



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO DE RAYOS X
PERIAPICAL DE ALTA FRECUENCIA PARA EVALUAR LA
VIABILIDAD DE UNA PRODUCCIÓN NACIONAL**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTOR: María José Alvarado Morales
TUTOR: Ing. Nino Tello Vega Ureta, Msc

Guayaquil - Ecuador
2024

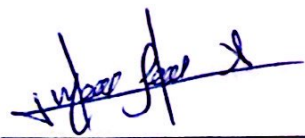
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **María José Alvarado Morales** con documento de identificación N° **0707050548** manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



María José Alvarado Morales
0707050548

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, **María José Alvarado Morales** con documento de identificación N° **0707050548** expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del **Dispositivo Tecnológico: DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO DE RAYOS X PERIAPICAL DE ALTA FRECUENCIA PARA EVALUAR LA VIABILIDAD DE UNA PRODUCCIÓN NACIONAL**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana

Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



María José Alvarado Morales
0707050548

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Nino Tello Vega Ureta**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO DE RAYOS X PERIAPICAL DE ALTA FRECUENCIA PARA EVALUAR LA VIABILIDAD DE UNA PRODUCCIÓN NACIONAL**, realizado por **María José Alvarado Morales** con documento de identificación N° **0707050548** obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Dispositivo Tecnológico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 02 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Ing. Nino Tello Vega Ureta, Mg.
0801602160

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación está dedicado mis padres, cuyo amor y sacrificio han sido la base sobre la que he construido mis sueños. Cada logro es un reflejo de su dedicación inquebrantable y su apoyo constante. Gracias por enseñarme el valor del esfuerzo y la dedicación.

A mi mejor amiga, Roxana Vélez, que es como una hermana para mí. Tu cariño y fortaleza han sido mi faro en los momentos de incertidumbre. Tu ejemplo de valentía y amor incondicional me ha inspirado a seguir adelante, siempre con la vista puesta en nuestras metas compartidas.

A mis amigos, Summy Chong, Nicolle Peñafiel, Krystell Orellana, Jean Vera, John Palacio, compañeros inseparables en esta travesía universitaria. Con ustedes, cada desafío se transformó en una aventura y cada triunfo en una celebración conjunta. Sus risas, consejos y compañía han sido el motor que me impulsó a no rendirme nunca.

A mi abuelita, que ahora brilla en el cielo. Tu memoria y tus enseñanzas viven en mi corazón, guiándome con su luz cálida y reconfortante. Aunque no estés físicamente, siento tu presencia en cada paso que doy, recordándome la importancia de la bondad, la humildad y la fe.

A todos ustedes, con profunda gratitud y amor eterno.

María José Alvarado Morales

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, por ser la fuente de mi fortaleza, a mis padres, cuyas vidas se entrelazan con la mía en un lazo de amor y sacrificio inquebrantable. Gracias mamá por cada palabra de aliento, por cada abrazo reconfortante y por ser el ejemplo de perseverancia que ha inspirado mi viaje.

A la Universidad Politécnica Salesiana, donde encontré un espacio de crecimiento y aprendizaje, a mis profesores, cuyas enseñanzas han dejado huellas imborrables en mi camino. Gracias por su paciencia, dedicación y por compartir su sabiduría con generosidad.

A mis amigos, con quienes he compartido risas, desvelos y sueños. Su amistad ha sido una luz en momentos de incertidumbre y un estímulo en los tiempos de alegría. Gracias por estar siempre ahí, formando parte esencial de esta aventura.

A mis compañeros de OFFICEGOLDEN, gracias a ellos por apoyarme y guiarme en este camino, sin su ayuda y conocimiento esta tesis no hubiera sido posible.

A todos ustedes, mi más profunda gratitud y reconocimiento.

María José Alvarado Morales

RESUMEN

Las radiografías periapicales son esenciales en la detección de patologías dentales, pero en Ecuador, la falta de fabricación local obliga a importar estos equipos desde otros países latinoamericanos. Las estrictas regulaciones del Ministerio de Energía y Minas encarecen el proceso de importación y dificultan la distribución. Como consecuencia, muchos equipos dañados no pueden ser reparados y son desechados, evidenciando una necesidad urgente de mejorar la gestión tecnológica en el país.

