durante su funcionamiento.

### 3.8.3 Interruptor o botón.

La importancia del interruptor en el experimento se considera inicialmente para controlar la tensión de voltaje que ingresa al prototipo de rayos x. Es un pulsador botón de tipo ZB2-BE101C, este pulsador principalmente se utilizan en las industrias donde se requiere un control adecuado requerido, este es un bloque de contacto de la serie harmony XB2 de Schneider eléctrica. La utilización del pulsador es para realizar una combinación de contactos con otros dispositivos eléctricos, este pulsador de botón de control se muestra en la figura (24).

**Figura 24**  
*Pulsador botón de control*



Este pulsador cumple ciertas características para su funcionamiento, en la configuración normalmente abierto NO o NA con corriente nominal de 10A y con una tensión de voltaje 600V a 6kV en AC/CC.

### 3.8.4 Fuente de alimentación.

La fuente de alimentación requerida para la alimentación del circuito de rayos x. es una fuente de alta potencia de tipo donde la entrada es 220V en AC y la salida de para la alimentación del circuito ZVS es de 24 DC. Esta fuente se muestra en la siguiente figura (25).

**Figura 25**  
*Fuente de alimentación de 24V en DC*

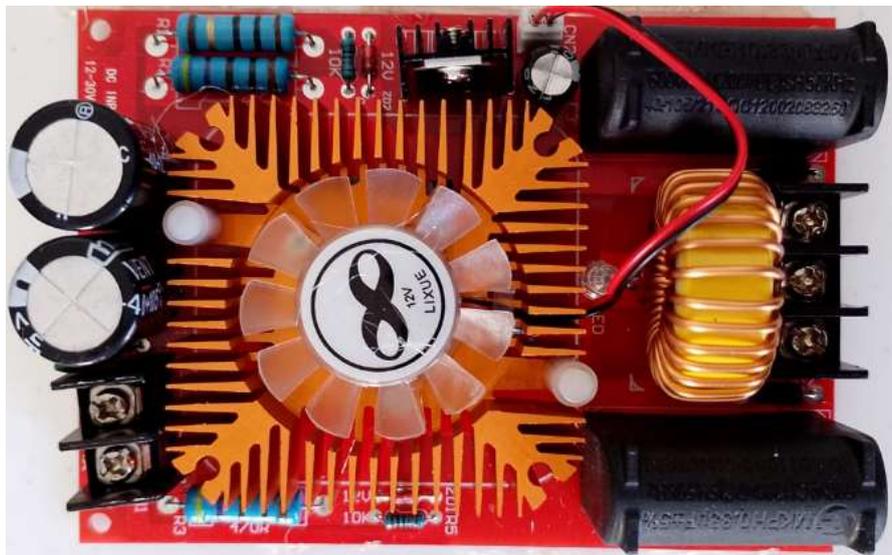


Esta fuente tiene una voltaje de salida en DC, 24.5 voltios, una corriente de 0.7amperios y su potencia es de 17.15 watt, estos datos es medida experimental.

### 3.8.5. Circuito ZVS construido.

Este circuito es un conmutador de cero, se requiere una alimentación de 12V a 30V en DC para su funcionamiento adecuado para no afectar a sus elementos del circuito a los dispositivos electrónicos, una vez diseñado dicho circuito los elementos del circuito se fijan en una placa para su mejor funcionamiento del dicho circuito como se aprecia en la siguiente figura (26).

**Figura 26**  
*Diseño y construcción del circuito ZVS*



Este circuito ZVS construido es para la alimentación un transformador flyback,

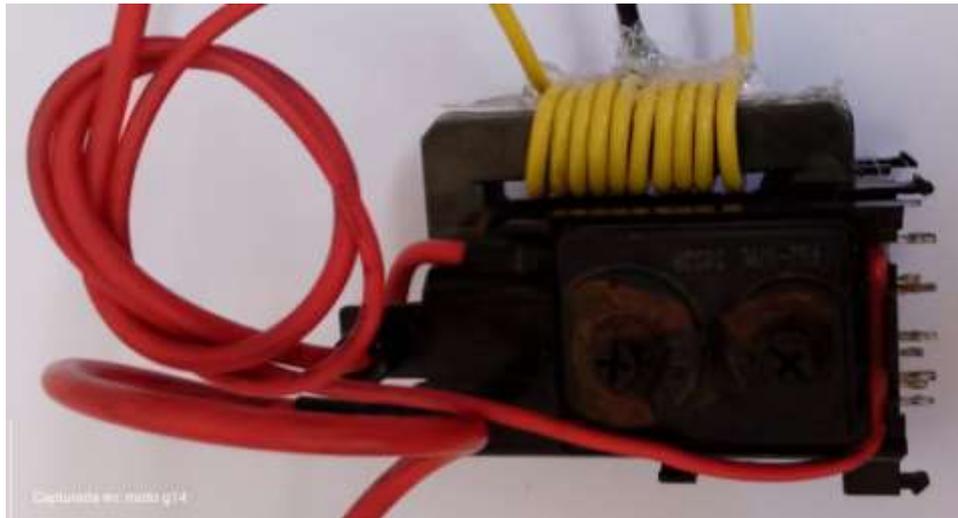
### 3.8.6 Transformador flyback utilizado.

Para su funcionamiento se devana al núcleo de ferrita con cinco vueltas de un extremo hasta a derivación central y al otro extremo también el mismo número de vueltas, para la generación de alto voltaje se conectara como la alimentación a los extremos y a derivación central de

esa forma se obtiene una tensión de salida en kV, como se observa en la siguiente figura (27).

**Figura 27**

*Transformador flyback con devanado*



La tensión de salida de flyback depende de número de los devanados en la alimentación para generar una tensión adecuado en kV en la salida. Esta tensión se mide con un voltímetro analógico de rango de 100V a 4kV como se muestra en la siguiente figura (28), experimentalmente se mide en la salida para diferentes de numero de devanados hasta obtener valor aproximado lo que se requiere.

**Figura 28**  
*Voltímetro analógico DC*



Este voltímetro mide la respuesta de voltaje en la salida de flyback.

- a) **Medida de corriente:** para realizar la medida de corriente en mA con que está generando rayos x, se conecta paralelo válvula común en paralelo, con circuito conectado resistencia y amperímetro en micro amperios como muestra en la figura (29).

**Figura 29**  
*Amperímetro en escala micro amperio*



Por otra parte se conecta un amperímetro en mili amperios en serie con válvula común para medir el corriente que circula como muestra en la siguiente figura (30).

**Figura 30**  
*Amperímetro analógico en escala miliamperios*

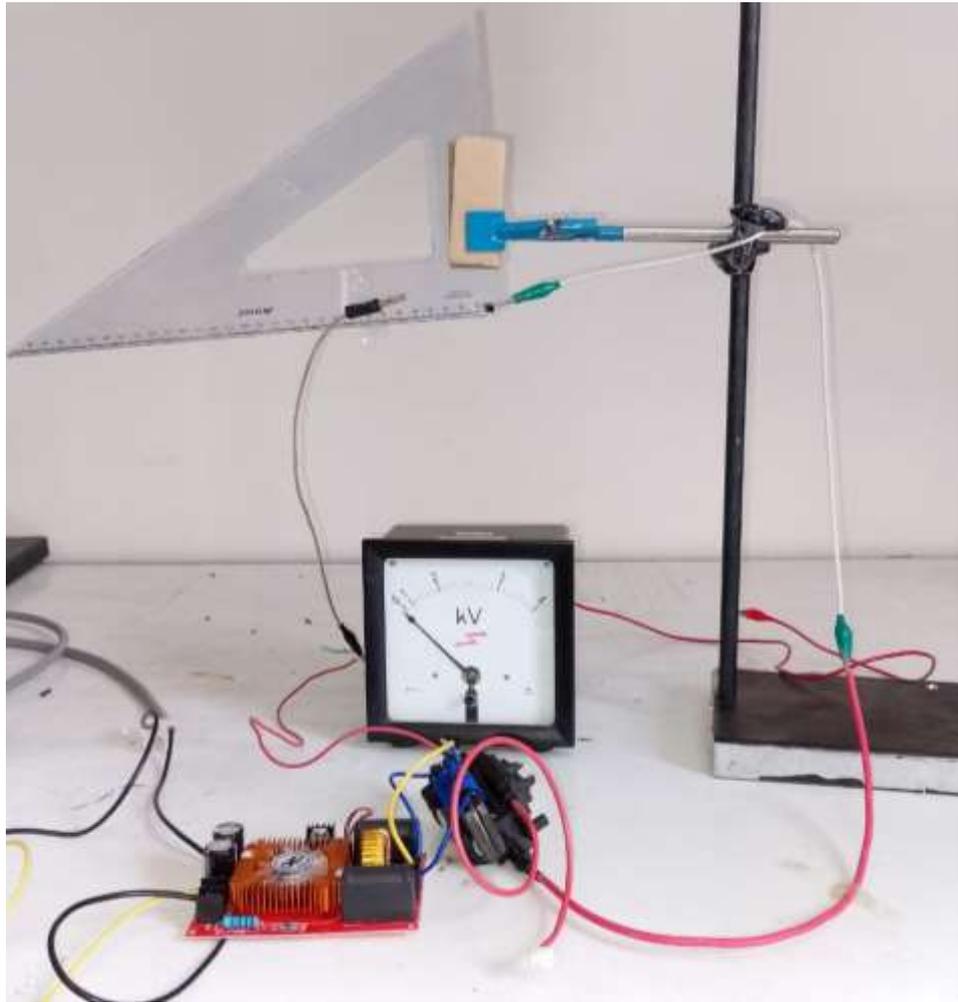


b) **Voltaje**

**experimental versus longitud de arco.** Teniendo transformador de flayback, se ha experimentado para diferente número de devanados, luego se obtiene el voltaje en kV y longitud de arco en centímetros, formado por alta tensión.

Experimentalmente se ha montado como muestra en la figura (31).

**Figura 31**  
*Montaje experimental para medir longitud de arco*



Del circuito montado se obtiene los datos experimentales en la tabla N° (5).