El presente proyecto tiene como objetivo el diseño y construcción de un prototipo de rayos X periapical, el cual se divide en tres etapas integradas: control, cabezal y mecánica. Estas etapas trabajan en conjunto para garantizar el funcionamiento eficiente y preciso del equipo.

Para la implementación, se ha desarrollado un panel que alberga el circuito de control. Este circuito, mediante un pulsador, envía la señal para activar el generador ubicado en el cabezal, determinando así el tiempo de exposición necesario para el procedimiento radiográfico. Además, se ha diseñado una interfaz gráfica intuitiva que facilita la interacción entre el operador y el equipo, mejorando la usabilidad y reduciendo la posibilidad de errores operativos.

En términos de movilidad y ajuste, se ha diseñado un brazo mecánico que permite posicionar y ajustar el equipo a la altura y posición adecuada según las necesidades del paciente. Esta característica asegura una mayor comodidad tanto para el operario como para el paciente, permitiendo realizar exámenes radiográficos de manera más eficiente y precisa.

A partir de las pruebas experimentales realizadas, se concluye que el prototipo ha demostrado ser idóneo, mostrando un rendimiento sobresaliente y una fiabilidad consistente. Los resultados obtenidos validan su capacidad y eficiencia, estableciendo un fundamento sólido para considerar su fabricación a nivel nacional.

Palabras claves: Rayos X periapical, interfaz gráfica, brazo mecánico, exámenes radiográficos, rendimiento.

ABSTRACT

Periapical radiographs are essential in the detection of dental pathologies, but in Ecuador, the lack of local manufacturing forces these devices to be imported from other Latin American countries. The strict regulations of the Ministry of Energy and Mines make the import process more expensive and distribution difficult. As a result, many damaged devices cannot be repaired and are discarded, highlighting an urgent need to improve technological management in the country.

The objective of this project is the design and construction of a periapical X-ray prototype, which is divided into three integrated stages: control, head and mechanics. These stages work together to ensure efficient and accurate operation of the equipment.

For the implementation, a panel that houses the control circuit has been developed. This circuit, using a button, sends the signal to activate the generator located in the head, thus determining the exposure time necessary for the radiographic procedure. In addition, an intuitive graphical interface has been designed that facilitates interaction between the operator and the equipment, improving usability and reducing the possibility of operational errors.

In terms of mobility and adjustment, a mechanical arm has been designed that allows the equipment to be positioned and adjusted to the appropriate height and position according to the patient's needs. This feature ensures greater comfort for both the operator and the patient, allowing radiographic examinations to be performed more efficiently and accurately.

From the experimental tests carried out, it is concluded that the prototype has proven to be suitable, showing outstanding performance and consistent reliability. The results obtained validate its capacity and efficiency, establishing a solid foundation to consider its manufacturing at a national level.

Keywords: Periapical X-rays, graphical interface, mechanical arm, radiographic examinations, performance.

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	14
II.	PROBLEMA	15
III.	OBJETIVOS	16
III-A.	Objetivo general	16
III-B.	Objetivos específicos	16
IV.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	17
IV-A.	Rayos X	17
IV-B.	Emisión de Rayos X	17
IV-C.	Rayos X en la medicina	18
IV-D.	Tipos de equipos de rayos	18
IV-D1.	Equipo de rayos X estacionario o fijo	18
IV-D2.	Equipo de rayos X rodante	18
IV-D3.	Equipo de rayos X portátil	18
IV-E.	Rayos X en la odontología	18
IV-F.	Equipo de rayos X periapical	19
IV-G.	Partes de un equipo de rayos X periapical	19
IV-H.	Arquitectura del circuito de control	20
IV-H1.	Microcontrolador Arduino	20
IV-H2.	Interfaz de Usuario	21
IV-I.	Arquitectura del circuito de alta tensión	22
IV-I1.	Transformadores de alta tensión	22
IV-I2.	Ferritas	24
IV-I3.	Bobinas	26
IV-I4.	Ampolla de Rayos X	26
IV-I5.	Circuito rectificador de alta tensión	27
IV-J.	Componentes Mecánicos	28
IV-J1.	Requisitos para la satisfacción del diseño mecánico	28
IV-J2.	Materiales para la construcción de brazos mecánicos	29
IV-K.	Normativas	29
V.	MARCO METODOLÓGICO	32
V-A.	Desarrollo del dispositivo	33
V-B.	Diseño electrónico del equipo de rayos X periapical	34
V-C.	Etapas de potencia	34
V-C1.	Diseño del transformador de alta tensión	37
V-C2.	Diseño del transformador de filamento	43
V-C3.	Diseño del multiplicador de voltaje	46
V-D.	Diseño de la etapa de control	47
V-E.	Diseño del PCB	49
V-F.	Validación de diseño electrónico	50
V-G.	Diseño del interfaz	51
V-H.	Programación de la interfaz de usuario	53
V-I.	Diseño mecánico del equipo de rayos X periapical	58
V-I1.	Diseño del brazo	59
V-I2.	Propuesta de diseño final	71
V-I3.	Análisis del mecanismo del brazo	73

V-I4.	Análisis de esfuerzos del mecanismo final	74
V-J.	Pruebas de funcionamiento	89
VI.	RESULTADOS	95
VI-A.	Construcción de prototipo	95
VI-A1.	Electrónica	95
VI-A2.	Software	97
VI-A3.	Mecánica	98
VI-B.	Validación de prototipo:	102
VII.	CRONOGRAMA	104
VIII.	PRESUPUESTO	105
IX.	CONCLUSIONES	106
X.	RECOMENDACIONES	106
Apéndice A: Manual de usuario		109
Apéndice B: Planos		115

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Primera radiofrágia de la historia [2].	17
2.	Tubo de Rayos X [13].	17
3.	Examen de tórax [11].	18
4.	Primeros equipos de rayos X [8].	19
5.	Panel de control de un equipo de rayos X periapical [29].	19
6.	Brazo de extensión [29].	20
7.	Cabezal de un equipo de rayos X periapical[29].	20
8.	Diagrama de un transformador de alta [15].	22
9.	Tipos de materiales inductores [35].	23
10.	Tipos de materiales inductores [35].	24
11.	Nucleos de Ferroxcube [36].	24
12.	Nucleos de Ferroxcube [36].	25
13.	Nucleos de Ferroxcube [36].	25
14.	Nucleos de Ferroxcube [36].	26
15.	Tubo de rayos X [1].	26
16.	Rectificador de media onda[32].	27
17.	Rectificador de onda completa [32].	27
18.	Condensadores [33].	28
19.	Planificación del diseño del prototipo.	32
20.	Etapas para la construcción de un equipo de rayos X periapical.	33
21.	Diagrama etapa electrónica.	34
22.	Comparativa de ondas [21].	35
23.	Efecto piel, [38].	36
24.	Curva de histéresis, [37].	36
25.	Transformador de alta tension. Fuente: Autor.	42
26.	Transformador de filamento. Fuente: Autor.	46
27.	Multiplicador de voltaje. Fuente: Autor.	46
28.	Circuito de control diseñado en proteus. Fuente: Autor.	47
29.	Hoja de datos del componente.	48
30.	Hoja de datos del componente.	48
31.	Oscilador diseñado en proteus. Fuente: Autor.	49
32.	Conexiones entre componentes. Fuente: Autor.	50
33.	Diseño 3D del la placa de control. Fuente: Autor.	50
34.	Verificacion de continuidad. Fuente: Autor.	51
35.	Plataforma Nextion. Fuente: Autor.	51
36.	Plataforma Nextion. Fuente: Autor.	52
37.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	54
38.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	54
39.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	55
40.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	55
41.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	56
42.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	57
43.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	57
44.	Programación en Arduino. Fuente: Autor.	58
45.	Diagrama Mecánico. Fuente: Autor.	58
46.	Diseño de la forma del brazo. Fuente: Autor.	59
47.	Cargar en el conector 1. Fuente: Autor.	60
48.	Ficha técnica AISI 304.	61
49.	Diagrama de cuerpo libre barra superior. Fuente: Autor.	62