**Tabla 5**  
*Dattos experimentales voltaje longitud de arco*

<b>N° devanado</b>	<b>Longitud de arco (mm)</b>	<b>Voltaje (kV)</b>
3	5.5	4.5
4	4.5	3.2
5	3	1.9
6	2	1

### **3.8.7 Acondicionamiento válvula común 2X2A.**

Al momento de realizar acondicionamiento del foco que genera una radiación ionizante contaminante peligrosa, por esta razón se encapsula en un sarcófago de plomo para evitar la contaminación a su alrededor.

Este sarcófago se pone en el sistema diseñado para su utilización adecuado para la toma de rayos x, por otra parte este sistema debe estar a una distancia aislada para no afectar componentes del módulo construido.

### **3.8.8 Conexión de circuitos para generar rayos x.**

En la conexión eléctrica, primero para su mejor control se requiere un termomagnético luego se conecta al botón de control a una distancia adecuada para su control de tiempo durante la radiación, este botón de control se conecta a una fuente de 24V DC, esta fuente es importante para alimentar al circuito ZVS para su funcionamiento este circuito tiene una salida con tres puntos de conmutador para alimentar a un transformador flyback, esta flyback con una alimentación de 24V DC generara una tensión de salida alto voltaje en kV es necesario identificar positivo y negativo usando el voltímetro, luego se conecta al circuito de multiplicador o cascada para generar alto voltaje aproximadamente 60kV en la salida para generar una radiación rayos x, de esta salida se conecta al circuito construido para sus medidas de corriente y tensión de voltaje en la generación de rayos x con válvula común.

### **3.9 Generalidad de exposición de rayos x.**

En aspectos generales para la exposición de rayos x, es importante considerar para la protección de las personas que se exponen como personal que manipula el equipo de rayos x, por otra parte para proteger a las personas que no estén involucrados.

- a) Área de trabajo:** el área es un ambiente designado para la exposición de equipo de rayos x, para la manipulación del personal instruida en la radiología y estas ambientes están limitados a las personas no autorizadas para su cuidado de la radiación ionizante.
  
- b) Condiciones de exposición:** las condiciones para la exposición en el área que se encuentra el equipo de rayos x, es necesario que realice la supervisión el personal autorizado para realizar el monitoreo y su funcionamiento adecuado, además el personal debe estar con sus implementos necesarios adecuados para que no afecte la radiación.

### **3.10. Revelado la película de rayos x.**

En esta parte final el revelado de la película de rayos x, se realiza con un procedimiento adecuado y con los materiales necesarios para su revelado que a continuación se detalla.

#### **3.10.1 Caja reveladora de imagen de rayos X.**

Una caja reveladora de imagen de rayos es un dispositivo que se utiliza en radiografía para visualizar y examinar las imágenes capturadas en películas radiográficas o placas de imagen. Esta caja se fabrica con materiales que bloquean la luz externa. La superficie superior de la caja

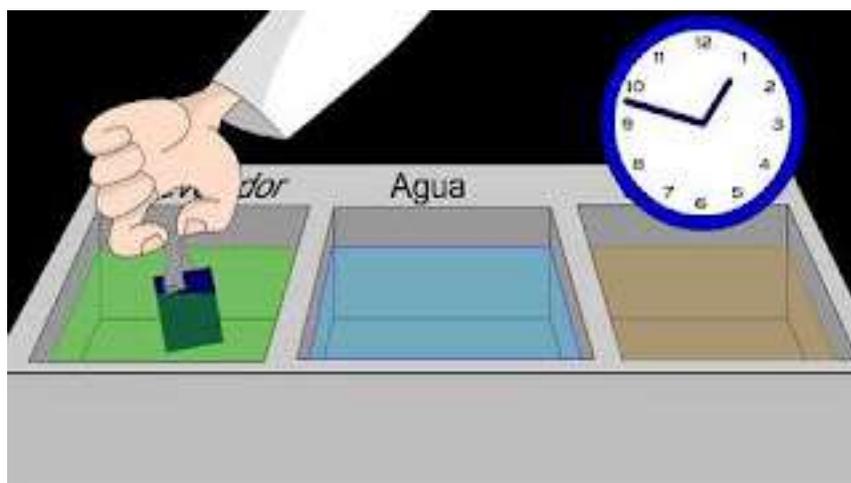
está hecha de un material translúcido que permite la visualización de las imágenes radiográficas con claridad.

Cuando se coloca una película o placa de imagen de rayos en la caja, se enciende la luz interna. Esta luz atraviesa la película o placa, revelando las estructuras anatómicas y las posibles anomalías presentes en la imagen.

La caja reveladora proporciona un entorno óptimo para la visualización de las imágenes radiográficas, lo que permite a los radiólogos y otros profesionales de la salud interpretar con precisión las imágenes y realizar diagnósticos.

Una caja reveladora de imagen de rayos x como se observa en la figura (32), es un componente esencial en el proceso de diagnóstico por imágenes radiográficas, proporcionando una iluminación adecuada para la visualización y análisis de las imágenes capturadas.

**Figura 32**  
*Caja reveladora de rayos x*



Nota: caja reveladora de placa rayos x  
(<https://maresmonicarx.blogspot.com/p/u3.html>)

### 3.10.2 Los líquidos reveladores de imágenes de rayos X.

Son sustancias químicas que utilizan en el proceso de revelado de películas radiográficas. Estos líquidos son parte crucial del proceso en radiografía, donde transforman las imágenes latentes en la película en imágenes visibles que muestran estructuras anatómicas y posibles patologías. Es importante describir sobre los líquidos reveladores.

- a) **Revelador:** El revelador es el primer líquido que se aplica a la película radiográfica después de la exposición a los rayos x. Contiene agentes químicos, como hidroquinona o fenidona, que reducen los granos de haluro de plata en la emulsión de la película, formando partículas de plata metálica negro que componen la imagen latente. Este proceso es esencial para convertir la exposición de rayos x en una imagen visible.
- b) **Fijador:** Después de pasar por el revelador, la película todavía contiene granos de haluro de plata no expuestos. El fijador es el segundo líquido utilizado en el proceso de revelado. Contiene compuestos, como tiosulfato de sodio, que eliminan los granos no expuestos de la película. Esto fija la imagen en la película y evita que se borre durante la manipulación posterior.
- c) **Lavado:** Una vez que la imagen está fijada en la película, se lava con agua para eliminar los residuos de revelador y fijador. Esto ayuda a prevenir la decoloración de la imagen con el tiempo y asegura que la película esté limpia antes de su secado y almacenamiento.

Los líquidos reveladores de imágenes de rayos x son críticos para obtener imágenes radiográficas de alta calidad y precisión en el diagnóstico médico. La selección y el uso adecuado de estos líquidos son aspectos fundamentales del proceso de revelado radiográfico

### **3.11 Placa de rayos x.**

Para la toma de rayos x; el proceso de tomar una radiografía con rayos X requiere sigue un conjunto de procedimientos que aseguran la obtención de una imagen clara y precisa, al mismo tiempo que se minimiza la exposición del paciente a la radiación.

#### **a) Preparación de la muestra.**

Una muestra se prepara, para una posición a la radiación ionizante generada por el prototipo de rayos x; al momento de exponer la muestra es necesario el área deseada de la muestra para su incidencia de radiación. Es importante considerar los conceptos físicos de que el área será incidida proporcional al cuadrado de la distancia del foco a la muestra.

En el caso de un paciente debe quitarse cualquier metálico como las joyas, gafas, cinturones otros existentes estos metales pueden alterar al momento de la toma de imagines. Ubicar mejor posicionamiento el cuerpo según el área del cuerpo al examinar el paciente se exponer como de pie, de costado o echado para la toma de radiografía.

**b) Ajuste de la máquina de rayos x.**

Exponer adecuadamente el equipo de rayos x entre paciente y el área a examinar para tomar la mejor imagen. El radiólogo o técnico debe dar una dosis adecuada según sea el caso del paciente que requiere la radiación según el estudio, los rayos x atraviesa el cuerpo y son absorbidos de manera diferente por los tejidos al generar la imagen.

**c) Toma de la imagen.**

La máquina de rayos x emite una radiación en un tiempo determinado un pulso que lo atravesará al cuerpo expuesto a dicho radiación, las estructuras densas, como los huesos, bloquean más rayos x y aparecen blancas en la imagen, mientras que los tejidos blandos aparecen en tonos más oscuros. Durante el disparo de rayos x, se indica al paciente que permanezca quieto, y en algunos casos, que contenga la respiración para evitar el movimiento para obtener una imagen más clara para su diagnóstico.

**d) Análisis de imagen.**

Una vez tomada la radiografía, el técnico verifica que la imagen es clara y tiene la calidad suficiente para el diagnóstico. El radiólogo o un médico especializado en interpretar imágenes médicas, revisará la placa de rayos x y emitirá un informe con el diagnóstico.

### **3.12 Modulo final de rayos x.**

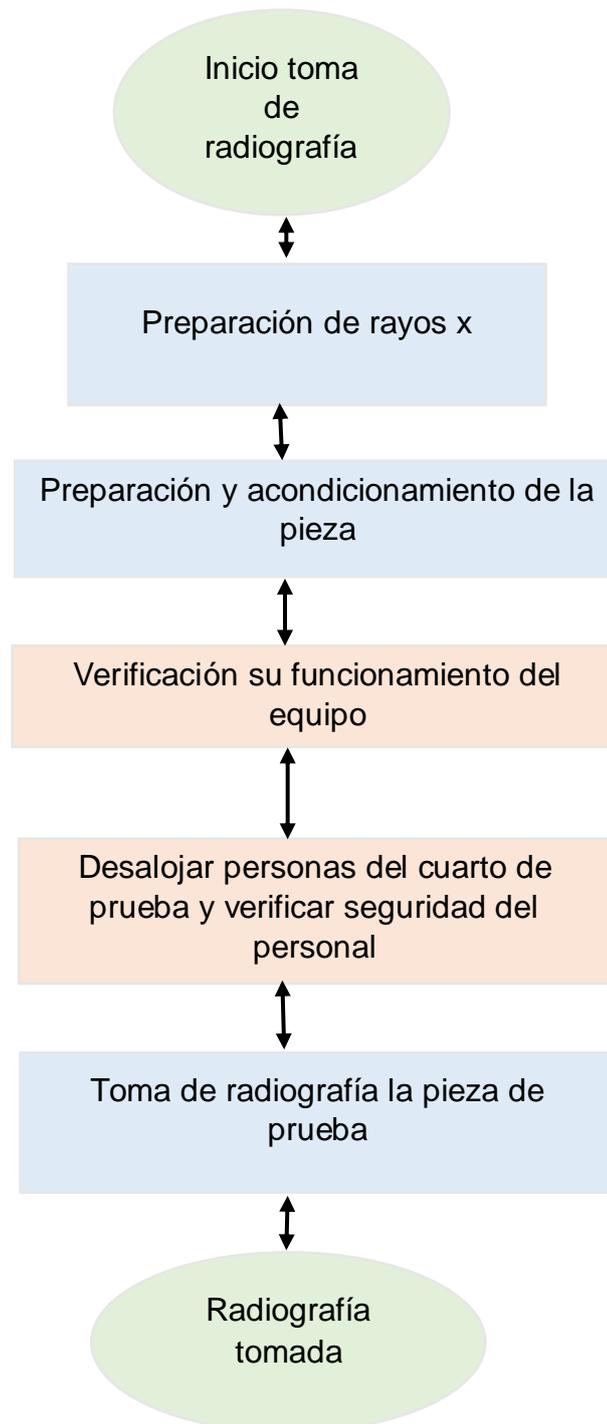
El **funcionamiento de los rayos x** se basa en la generación de radiación ionizante de alta energía que puede atravesar materiales, incluidos los tejidos del cuerpo humano. Esta propiedad hace que los rayos x sean ideales para la obtención de imágenes del interior del cuerpo.