50.	Cargas en la barra cilíndrica inferior. Fuente: Autor.	66
51.	Propiedades mecánicas de pernos métricos.[10].	69
52.	Diseño mecánico del brazo vista isométrica 1. Fuente: Autor.	72
53.	Diseño mecánico del brazo vista isométrica 2. Fuente: Autor.	72
54.	Diseño cad del cabezal. Fuente: Autor.	73
55.	Diseño cad del cabezal. Fuente: Autor.	73
56.	Grados de libertad del mecanismo. Fuente: Autor.	74
57.	esfuerzos del cabezal. Fuente: Autor.	75
58.	Deformaciones del cabezal. Fuente: Autor.	75
59.	Factor de seguridad del cabezal. Fuente: Autor.	76
60.	Esfuerzos en el conector del cabezal. Fuente: Autor.	77
61.	Deformaciones en el conector del cabezal. Fuente: Autor.	77
62.	Factor de seguridad en el conector del cabezal. Fuente: Autor.	78
63.	Esfuerzos en las barras. Fuente: Autor.	79
64.	Esfuerzos en las barra iteración 2. Fuente: Autor.	80
65.	Esfuerzos en las barra iteración 2. Fuente: Autor.	80
66.	Deformación en la barra. Fuente: Autor.	81
67.	Diagrama del resorte. [10].	82
68.	Diagrama de cuerpo libre del eje de rotación. Fuente: Autor.	83
69.	Esfuerzos en la barra inferior. Fuente: Autor.	84
70.	deformaciones en la barra inferior. Fuente: Autor.	85
71.	Factores de seguridad en la barra inferior. Fuente: Autor.	85
72.	DCL de los pasadores. Fuente: Autor.	86
73.	Ficha técnica del AISI1045 [10]	87
74.	Fuerzas en las juntas. Fuente: Autor	87
75.	Esfuerzos en las juntas. Fuente: Autor	88
76.	Esfuerzos en las juntas. Fuente: Autor	88
77.	Factor de seguridad en las juntas. Fuente: Autor	89
78.	Transformador de alta. Fuente: Autor	89
79.	Circuito de alta tensión sumergido en aceite. Fuente: Autor	90
80.	Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor	90
81.	Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor	91
82.	Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor	91
83.	Circuito de control. Fuente: Autor	92
84.	Señal de disparo. Fuente: Autor	92
85.	Mensaje que se muestra cuando ya finalizo el disparo. Fuente: Autor	93
86.	Partes del brazo mecánico Fuente: Autor	93
87.	Brazo mecánico Fuente: Autor	94
88.	Brazo mecánico Fuente: Autor	94
89.	Pruebas del circuito físico. Fuente: Autor	95
90.	Construcción del circuito de control en la PCB. Fuente: Autor	95
91.	Construcción del circuito de control en la PCB. Fuente: Autor	96
92.	Pruebas de continuidad. Fuente: Autor	96
93.	Tarjeta de control. Fuente: Autor	97
94.	Interfaz gráfica. Fuente: Autor	97
95.	Software en la pantalla Nextion. Fuente: Autor	98
96.	Diseño del brazo en 3D. Fuente: Autor	98
97.	Construcción del brazo mecánico. Fuente: Autor	99
98.	Brazo mecánico. Fuente: Autor	99
99.	Diseño CAD de la placa de acero. Fuente: Autor	100

100.	Brazo mecánico. Fuente: Autor	100
101.	Prototipo de rayos X periapical. Fuente: Autor	101
102.	Prototipo de rayos X periapical. Fuente: Autor	101
103.	Señal de salida que se dirige al transformador. Fuente: Autor	102
104.	Señal de entrada del transformador. Fuente: Autor	102
105.	Señal de salida del transformador. Fuente: Autor	103
106.	Señal de salida del transformador de filamento. Fuente: Autor	103
107.	Cronograma	104
108.	Simbolos segun Normativa. Fuente: Autor	110
109.	Prototipo de Rayos X. Fuente: Autor	111
110.	Boton de encendido y apagado. Fuente: Autor	112
111.	Boton de encendido del programa. Fuente: Autor	112
112.	Interfaz de usuario. Fuente: Autor	113
113.	Acople de brazo. Fuente: Autor	115
114.	Barra interna. Fuente: Autor.	115
115.	Barra base interna. Fuente: Autor	116
116.	Primer conector del Brazo. Fuente: Autor.	117
117.	Segundo conector del Brazo. Fuente: Autor.	118

I. INTRODUCCIÓN

Los avances tecnológicos en los equipos médicos odontológicos son evidentes, ya que han evolucionado rápidamente, dando lugar a una amplia gama de modelos tecnológicos en el mercado. En varios países de América, la producción de equipos médicos experimenta un notable crecimiento anual. Por lo tanto, es crucial enfocarse en la seguridad del paciente al buscar un equilibrio que permita el acceso a un equipamiento médico de alta calidad, seguro y eficaz. Este enfoque se presenta como fundamental para garantizar una atención odontológica de excelencia y mantenerse al día con las demandas en constante evolución de la práctica clínica moderna. Esta premisa se torna esencial para respaldar la excelencia en la atención odontológica, donde los profesionales requieren herramientas avanzadas que complementen sus habilidades en diagnósticos, procedimientos y seguimiento de enfermedades. En este contexto, la radiografía emerge como un componente crucial, desempeñando un papel destacado en campos como ortodoncia, endodoncia, rehabilitación, cirugía oral y maxilofacial[7]. La importancia de contar con tecnología precisa y avanzada resalta como un pilar fundamental para elevar los estándares de la práctica odontológica.

II. PROBLEMA

Las radiografías periapicales se basan en una técnica exploratoria intraoral que ayuda a ver detalles como malformaciones, fisuras en los dientes o para detectar alguna patología endodóntica periapical (que es la que afecta al hueso alrededor de la raíz del diente) y así realizar algún tipo de operación maxilofacial [29]. Consiste en colocar una placa en el interior de la boca para así obtener una imagen de una parte de los huesos maxilares y los dientes, estas se realizan con la ayuda de un equipo de rayos X periapical; sin embargo, estos equipos no son fabricados en Ecuador.

En Latinoamérica existen algunos países que desarrollan equipos de rayos X periapical tales como México, Brazil y Argentina [4]. Ecuador no entra en el grupo de fabricantes ya que no existe ninguna empresa que se dedique a la fabricación, obligándolo a importar la totalidad de sus equipos de rayos X.

Otro gran inconveniente es el ente regulador antiguamente conocido como Ministerio de Energía y Recursos Naturales no renovables de la República del Ecuador (M.E.R.N.N) ahora conocido como Ministerio de Energía y Minas (M.E.M) ya que no permite que las empresas que se encargan de la venta de dichos equipos los tengan embodegados [27], quiere decir que una vez que los mismos ingresen al país, después de pasar por el proceso de desaduanización, deben llegar directamente al destinatario final. Esto es por algunas normas que exige el estado para poder realizar la venta de equipos que emitan radiación en el país, lo que ocasiona un incremento en el precio del producto.

Actualmente en Ecuador gran parte de los equipos que se han dañado por completo, han tenido alguna falla sin solución o porque no se encuentra el repuesto en el país, son embodegados y posteriormente desechados.

III. OBJETIVOS

III-A. Objetivo general

Desarrollar un prototipo de rayos X periapical de alta frecuencia utilizando conocimientos mecatrónicos para la evaluación de viabilidad de producción nacional.

III-B. Objetivos específicos

- Desarrollar el diseño estructural mecánico realizando los análisis de selección de material, esfuerzos, deformación, tolerancia, factor de seguridad.
- Desarrollar un sistema electrónico que permita el control del prototipo de equipo de rayos X periapical de alta frecuencia.
- Construir el prototipo de rayos X periapical de alta frecuencia para la validación de sus etapas mecánicas y electrónicas.
- Desarrollo de un manual de usuario para el uso correcto y seguro del prototipo de equipo de rayos X periapical de alta frecuencia.

IV. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

IV-A. Rayos X

Los rayos X, como los llamo Wilhelm Röntgen, fueron descubiertos en 1895. Roentgen fue el primer científico alemán en ganar el Premio Nobel de Física por su descubrimiento. Ocurrió el 8 de noviembre de 1882, cuando Roentgen, mientras estudiaba las características de los tubos de rayos catódicos que previamente se encontraban envueltos en cartón negro, observó que cuando pasaba una corriente de alto voltaje por ellos se producía una luz fluorescente en una pantalla de cianuro de bario y platino que se encontraba ubicada a poca distancia. Sorprendido por este efecto comenzó a realizar más pruebas colocando objetos entre los tubos de rayos catódicos y la pantalla de cianuro a una distancia cada vez más lejana, teniendo como resultado el mismo efecto[2].

En las semanas posteriores a esto Roentgen convenció a su esposa para que fuera objeto de su experimento, colocó su mano en un casete de placa fotográfica para ser expuesta durante 15 minutos como se observa en la figura 1, teniendo como resultado la impresión de los huesos de la mano de su esposa [2].