Este módulo prototipo construido de rayos x en el laboratorio de física no permitirá a realizar toma de imágenes para análisis requerido.

#### **3.12.1 Diagrama de flujo Radiográfico**

Este diagrama es una representación que visualiza los pasos secuenciales necesarios para realizar un proceso para la toma de radiografías. Este diagrama ayuda en la planificación, ejecución, y evaluación del estudio radiográfico, incluyendo la preparación del paciente, la toma de imágenes y su posterior interpretación presenta en la siguiente figura (33).

**Figura 33**  
*Diagrama de flujo para radiografía*



## CAPITULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE ANALISIS

En este capítulo se presentaran los resultados y sus respectivos análisis obtenidos en el desarrollo de proyecto de tesis y así mismo se analizaran los datos obtenidos en el desarrollo.

### 4.1 Resultados y discusiones.

#### 4.1.1 Resultado de simulación de la experimentación de del circuito

**ZVS.**

- a) simulación de circuito zvs visto en la parte metodológica tenemos los siguientes resultados para su análisis los valores obtenidos como la respuesta eléctrica de los voltajes como conmutadores en la tabla (1).

**Tabla 1**

*Datos de simulacion del circuito ZVS*

<i>Voltaje de alimentación (V)</i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_1(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador <math>V_2(V)</math></i>	<i>Voltaje conmutador a cero <math>V_3(mV)</math></i>
1	0.9	1.037	0.0086
2	1.750	2.022	0.01744
3	2.496	3.039	0.02326
4	3.545	4.000	0.19
5	4.450	4.960	0.5
6	5.400	5.970	0.5
7	6.29	6.910	0.6
8	7.20	7.86	0.7
9	8.21	8.93	0.8
10	9.13	9.89	0.9
11	10.09	10.90	0.9
12	11.00	11.84	1
13	11.55	12.81	1.2
14	11.62	13.81	1.3
15	11.67	14.81	1.3
16	11.72	15.79	1.4
17	11.76	16.73	1.6
18	11.80	17.76	1.7
19	11.84	18.75	1.8
20	11.87	19.73	1.9

b) Los valores obtenidos experimentalmente del circuito zvs, se muestra en la siguiente tabla (2). Como la respuesta de tensión de voltaje en la salida.

**Tabla 2**

Datos experimentales del circuito ZVS

<b><i>Voltaje de alimentación (V)</i></b>	<b><i>Voltaje conmutador a cero <math>V_1(V)</math></i></b>	<b><i>Voltaje conmutador <math>V_2(V)</math></i></b>	<b><i>Voltaje conmutador a cero <math>V_3(mV)</math></i></b>
1	0.811	1.023	0.00806
2	1.746	2.045	0.1738
3	2.486	3.031	0.2317
4	3.521	3.98	11.8
5	4.38	4.88	26.1
6	5.30	5.86	30.7
7	6.31	6.92	39.4
8	7.19	7.86	47.4
9	8.15	8.86	54.3
10	9.06	9.82	59.2
11	10.06	10.87	59.9
12	10.99	11.86	62.8
13	11.59	12.83	69.6
14	11.67	13.78	74.0
15	11.73	14.82	77.5
16	11.77	15.79	85.4
17	11.81	16.73	91.1
18	11.86	17.87	96.4
19	11.89	18.70	100.6
20	11.93	19.71	102.4
21	11.97	20.72	104.4
22	12.01	21.72	109.6
23	12.06	22.67	113.7
24	12.10	23.67	118.1

Analizásemos las dos tablas y se observa que no hay mucha variación entre los resultados de los voltajes obtenidos como la respuesta para su mejor funcionamiento.

#### 4.1.2 Resultados del circuito multiplicado de cascada

El resultado obtenido por el simulador para diferentes voltajes dados en la entrada, la corriente y la tensión de salida como muestra en la tabla (3).

**Tabla 3**

*Datos de simulación del circuito de multiplicador o de cascada*

Voltaje de entrada $V_{in}(V)$	Corriente $I(\mu A)$	Voltaje de salida $V_0(kV)$
10	0.124523	0.123138
20	0.253108	0.251055
50	0.641621	0.633814
100	1.284	1.27
500	5.858	5.799
1000	11.549	11.472
2000	25.822	25.539
3000	35.346	34.758
4000	41.907	41.788
4500	53.693	57.17
4900	63.267	62.45
5000	64.972	64.347
5500	70.668	70.009

Las corrientes están en microamperios y los voltajes son elevados en orden kilo voltaje, este resultado nos permitió construir un circuito multiplicador de alto voltaje o cascada

#### 4.1.3 Arco de voltaje:

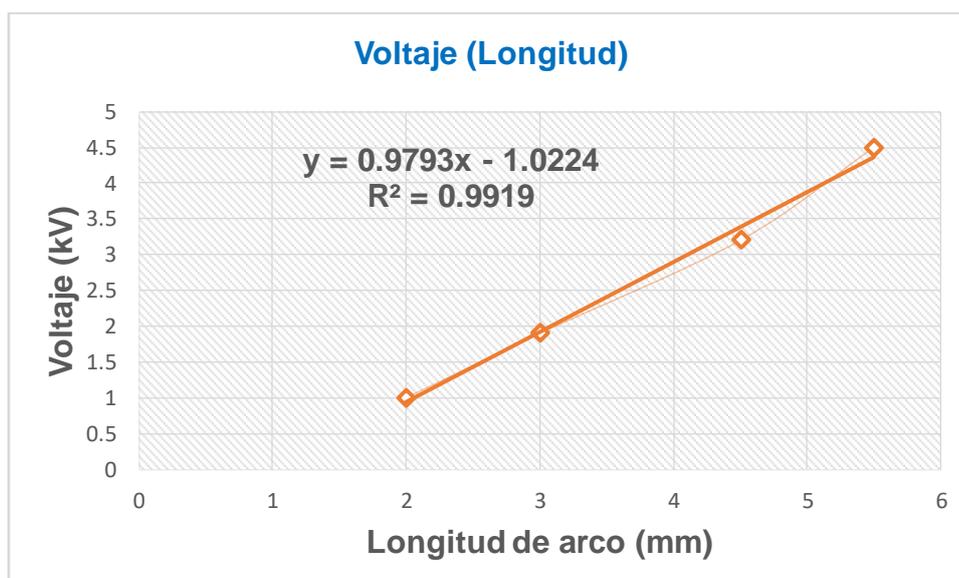
El resultado fue experimentado para buscar una correlación voltaje versus longitud de arco generado que muestra en la tabla (5).

**Tabla 5**  
*Tabla de voltaje y longitud de arco*

N° de espiras	Longitud de arco(mm)	Voltaje (kV)
3	5.5	4.5
4	4.5	3.2
5	3	1.9
6	2	1

Para analizar se realiza un gráfico, voltaje en función de longitud de arco que se muestra en el grafico N° (34).

**Figura 34**  
*Voltaje en funcion de longitud de arco*



En este gráfico su correlación se ajusta a una curva lineal con sus parámetros respectivos.

## 4.2 Resultado del diseño del prototipo

### 4.2.1 Resultado del módulo según los planos

Para la instalación del prototipo de rayos x, en primer lugar se ha realizado el acondicionamiento sus partes según el plano diseñado, este resultado se muestra en la siguiente figura (35).

**Figura 35**  
*Modulo prototipo diseñado*



Este módulo es diseñado según el desarrollo en la metodología con todas sus partes para generar el prototipo de rayos x, sus partes son fundamentales para su funcionamiento de la radiación ionizante. En esta Parte es necesario considerar la exposición del objeto a una distancia para considerar área de exposición que se considera en la siguiente tabla (6).

**Tabla 6**  
*Determinacion de area para exposicion del objeto*

Distancia de colimador al objeto (cm)	Lado por ancho (cm)	Área(cm <sup>2</sup> )
49	22*28	616
41.5	19.5*24	468
33.5	16.5*20	330
25	13.1*16	209.6
17.7	10.4*12	124.8
12	8.8*9.5	83.6
5	5.5*5.8	31.9

## **CAPITULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

### **Conclusiones**

Es importante resaltar, que se ha logrado el objetivo general planteado. Diseñar construir y evaluar la calidad de un prototipo de rayos x con válvulas comunes 2X2A de alta tensión su funcionamiento del tubo de rayos x el cual. El objetivo de esta investigación contribuirá a una mejora en el acceso del manejo de los rayos x y su dosimetría en áreas con recursos limitados, ofreciendo una opción más asequible y accesible en el laboratorio de física, así mismo ayudara a los estudiantes de física en su formación profesional el área física médica.