Figura 1. Primera radiofrágia de la historia [2].

IV-B. Emisión de Rayos X

Los rayos X son energía electromagnética que caracteriza las ondas de energía que se mueven a la velocidad de la luz. Estos rayos ocurren debido a la rápida desaceleración de electrones altamente energéticos que al interactuar con un objeto metálico producen rayos X. Todo este proceso ocurre dentro de un tubo de vidrio como se observa en la figura 2, que está compuesto por un filamento metálico llamado cátodo que al brillar crea una nube de electrones a su alrededor por efecto termoiónico, estos electrones son acelerados cuando existe una diferencia de potencial que ocasiona que salgan disparados hacia el ánodo donde se detienen bruscamente y logran liberar su energía cinética como fotones que representan los rayos X [13].

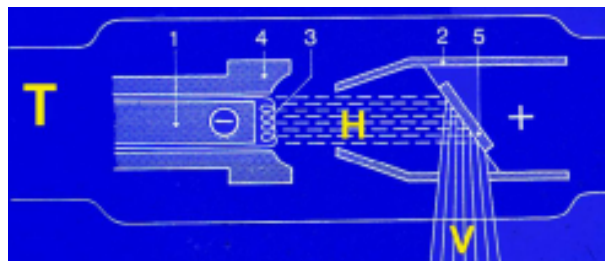


Figura 2. Tubo de Rayos X [13].

IV-C. Rayos X en la medicina

Los principios físicos y efectos biológicos que ocasionaban los nuevos rayos x eran en gran parte desconocidos a finales del siglo XIX, inicialmente los que ocupaban este nuevo descubrimiento eran investigadores del área médica junto a ingenieros y físicos, estos comenzaron a equipar los sótanos de los hospitales para convertirlos en modestas salas radiográficas y de laboratorio, a su vez crearon equipos de rayos X notablemente simples como se observa en la figura 3, estos contaban solamente de un tubo que estaba unido a una viga haciendo que el paciente sostenga una fotoplaca contra su cuerpo para poder realizar la radiografía [11].

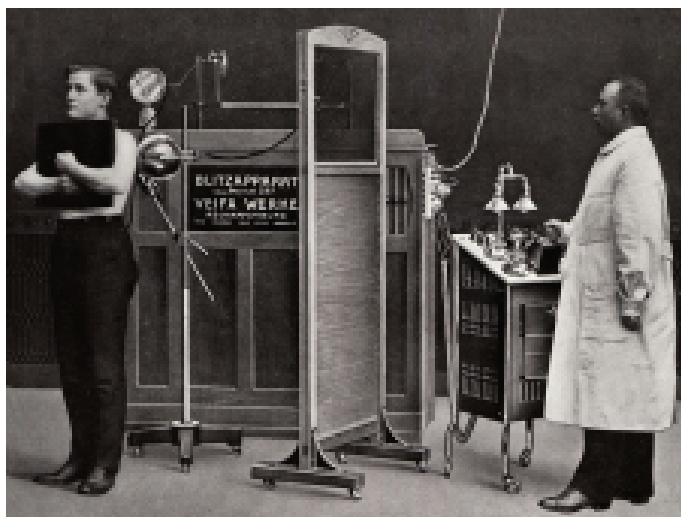


Figura 3. Examen de tórax [11].

IV-D. Tipos de equipos de rayos

Existen una infinidad de equipos de rayos X, en este caso solamente se tendrá en cuenta los que se utilizan en el ámbito médico. Pueden ser divididos dependiendo su tamaño, funcionamiento y aplicación, los cuales se detalla a continuación [14].

IV-D1. Equipo de rayos X estacionario o fijo: Los equipos de Rayos X fijos tienen diferentes propósitos y características técnicas, dependiendo del tipo de rayos X fijo del que se esté hablando, es común encontrarlos con el panel de control empotrado a la pared o con la mesa fijada al piso, son usados para todo tipo de estudios.

IV-D2. Equipo de rayos X rodante: Estos realizan las mismas funciones que un equipo fijo, siendo la única diferencia el poder ser desplazado ya que cuenta con sus propias ruedas que permiten su fácil movimiento, por lo general son usados cuando el paciente no puede transportarse por su propia cuenta a una sala de rayos X.