1. El primer objetivo trazado fue condicionar el circuito eléctrico y electrónico de alta tensión en kV para la válvula común generación de rayos x y se ha logrado construir un sarcófago para tubo de rayos x.
2. Se ha logrado diseñar el prototipo generador de rayos x que integre válvulas comunes de recepción de alta tensión en kV.
3. Una vez teniendo el módulo de prototipo también se podrá obtener una imagen radiográfica con la fuente de rayos x para su evaluación de dicha fuente de manera cualitativa.

## **Recomendaciones.**

Las recomendaciones están orientadas a la mejora de este trabajo desarrollado en la implementación del prototipo de rayos x. Aquí lo mencionare algunos importantes a considerar.

Es necesario involucrarse sobre la radiación ionizante antes de construir el prototipo de rayos x, por otra parte es necesario tener conocimiento sobre la seguridad y protocolos de electricidad para la manipulación del prototipo, además de contar con los equipos de protección personal (EPP), reglamentados en el apéndice y tener conocimiento de las normas establecidas por la Comunidad Internacional de Protección Radiológica.

Con el prototipo de rayos x construido, se puede dar uso en diferentes aplicaciones como es hospitales, aeropuertos, control de calidad de alimentos, industrias, minería, etc.

## Bibliografía

- Angel, M. E. (2002). caracterizacion de difraccion de rayos x. En M. E. Angel, *caracterizacion de difraccion de rayos x* (pág. 14). Madrid: Universidad Complutense de Madrid.
- Baylor, B. R. (2004). *Informe NCRP No. 147*. EE.UU.: Copyright © Consejo Nacional de Protección.
- Blanco, A. (2014). Radiografía actualización en radiología. *Revista argentina de Radiología*, 20.
- Brosed, A. (2012). *Fundamentos de Física Médica*. Madrid: Sociedad española de física médica.
- Cesar. (23 de 08 de 2015). *Espacio de Cesar*. Obtenido de Espacio de Cesar: <https://espaciodecesar.com/2008/04/20/generando-rayos-x-con-valvulas-comunes-de-recepcion/>
- Chaverri, Q. (2017). *Radiografía industrial*. salvador: Costa rica.
- Claurence, D. (1904). *Radiacion*. Alemania.
- Coolidge, D. W. (1913). A powerful Röntgen ray tube with a pure electron discharge. *The Physical Review*, 409-430.
- Diaz, F. P. (2019). *Design and Development of an X-Ray*. España: Universidad Granada.
- Donald, E. T. (1976). física. En E. T. Donald, *Física* (pág. 391). California: California Fondo Educativo Interamericano.
- (2020). *efecto compton*. <https://fiscastaqueteaburras.blogspot.com/2020/07/efecto-compton.html>.
- Egim, F. D. (2018). Floreciencia de rayos x y su aplicacion en la deteccion de elementos quimicos en determinadas muestras. En E. F. Echaccaya, *Llorenciencia de raros x y su aplicacion en la deteccion de elementos quimicos en determinadas muestras*. Lima: Universidad Nacional de San Mrcos del Peru.
- Ganozo, L. P. (2016). *Manual de la protección radiologica*. peru: iren.
- Gary, H. (2014). Uso de multiplicadores de alto voltaje paralelos para fondo de pozo de 100 kV. *Conferencia Internacional sobre Electrónica de Alta Temperatura (HiTEC 2014) | 13-15 de mayo de 2014 | Albuquerque, Nuevo México, EE. UU*, 6.
- Gonzales, J. (2019). Obtencion de la funcion trabajo de la emisi' on termo ionica. *Some of the authors of this publication are also working on these related projects*, 1-2.

- Harrison, N. J. (Data 1955). *RCA Power Tube Guide*. America: Radio Corporation of America, electronic Components and Devices.
- Hugo, C. G. (2016). Construcción de un fantoma para. En H. C. Gomez, *Construcción de un fantoma para* (pág. 8). Puebla pue: Benimerita Universiada Autonoma de Puebla.
- Inventor, W. C. (- de - de 2012). *Rayos x*. Obtenido de Rayos x: <https://www.etsist.upm.es/estaticos/ingeniatic/index.php/tecnologias/item/572-rayos-x.html#:~:text=Los%20rayos%20X%20formados%20por,de%20una%20%C3%B3rbita%20a%20otra>.
- Manuel, A. M. (2014). Materiales libres de plomo para atenuación de radiaciones ionizantes en la protección radiológica. *INGENIUM, Revista de la Facultad de Ingeniería • Año 15 • n.º 3, 1-2*.
- Marín, J. A. (1972). *Diseño y construcción experimental de rayos x*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.
- Martínez, D. Y. (2017). introducción a la radiología. En D. Y. Martínez, *introducción a la radiología*. Colombia bogota: primera edición fundación universitaria del área andina.
- Maxisof. (2004). *Ciencia y Educación*. Obtenido de Ciencia y Educación: [https://www.taringa.net/+ciencia\\_educacion/rayos-x-caseros\\_12qgwz](https://www.taringa.net/+ciencia_educacion/rayos-x-caseros_12qgwz)
- Medeterranio, C. D. (12 de 02 de 2022). *Historia y evolución de los Rayos X*. Obtenido de Historia y evolución de los Rayos X: <https://www.aulacem.es/infografia-historia-y-evolucion-de-los-rayos-x/>
- Mercedes, P. R. (2010). Medidas Básicas de Protección Radiológica . *Unidad de Investigación en Enfermería Oncológica, Instituto Nacional de Cancerología, 26*.
- Mettel, T. (s.f.). La guía para la inspección por rayos X. En L. g. X, *La guía para la inspección por rayos X* (pág. 6). Barcelona España: La guía para la inspección por rayos X.
- Molde, R. F. (2017). William David Coolidge (1873-1975) Biografía. *Biuletyn Polskiego, 1*.
- Ned Mohan, T. M. (2009). electrónica de potencia. En T. M. Ned MOohan, *electrónica de potencia Convertidores, aplicaciones y diseño* (págs. 151-152). Mexico: Traducido de la tercera edición de Power Electronics, by Ned Mohan, Tore M. Undeland.
- Stewart Carlyle Bushong, S. F. (2010). Física, Biología y protección radiológica. En S. F. Stewart Carlyle Bushong, *manual de radiología* (págs. 110-114). España: Diorki Servicios Integrales de Edición.
- Tellez, A. M. (2009). *Espectroscopia de rayos x*. <https://www.google.com/url?sa=i&url=http%3A%2F%2Fia-mecanica->

cuantica.blogspot.com%2F2009%2F08%2Fla-espectroscopia-de-rayos-x.html&psig=AOvVaw0N3iaYrFDhXQzEgFKPUoBU&ust=1734605328352000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBQQjRxqFwoTCIC48deSsYoDFQAAAA.

Vien, p. S. (09 de 03 de 2018). *curso de Dosimetría*. Obtenido de curso de Dosimetría:  
<https://www.famaf.unc.edu.ar/~pperez1/manuales/cdr/tubos-de-rayos-x.html>

Yazmyn, L. (2009). Resultados obtenidos de la evaluacion en proteccion radiologica en el servicio de Radiodiasgnostico de la clinica. En L. Yazmyn, *Resultados obtenidos de la evaluacion en proteccion radiologica en el servicio de Radiodiasgnostico de la clinica*. Lima: Universidad Ncional de San Marcos tesis.

## ANEXO 1: Matriz de consistencia:

### "DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RAYOS X ASEQUIBLE CON VÁLVULAS COMUNES DE RECEPCIÓN DE ALTA TENSIÓN"

Problema de investigación	Objetivos	Hipótesis	Variables	Indicadores	Metodología
<p><b>a. Problema general</b></p> <p>En el área de física médica y física moderna de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco se requiere “<i>diseñar construir y evaluar la calidad de un prototipo de rayos x con válvulas comunes de recepción de alta tensión</i>” como una posible de solución para mejorar el acceso a equipos y realizar controles de calidad de rayos x, y tener en el laboratorio de física acceso de una fuente de rayos x.</p> <p>En la detección y medición de la radiación los profesionales en física de UNSAAC no cuentan con los instrumentos necesarios para el control de calidad de rayos-x siendo una dificultad en el área de física médica para su formación profesional y para poder realizar controles de calidad de los instrumentos radiológicos en los hospitales y centros de salud en la región.</p> <p>En el laboratorio de física se requiere una implementación de un prototipo de rayos-x para conocer los instrumentos de medida de la radiación, es necesario desarrollar experimentos utilizando una guía de protección radiológica para sus evaluaciones con técnicas necesarias cumpliendo las normas básicas internacionales de seguridad de protección radiológica de la OIEA en el desarrollo de las técnicas dosimétricas, las medidas de dosis para diferentes kV y mA.</p> <p>También es importante en el laboratorio de rayos x tener un protocolo para realizar los controles de calidad con la finalidad de cumplir con la normativa de la protección radiológica.</p>	<p><b>Objetivo general</b></p> <p>Diseñar construir y evaluar la calidad de un prototipo de rayos-x con válvulas comunes de alta tensión y evaluar el funcionamiento del tubo de rayos X con los protocolos de medición de la radiación. El objetivo de esta investigación es contribuir a una mejora en el acceso del manejo de los rayos x y su dosimetría en áreas con recursos limitados, ofreciendo una opción más asequible y accesible en los laboratorios de física.</p>	<p><b>Hipótesis general.</b></p> <p>Se puede diseñar una fuente utilizando válvulas comunes para la generación de rayos x alimentando por un circuito electrónico de potencia de alta tensión y obtener rayos x de calidad que cumpla con los estándares recomendados para el manejo en laboratorio.</p>	<p><b>Variable dependiente. Exposición (X):</b></p> <p>corresponde al cociente del valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire (dQ), cuando todos los electrones liberados por fotones, en un volumen elemental de aire (dm) son completamente frenados en dicho medio.</p>	<p><b>La investigación es de tipo experimental:</b></p> <p>La investigación es de tipo experimental y es un enfoque científico que se caracteriza por la manipulación controlada de variables en el experimento y estudiar el efecto de las variables.</p> <p>El objetivo de una investigación experimental es para observar y analizar las causas de un cierto fenómeno, y encontrar un resultado de investigación para interpretar.</p>	<p><b>Ámbito de estudio: localización política y geográfica:</b></p> <p>El ámbito de estudio se realizará en la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco en el laboratorio de física, que se ubica en la ciudad de Cusco-Perú.</p> <p>La ciudad del cusco es conocida por ser la antigua capital del imperio incaico que tiene su historia y cultura.</p> <p>La ubicación exacta de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco (UNSAAC).</p>

<b>Problemas específicos</b>  ¿Es necesario diseñar y construir un prototipo de rayos x con sus características necesarias en un laboratorio y validar con controles de calidad para su evaluación y así poder realizar algunos diagnósticos radiológicos en cobayas?.  ¿En los laboratorios existentes de la escuela profesional de Física de la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco, se cuentan con fuentes de alta tensión para la generación de rayos x?.  ¿Es posible la obtención de una imagen radiográfica con la fuente de rayos x para su evaluación de dicha fuente de manera cualitativa?	<b>Objetivos específicos</b>  Acondicionar el circuito eléctrico y electrónico de alta tensión con la válvula común para la generación de rayos x y construir un sarcófago para tubo de rayos x.  Diseñar el prototipo generador de rayos x que integre válvulas comunes de recepción de alta tensión.  Obtener una imagen radiográfica con la fuente de rayos x para su evaluación de dicha fuente de manera cualitativa.	<b>Hipótesis específicas</b>  Será posible diseñar un circuito de alta tensión de voltaje para adaptación de las válvulas comunes para la generación de rayos x.  Se podrá acondicionar los circuitos eléctricos y electrónicos de alta tensión para alimentación de válvula común que pueda generar rayos x.  Con el prototipo construido de rayos x será posible obtener una imagen radiográfica para su evaluación de manera cualitativa	<b>Variables independientes</b> <b>Corriente</b> miliamperios (mA): se utilizan para medir corrientes eléctricas más pequeñas, que se encuentran en dispositivos electrónicos como en circuitos pequeños. <b>Voltaje (voltios):</b> <b>Kilovoltaje (kv):</b> el kilo-voltaje es una unidad de medida que representa voltaje pero a una escala más grande, un kilo-voltaje equivale a 1000 voltios. Se utilizan comúnmente en sistemas de alta potencia.	<b>Unidad de análisis</b>  En esta investigación es importante identificar los variables según los objetivos e hipótesis del problema planteado, al momento de realizar análisis durante el desarrollo puede variar algunos parámetros.	<b>Técnicas de análisis e interpretación de la información</b>  Los análisis de datos experimentales se pueden realizar de dos formas. Los datos se pueden analizar utilizando técnicas, haciendo uso de los protocolos de controles de calidad de rayos x usando las leyes físicas de la radiación necesarias según a los datos experimentales. Otra técnica se puede utilizar, mediante el método cualitativo o imágenes de esta forma se puede encontrar la información buscada.

ANEXO 2: Data sheet de tubo 2X2A.



**2X2-A**

**HALF-WAVE VACUUM RECTIFIER**

*For applications critical as to severe shock and vibration*

**2X2-A**

**GENERAL DATA**

**Electrical:**

Heater, for Unipotential Cathode:

	<i>Min.</i>	<i>Av.</i>	<i>Max.</i>	
Voltage. . . . .	2.25	2.50	2.75	ac volts
Current at 2.50 volts. . .	1.55	1.75	1.95	amp

**Mechanical:**

Mounting Position. . . . . Any

Maximum Overall Length . . . . . 4-17/32" ←

Seated Length. . . . . 3-25/32" ± 1/8"

Maximum Diameter . . . . . 1-9/16"

Dimensional Outline. . . . . *See General Section* ←

Weight (Approx.) . . . . . 1.3 oz ←

Eulb . . . . . ST-12 ←

Cap. . . . . Small (JETEC No. C1-1) ←

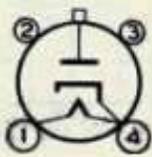
Base . . . . . Small-Shell Small 4-Pin (JETEC No. A4-5) ←

Basing Designation for BOTTOM VIEW . . . . . 4AB

Pin 1 - Heater

Pin 2 - No Connection

Pin 3 - No Connection



Pin 4 - Heater, Cathode Cap - Plate

**HALF-WAVE RECTIFIER**

**Maximum Ratings, Design-Center Values:**

PEAK INVERSE PLATE VOLTAGE . . . . .	12500 max.	volts
PEAK PLATE CURRENT . . . . .	60 max.	ma
DC OUTPUT CURRENT. . . . .	7.5 max.	ma
HOT-SWITCHING TRANSIENT CURRENT, for duration of 0.2 second max. . . . .	100 max.	ma
AMBIENT TEMPERATURE. . . . .	70 max.	°C ←

**Typical Operation:**

AC Plate-Supply Voltage (RMS). . . . .	5500	volts
Total Effective Plate-Supply Impedance . . . . .	0.3	megohm
Filter Input Capacitor . . . . .	0.1	μf
DC Output Current. . . . .	2	ma
DC Output Voltage (At input to filter) . . . . .	4500	volts

**SHOCK TEST DATA**

Impact Acceleration. . . . . 250 max. g

This test is performed on a sample lot of tubes from each production run to determine ability of tube to withstand the specified impact acceleration. The tubes are subjected to a total of 3 blows in each of the 3 primary mutually

← indicates a change.

SEPT. 1, 1955

TUBE DIVISION

DATA

RCA CORPORATION OF AMERICA, HARRISON, NEW JERSEY

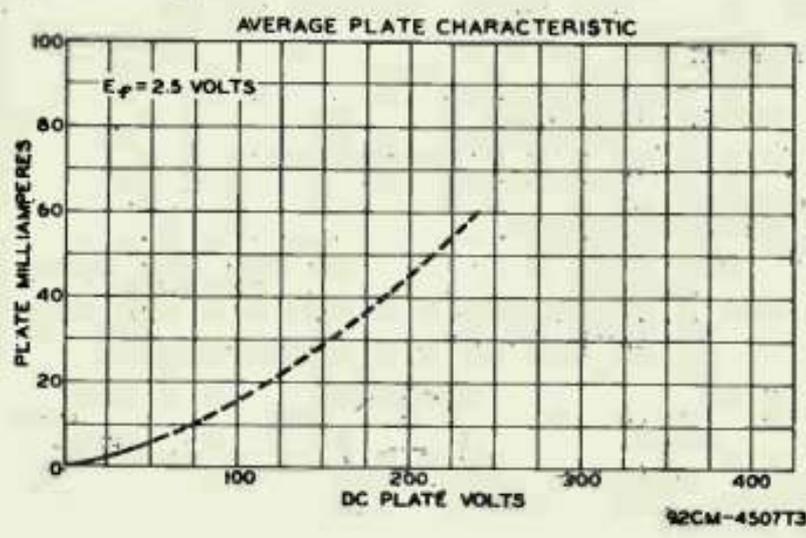
2X2-A



2X2-A

### HALF-WAVE VACUUM RECTIFIER

perpendicular tube planes when tested in the Navy Type, High-Impact (flyweight) Shock Machine. At the end of this test, tubes will not show permanent or temporary shorts or open circuits, and will not be inoperative.



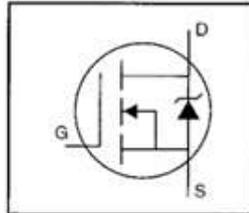
SEPT. 1, 1955

TUBE DIVISION  
RADIO CORPORATION OF AMERICA, HARRISON, NEW JERSEY

DATA

HEXFET® Power MOSFET

- Dynamic dv/dt Rating
- Repetitive Avalanche Rated
- Isolated Central Mounting Hole
- Fast Switching
- Ease of Paralleling
- Simple Drive Requirements

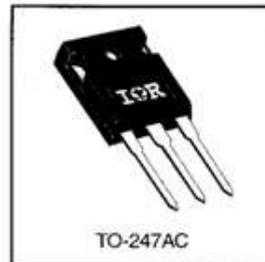


$V_{DSS} = 200V$   
 $R_{DS(on)} = 0.085\Omega$   
 $I_D = 30A$

**Description**

Third Generation HEXFETs from International Rectifier provide the designer with the best combination of fast switching, ruggedized device design, low on-resistance and cost-effectiveness.

The TO-247 package is preferred for commercial-industrial applications where higher power levels preclude the use of TO-220 devices. The TO-247 is similar but superior to the earlier TO-218 package because of its isolated mounting hole. It also provides greater creepage distance between pins to meet the requirements of most safety specifications.



DATA SHEETS

**Absolute Maximum Ratings**

	Parameter	Max.	Units
$I_D$ @ $T_C = 25^\circ C$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10 V$	30	A
$I_D$ @ $T_C = 100^\circ C$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10 V$	19	
$I_{DM}$	Pulsed Drain Current ①	120	
$P_D$ @ $T_C = 25^\circ C$	Power Dissipation	190	W
	Linear Derating Factor	1.5	W/°C
$V_{GS}$	Gate-to-Source Voltage	±20	V
$E_{AS}$	Single Pulse Avalanche Energy ②	410	mJ
$I_{AR}$	Avalanche Current ③	30	A
$E_{AR}$	Repetitive Avalanche Energy ④	19	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt ⑤	5.0	V/ns
$T_J$	Operating Junction and Storage Temperature Range	-55 to +150	°C
$T_{STG}$	Soldering Temperature, for 10 seconds	300 (1.6mm from case)	
	Mounting Torque, 6-32 or M3 screw	10 lbf•in (1.1 N•m)	

**Thermal Resistance**

	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units
$R_{\theta JC}$	Junction-to-Case	—	—	0.65	°C/W
$R_{\theta CS}$	Case-to-Sink, Flat, Greased Surface	—	0.24	—	
$R_{\theta JA}$	Junction-to-Ambient	—	—	40	