IV-D3. Equipo de rayos X portátil: Los equipos de Rayos X portátil a diferencia de los rodantes son mucho más fáciles de transportar ya que son menos pesados y más pequeños, cuentan con una maleta que hace más fácil su traslado y por el hecho de ser equipos pequeños pueden ser armados en cualquier lugar, son equipos de poca capacidad que solamente son usados en ciertas ocasiones.

IV-E. Rayos X en la odontología

Desde que se inventaron los rayos X se ha implementado esta técnica para efectuar diagnósticos médicos por imagen en odontología, por ende, se han preocupado por realizar equipos cada vez más precisos mejorando su funcionalidad. La primera radiografía maxilofacial fue realizada en una placa de vidrio que se encontraba envuelta en papel negro y recubierta de una solución fotográfica, tuvo un tiempo de exposición de 23 minutos[8]

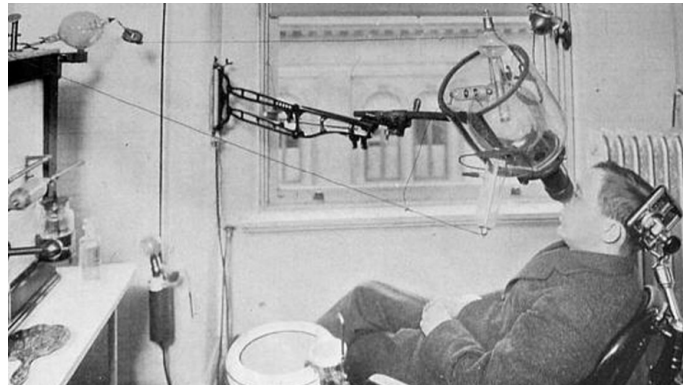


Figura 4. Primeros equipos de rayos X [8].

IV-F. Equipo de rayos X periapical

Los equipos para radiografías intraorales deben su nombre a la necesidad del receptor de la radiación, cuando se habla de un rayos X periapical se entiende que para poder visualizar la radiografía se necesita de un receptor que va dentro de la boca del paciente directamente detrás de la pieza dental a examinar ya que abarcan un área determinada en la parte maxilofacial[8].

Estos se dividen según su instalación:

- Fijos: Se encuentran empotrados a la pared.
- Móviles: Tienen un pedestal y ruedas que les permiten desplazarse
- Portátil: Pueden ser trasladados a cualquier lugar.

IV-G. Partes de un equipo de rayos X periapical

- Panel de control: Aquí se encuentra la parte del encendido del equipo junto a una luz indicadora que señala que ya se encuentra iniciando, un botón para realizar la radiografía y los parámetros que se requieren para el control, siendo estos el tiempo de exposición, kilovoltios (kVp) y los amperios (mA) los cuales sirven para regular los rayos X como se ve en la figura 5.

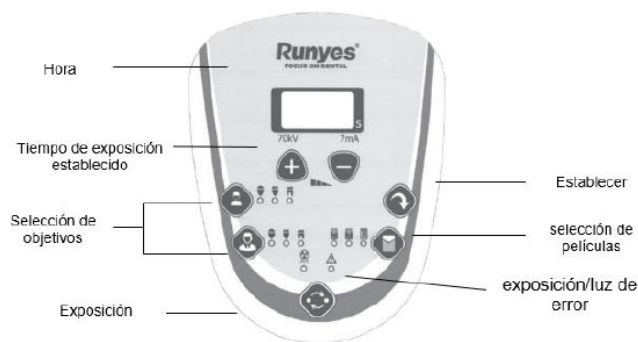


Figura 5. Panel de control de un equipo de rayos X periapical [29].

Lo único que se puede controlar en los equipos de rayos X periapicales son los miliamperios que se utilizan por segundo, este utiliza marcadores de tiempo mecánicos o eléctricos, los mecánicos utilizan los principios básicos del reloj, lo que los hace muy precisos por su parte los electrónicos, que son los que regulan el número de pulsos de la corriente alterna, son mucho más precisos que los mecánicos ya que registran con facilidad tiempos en décimas de segundo[39].

- **Móviles:** Brazo de extensión: Es el que une las partes del equipo (cabezal y panel de control), también es el que suspende el cabezal y facilita su movimiento, dentro de él se puede encontrar los alambres o cables eléctricos que permite el paso de información desde el inicio del panel de control hasta el cabezal como se muestra en la figura 6.