## Electrical Characteristics @ $T_J = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise specified)

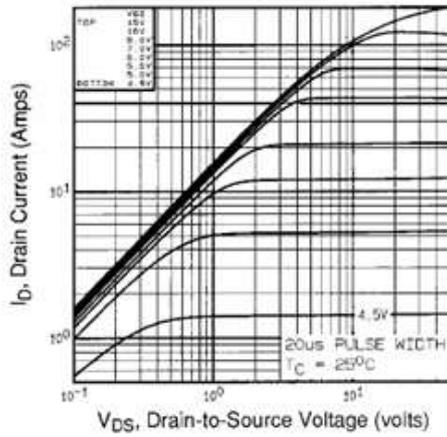
	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
$V_{(BR)DSS}$	Drain-to-Source Breakdown Voltage	200	—	—	V	$V_{GS}=0V, I_D=250\mu A$
$\Delta V_{(BR)DSS}/\Delta T_J$	Breakdown Voltage Temp. Coefficient	—	0.27	—	V/ $^\circ\text{C}$	Reference to $25^\circ\text{C}, I_D=1\text{mA}$
$R_{DS(on)}$	Static Drain-to-Source On-Resistance	—	—	0.085	$\Omega$	$V_{GS}=10V, I_D=18A$ ④
$V_{GS(th)}$	Gate Threshold Voltage	2.0	—	4.0	V	$V_{DS}=V_{GS}, I_D=250\mu A$
$g_{fs}$	Forward Transconductance	12	—	—	S	$V_{DS}=50V, I_D=18A$ ④
$I_{DSS}$	Drain-to-Source Leakage Current	—	—	25	$\mu A$	$V_{DS}=200V, V_{GS}=0V$
		—	—	250		$V_{DS}=160V, V_{GS}=0V, T_J=125^\circ\text{C}$
$I_{GSS}$	Gate-to-Source Forward Leakage	—	—	100	nA	$V_{GS}=20V$
	Gate-to-Source Reverse Leakage	—	—	-100		$V_{GS}=-20V$
$Q_g$	Total Gate Charge	—	—	140	nC	$I_D=30A$
$Q_{gs}$	Gate-to-Source Charge	—	—	28		$V_{DS}=160V$
$Q_{gd}$	Gate-to-Drain ("Miller") Charge	—	—	74		$V_{GS}=10V$ See Fig. 6 and 13 ④
$t_{d(on)}$	Turn-On Delay Time	—	16	—	ns	$V_{DD}=100V$
$t_r$	Rise Time	—	86	—		$I_D=30A$
$t_{d(off)}$	Turn-Off Delay Time	—	70	—		$R_G=6.2\Omega$
$t_f$	Fall Time	—	62	—		$R_D=3.2\Omega$ See Figure 10 ④
$L_D$	Internal Drain Inductance	—	5.0	—	nH	Between lead, 6 mm (0.25in.) from package and center of die contact 
$L_S$	Internal Source Inductance	—	13	—		
$C_{iss}$	Input Capacitance	—	2800	—	pF	$V_{DS}=0V$
$C_{oss}$	Output Capacitance	—	780	—		$V_{DS}=25V$
$C_{rss}$	Reverse Transfer Capacitance	—	250	—		$f=1.0\text{MHz}$ See Figure 5

## Source-Drain Ratings and Characteristics

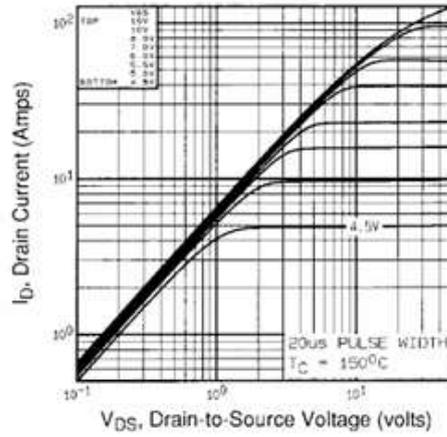
	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
$I_S$	Continuous Source Current (Body Diode)	—	—	30	A	MOSFET symbol showing the integral reverse p-n junction diode. 
$I_{SM}$	Pulsed Source Current (Body Diode) ①	—	—	120		
$V_{SD}$	Diode Forward Voltage	—	—	2.0	V	$T_J=25^\circ\text{C}, I_S=30A, V_{GS}=0V$ ④
$t_{rr}$	Reverse Recovery Time	—	360	540	ns	$T_J=25^\circ\text{C}, I_F=30A$
$Q_{rr}$	Reverse Recovery Charge	—	4.6	6.9	$\mu C$	$di/dt=100A/\mu s$ ④
$t_{on}$	Forward Turn-On Time	Intrinsic turn-on time is negligible (turn-on is dominated by $L_S+L_D$ )				

### Notes:

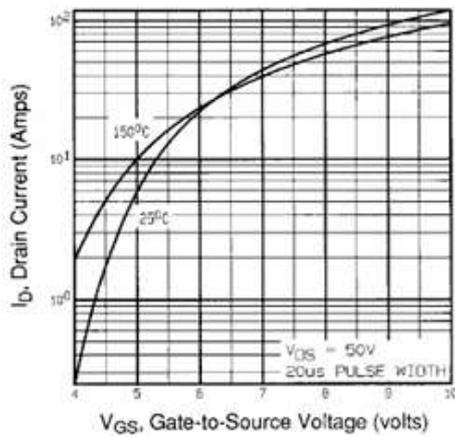
- ① Repetitive rating; pulse width limited by max. junction temperature (See Figure 11)
- ②  $V_{DD}=50V$ , starting  $T_J=25^\circ\text{C}$ ,  $L=683\mu H$ ,  $R_G=25\Omega$ ,  $I_{AS}=30A$  (See Figure 12)
- ③  $I_{SD}\leq 30A$ ,  $di/dt\leq 190A/\mu s$ ,  $V_{DD}\leq V_{(BR)DSS}$ ,  $T_J\leq 150^\circ\text{C}$
- ④ Pulse width  $\leq 300\mu s$ ; duty cycle  $\leq 2\%$ .



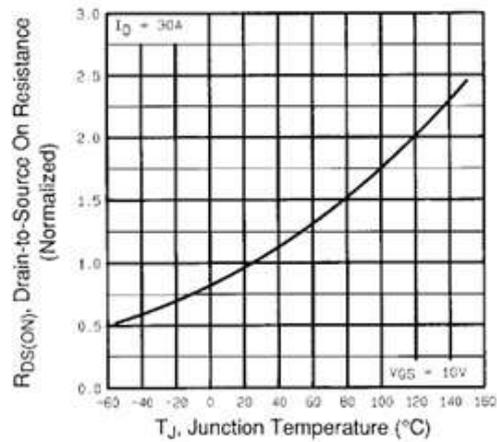
**Fig 1.** Typical Output Characteristics,  
 $T_C=25^\circ\text{C}$



**Fig 2.** Typical Output Characteristics,  
 $T_C=150^\circ\text{C}$



**Fig 3.** Typical Transfer Characteristics



**Fig 4.** Normalized On-Resistance  
Vs. Temperature

DATA SHEETS

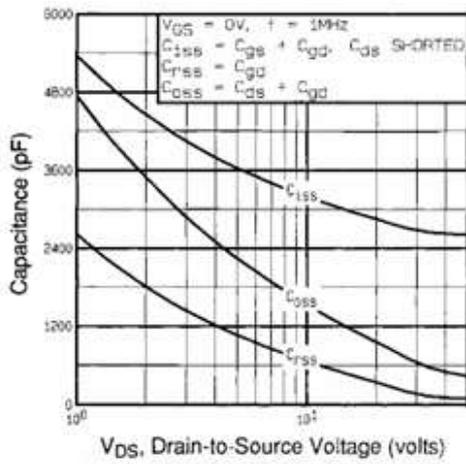


Fig 5. Typical Capacitance Vs. Drain-to-Source Voltage

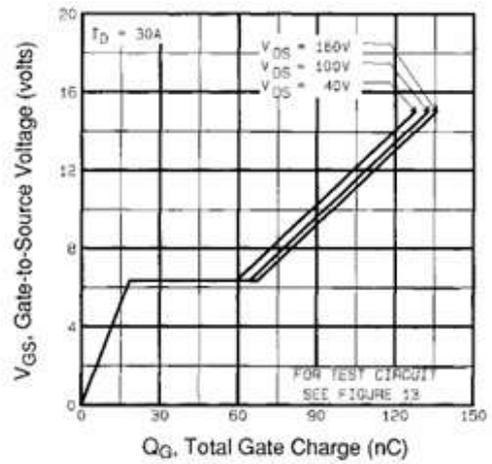


Fig 6. Typical Gate Charge Vs. Gate-to-Source Voltage

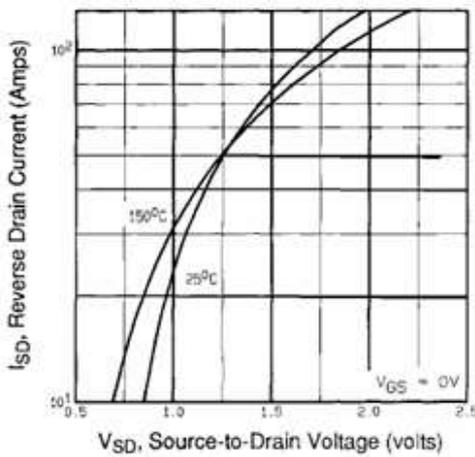


Fig 7. Typical Source-Drain Diode Forward Voltage

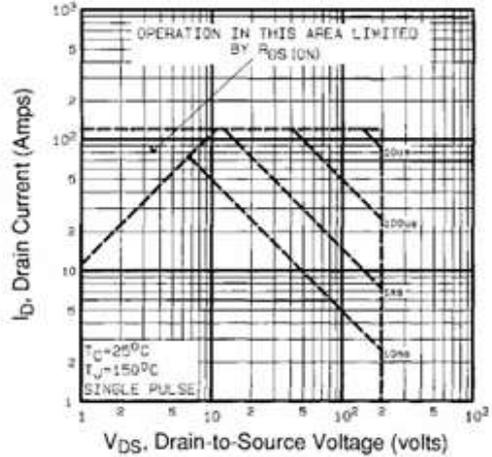
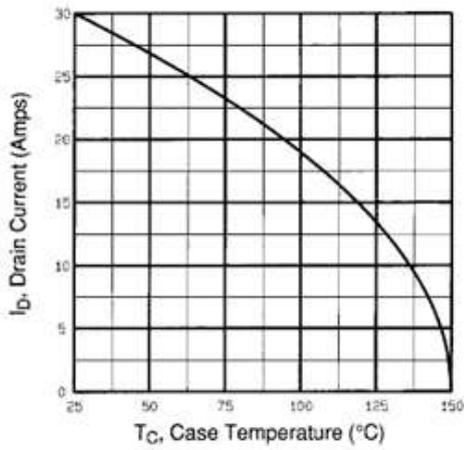
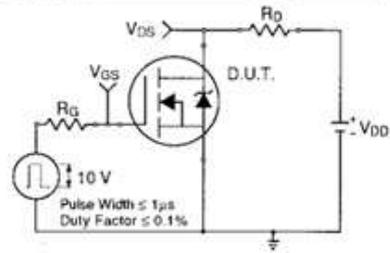


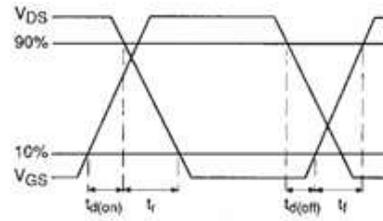
Fig 8. Maximum Safe Operating Area



**Fig 9.** Maximum Drain Current Vs. Case Temperature

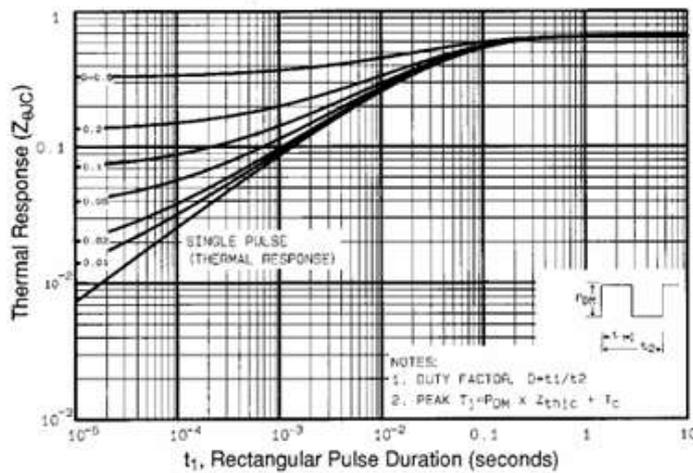


**Fig 10a.** Switching Time Test Circuit



**Fig 10b.** Switching Time Waveforms

DATA SHEETS



**Fig 11.** Maximum Effective Transient Thermal Impedance, Junction-to-Case

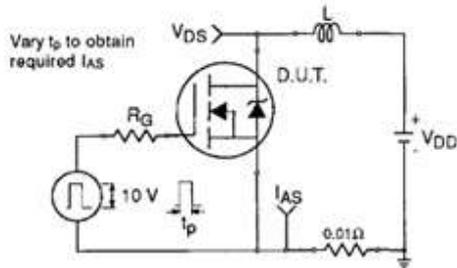


Fig 12a. Unclamped Inductive Test Circuit

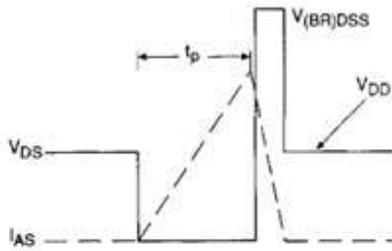


Fig 12b. Unclamped Inductive Waveforms

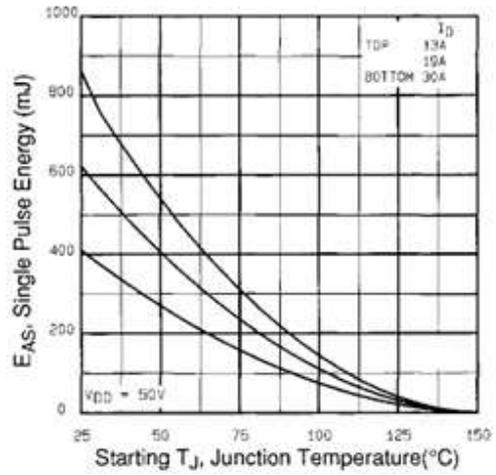


Fig 12c. Maximum Avalanche Energy Vs. Drain Current

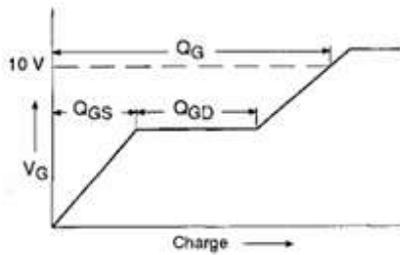


Fig 13a. Basic Gate Charge Waveform

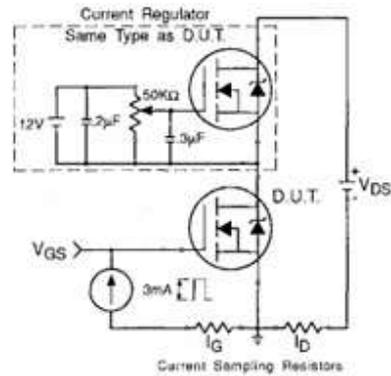


Fig 13b. Gate Charge Test Circuit

Appendix A: Figure 14, Peak Diode Recovery dv/dt Test Circuit – See page 1505

Appendix B: Package Outline Mechanical Drawing – See page 1511

Appendix C: Part Marking Information – See page 1517

## ANEXO 4: Diodo UF4001 UF4007



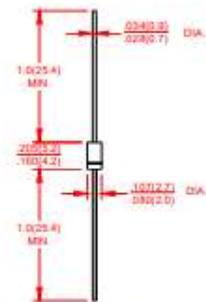
UF4001 THRU UF4007	VOLTAGE RANGE	50 to 1000 Volts
	CURRENT	1.0 Ampere

### FEATURES

- Low cost construction
- Fast switching for high efficiency.
- Low reverse leakage
- High forward surge current capability
- High temperature soldering guaranteed:  
260°C/10 seconds/.375"(9.5mm)lead length at 5 lbs(2.3kg) tension

### MECHANICAL DATA

- Case: Transfer molded plastic
- Epoxy: UL94V-0 rate flame retardant
- Polarity: Color band denotes cathode end
- Lead: Plated axial lead, solderable per MIL-STD-202E method 208C
- Mounting position: Any
- Weight: 0.012ounce, 0.33 grams



DO-41

Dimensions in inches and (millimeters)

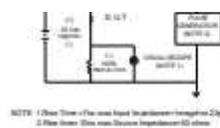
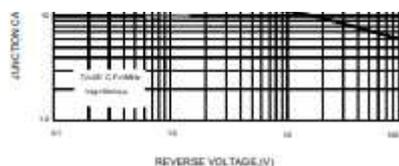
### MAXIMUM RATINGS AND ELECTRICAL CHARACTERISTICS

- Ratings at 25°C ambient temperature unless otherwise specified
- Single Phase, half wave, 60Hz, resistive or inductive load
- For capacitive load derate current by 20%

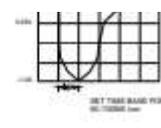
	SYMBOLS	UF 4001	UF 4002	UF 4003	UF 4004	UF 4005	UF 4006	UF 4007	UNITS
Maximum Repetitive Peak Reverse Voltage	$V_{RRM}$	50	100	200	400	600	800	1000	Volts
Maximum RMS Voltage	$V_{RMS}$	35	70	140	280	420	850	700	Volts
Maximum DC Blocking Voltage	$V_{DC}$	50	100	200	400	600	800	1000	Volts
Maximum Average Forward Rectified Current 0.375"(9.5mm) lead length at $T_A = 55^\circ\text{C}$	$I_{(AV)}$	1.0							Amp
Peak Forward Surge Current 8.3ms single half sine wave superimposed on rated load (JEDEC method)	$I_{FSM}$	30							Amps
Maximum Instantaneous Forward Voltage @ 1.0A	$V_F$	1.0			1.7			Volts	
Maximum DC Reverse Current at Rated DC Blocking Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10							$\mu\text{A}$
	$T_A = 125^\circ\text{C}$	50							
Maximum Reverse Recovery Time $T_{rr}$ @ 25°C (NOTE 1)	$t_{rr}$	50			75			ns	
Typical Thermal Resistance (NOTE 2)	$C_j$	15							PF
Typical Thermal Resistance (NOTE 3)	$R_{\theta JA}$	60							°C/W
Operating Junction Temperature Range	$T_J, T_{STG}$	(-55 to +150)							°C

#### Notes:

- 1 Test Condition:  $I_F=0.5\text{A}, I_R=1.0\text{A}, I_{RR}=0.25\text{A}$
- 2 Measured at 1.0 MHz and applied reverse of 4.0 volts.
- 3 Thermal resistance from junction to ambient with .375"(9.5mm)lead length, P.C.B. mounted.



NOTE: 1 Rise Time = The time from 10% to 90% of the peak.  
2 Fall Time = The time from 90% to 10% of the peak.



## ANEXO 5: 20kV 100mA HIGH Voltaje Diodo

# HVCA™

# 2CL2FM

## 20kV 100mA HIGH VOLTAGE DIODE

2CL2xx is high reliability resin molded type high voltage diode in small size package which is sealed a multilayered mesa type silicon chip by epoxy resin.

### Features

- High speed switching
- High Current
- High surge resistivity for CRT discharge
- High reliability design
- High Voltage

### Applications

- X light Power supply
- Laser
- Voltage doubler circuit
- Microwave emission power

### Maximum Ratings and Characteristics

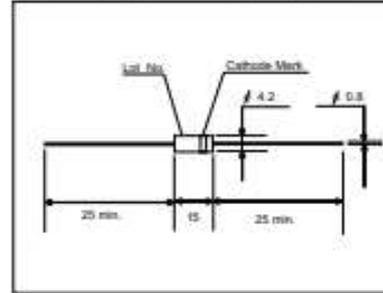
- Absolute Maximum Ratings

Items	Symbols	Condition	2CL2FM	Units
Repetitive Peak Reverse Voltage	$V_{RRM}$		20	kV
Average Output Current	$I_o$	$T_a=25^{\circ}\text{C}$ , Resistive Load	100	mA
Suege Current	$I_{FSM}$		10	$A_{peak}$
Junction Temperature	$T_j$		155	$^{\circ}\text{C}$
Allowable Operation Case Temperature	$T_c$		125	$^{\circ}\text{C}$
Storage Temperature	$T_{stg}$		-40 to +155	$^{\circ}\text{C}$

- Electrical Characteristics ( $T_a=25^{\circ}\text{C}$  Unless otherwise specified )

Items	Symbols	Conditions	2CL2FM	Units
Maximum Forward Voltage Drop	$V_f$	at $25^{\circ}\text{C}$ , $I_f = 100\text{mA}$	35	V
Maximum Reverse Current	$I_{R1}$	at $25^{\circ}\text{C}$ , $V_R = V_{RRM}$	2.0	$\mu\text{A}$
	$I_{R2}$	at $100^{\circ}\text{C}$ , $V_R = V_{RRM}$	50	$\mu\text{A}$
Maximum Reverse Recovery Time	$T_{rr}$	at $25^{\circ}\text{C}$	100	nS
Junction Capacitance	$C_j$	at $25^{\circ}\text{C}$ , $V_R=0\text{V}$ , $f=1\text{MHz}$	15	pF

### Outline Drawings : mm



### Cathode Mark

Type	Mark
2CL2FM	



GETE ELECTRONICS CO.,LTD  
[Http://www.getedz.com](http://www.getedz.com) E-mail:sales@getedz.com

## ANEXO 6: condensador cerámico 1nF de 20kV



www.vishay.com

**HVCC Series**  
Vishay Roederstein

### High Voltage Ceramic Capacitors Radial-Leaded Singlelayer Disc



#### FEATURES

- Ceramic singlelayer DC disc / AC disc capacitor
- High reliability
- High capacitance values up to 2 nF
- Small sizes
- Low losses
- Radial leads
- Material categorization: for definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc?99912](http://www.vishay.com/doc?99912)



**RoHS**  
COMPLIANT

#### APPLICATIONS

- High voltage power supplies for x-ray sources and pulsed lasers
- Baggage scanner
- Medical x-ray
- Industrial laser
- Airpurifier / ionizer

#### DESIGN

The capacitors consist of a ceramic disc of which both sides are silver-plated. Connection leads are made of tinned copper clad steel wire having diameters of 0.026" (0.65 mm) and 0.032" (0.80 mm).

The capacitors may be supplied with straight leads having lead spacing of 0.37" (9.5 mm) and 0.49" (12.5 mm).

Coating is made of flame retardant epoxy resin in accordance with "UL 94 V-0".

#### CAPACITANCE RANGE

100 pF to 2000 pF

#### DIELECTRIC STRENGTH BETWEEN LEADS

1.5 x  $U_{rated, DC}$  for maximum 60 s

Test voltage: customer re-test 1.35 x  $U_{rated, DC}$  for maximum 60 s

#### Notes

- Considered as destructive test in insulation liquid
- Avoid flashover between wires and currents higher than 50 mA

#### CERAMIC DIELECTRIC

Y6P ( $\pm 10\%$  within  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$  to  $+105\text{ }^{\circ}\text{C}$ )

#### LINKS TO ADDITIONAL RESOURCES



QUICK REFERENCE DATA	
DESCRIPTION	VALUE
Ceramic class	2
Ceramic dielectric	Y6P
Temperature coefficient of capacitance	$\pm 10\%$ within $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ to $+105\text{ }^{\circ}\text{C}$
Voltage ( $U_{rated, DC}$ )	10 000    15 000    20 000
Min. capacitance (pF)	100    100    100
Max. capacitance (pF)	2000    2000    1000
Capacitance tolerance	$\pm 20\%$ , $\pm 10\%$
Max. dissipation factor (%)	1.5
Min. insulation resistance (G $\Omega$ )	200
Operating temperature ( $^{\circ}\text{C}$ )	$-30$ to $+105$
Mounting	Radial

#### RATED VOLTAGE

$U_{rated, AC} = U_{rated, DC} / 2.8$  at 50 Hz / 60 Hz

$U_{rated, DC}$ : 10 000 V  $\rightarrow$   $U_{rated, AC}$ : 3500 V

$U_{rated, DC}$ : 15 000 V  $\rightarrow$   $U_{rated, AC}$ : 5300 V

$U_{rated, DC}$ : 20 000 V  $\rightarrow$   $U_{rated, AC}$ : 7000 V

#### INSULATION RESISTANCE

Min. 200 000 M $\Omega$  at 500 V $_{DC}$  / 60 s max.

#### TOLERANCE ON CAPACITANCE

$\pm 20\%$ ,  $\pm 10\%$

#### DISSIPATION FACTOR

Max. 1.5 % at 1 kHz

#### OPERATING TEMPERATURE RANGE

$-30\text{ }^{\circ}\text{C}$  to  $+105\text{ }^{\circ}\text{C}$

Revision: 07-Nov-2022

1

Document Number: 23144



www.vishay.com

**HVCC Series**  
Vishay Roederstein

ORDERING INFORMATION, 20 kV <sub>DC</sub>												
C (pF)	TOL (%)	MAXIMUM DIAMETER		MAXIMUM THICKNESS		LEAD SPACE ± 1 mm (± 0.04")		WIRE SIZE ± 0.05 mm (± 0.002")		LEAD LENGTH ± 5 mm (± 0.2")		ORDERING CODE
		mm	INCH	mm	INCH	mm	INCH	mm	INCH	mm	INCH	
100	± 20	8.0	0.31	9.0	0.35	12.5 and 9.5	0.49 and 0.37	0.80 and 0.65	0.032 and 0.026	30	1.18	HVCC203Y6P101M##
100	± 10	8.0	0.31	9.0	0.35							HVCC203Y6P101K###
150	± 20	8.0	0.31	9.0	0.35							HVCC203Y6P151M###
150	± 10	8.0	0.31	9.0	0.35							HVCC203Y6P151K###
220	± 20	9.0	0.35	9.0	0.35							HVCC203Y6P221M###
220	± 10	9.0	0.35	9.0	0.35							HVCC203Y6P221K###
330	± 20	12.0	0.47	9.0	0.35							HVCC203Y6P331M###
330	± 10	12.0	0.47	9.0	0.35							HVCC203Y6P331K###
470	± 20	13.0	0.51	9.0	0.35							HVCC203Y6P471M###
470	± 10	13.0	0.51	9.0	0.35							HVCC203Y6P471K###
680	± 20	15.0	0.59	9.0	0.35							HVCC203Y6P681M###
680	± 10	15.0	0.59	9.0	0.35							HVCC203Y6P681K###
1000	± 20	17.0	0.67	9.0	0.35							HVCC203Y6P102M###
1000	± 10	17.0	0.67	9.0	0.35							HVCC203Y6P102K###

MARKING					
SAMPLE < 470 pF		SAMPLE < 330 pF		SAMPLE ≥ 470 pF	SAMPLE ≥ 330 pF
10 kV	15 kV	20 kV	10 kV / 15 kV	20 kV	
<p>YY - Year WW - Week</p>	<p>YY - Year WW - Week</p>	<p>YY - Year WW - Week</p>	<p>YY - Year WW - Week</p>	<p>YY - Year WW - Week</p>	
<p>PN: HVCC153Y6P102MEAX Lot: 1401838E10 DC1: 1845            QTY: 175 Lot2: DC2            PO: / Batch: 201845CN            SO: Region: 9520 -SL: 0010            Ser No: 1845M18555</p>					

## ANEXO 7: Transformador flyback FFA940

### FFA940 SERIES

### FLYBACK TRANSFORMER Multi layer type

#### Picture



#### Feature

- Multi layer type
- Pre-load type
- Pin configuration : "U"
- Safety approval : UL/CSA/VDE
- For TV 25" ~ 34"

#### Specification

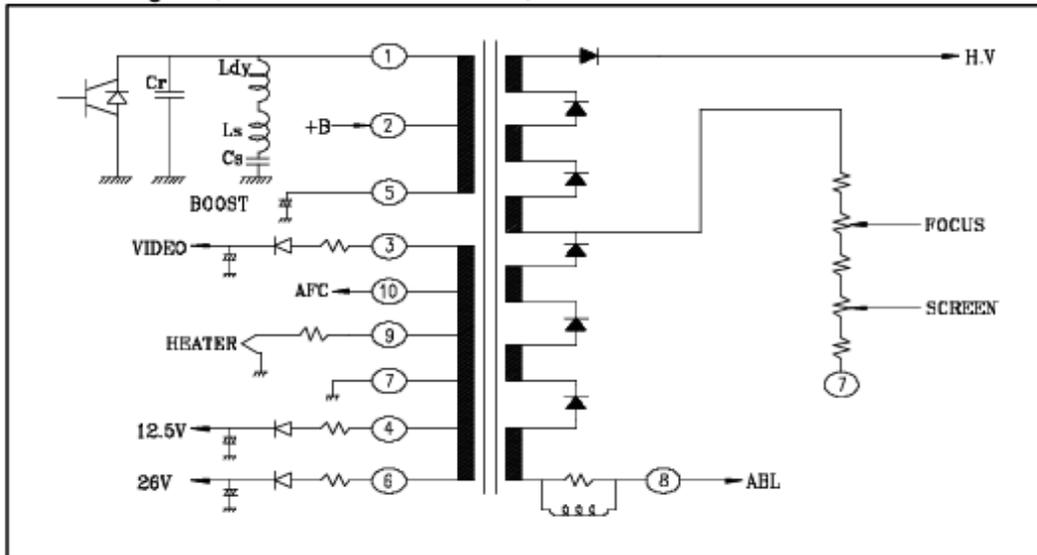
##### a. General

Maximum Rating				Normal Rating			
Power	HV	Focus	Screen	Power	HV	Focus	Screen
120W	34 kV	35%	1300V	82W	27.3 kV	25% ~ 32%	300V ~ 900V

##### b. Typical Model Specification (Model Name : FFA94048L)

Item	Inch		Frequency		Ldy (Horizontal)		Ct		Cs	
SET Condition	TV 25" ~ 29"		15.734 kHz		1.40 mH		12200 pF		0.36 uF	
Pin NO.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Circuit	Vcp	+B	VIDEO	12.5 Vdc	BOOST	26 Vdc	GND	ABL	HEATER	AFC
Output	1140 Vp-p	132 Vdc	209 Vdc	12.9 Vdc	145 Vdc	27.4 Vdc	-	-	6.1 Vrms	85 Vp-p

c. Circuit Diagram (Model Name : FFSA94048L)



■ Drawing