Figura 6. Brazo de extensión [29].

- **Cabezal:** Es básicamente la cabeza del equipo, en la parte interna del contorno del cabezal se encuentra un recubrimiento de plomo que es el que evita que haya fugas de radiación.
- **Cono:** Es un cilindro que en su interior se encuentra recubierto de plomo, se extiende desde una abertura localizada en el cabezal llamada colimador hasta la zona específica donde se le realizará la radiografía al paciente, este ayuda a dar la forma al haz de rayos X.



Figura 7. Cabezal de un equipo de rayos X periapical[29].

IV-H. Arquitectura del circuito de control

IV-H1. Microcontrolador Arduino: Arduino es una plataforma de desarrollo que se basa en una placa electrónica de hardware libre. Esta placa incluye un microcontrolador reprogramable y una serie de pines hembra que facilitan

la conexión con sensores y actuadores [31]. El microcontrolador utilizado en la placa Arduino es el modelo ATmega328P de la marca Atmel. La "P" en su nomenclatura indica que este chip incorpora la tecnología "PicoPower" de Atmel, lo que permite un consumo eléctrico ligeramente inferior en comparación con el modelo equivalente sin "PicoPower", el ATmega328.

Arduino tiene varias ventajas:

- Gran comunidad:
Arduino cuenta con una amplia comunidad de usuarios que genera una gran cantidad de documentación, lo que facilita la resolución de problemas y el desarrollo de proyectos.
- Entorno de programación multiplataforma:
El entorno de desarrollo de Arduino se puede instalar y ejecutar en sistemas operativos Windows, Mac OS y Linux, lo que brinda mayor accesibilidad y flexibilidad a los desarrolladores.
- Lenguaje de programación fácil de entender:
El lenguaje de programación de Arduino está basado en C++, lo que lo hace accesible para los nuevos programadores. Al mismo tiempo, permite a los programadores más experimentados aprovechar al máximo sus capacidades y adaptarlo a diferentes situaciones.

En el prototipo de rayos X periapical, el microcontrolador desempeña varias funciones importantes:

- Control de Operaciones:
El microcontrolador gestiona las secuencias de encendido y apagado del sistema de rayos X periapical. Controla la exposición a los rayos X, asegurando que se mantenga dentro de los parámetros de seguridad y efectividad. Esto incluye activar y desactivar los circuitos de alta tensión en los momentos precisos para lograr imágenes claras y precisas.
- Procesamiento de Datos:
El microcontrolador recopila datos de varios sensores integrados en el sistema, como sensores de corriente, voltaje, temperatura y posición. Utiliza estos datos para tomar decisiones en tiempo real basadas en algoritmos programados. Por ejemplo, si un sensor detecta una anomalía, el microcontrolador puede ajustar la operación del sistema o activar una alarma.
- Comunicación:
El microcontrolador interactúa con la interfaz de usuario, permitiendo que los operadores configuren y monitorean el sistema fácilmente. También se comunica con otros componentes del sistema, como los actuadores que posicionan el cabezal del equipo de rayos X, asegurando una operación coordinada y eficiente.

IV-H2. Interfaz de Usuario:

- Nextion:
Es una plataforma de pantallas táctiles inteligentes diseñada para facilitar la creación de interfaces de usuario (UI) en proyectos embebidos y sistemas electrónicos [6]. Destaca por su enfoque integrado, permitiendo a los diseñadores y desarrolladores crear interfaces gráficas de usuario de manera eficiente, sin necesidad de una programación extensa.
- Editor Nextion:
La plataforma de pantallas táctiles inteligentes tiene como objetivo facilitar la creación de interfaces de usuario (UI) para sistemas electrónicos y proyectos embebidos. Su enfoque integrado lo distingue de los demás, lo

que permite a los diseñadores y desarrolladores crear interfaces gráficas de usuario de manera efectiva sin requerir una programación extensa. Funcionalidades:

- **Arrastrar y Soltar:**
Permite agregar elementos gráficos como botones, sliders, textos y más simplemente arrastrando y soltando.
- **Interactividad Visual:**
Facilita la configuración de la interactividad visual de los elementos sin necesidad de escribir código, lo que simplifica la creación de interfaces dinámicas.
- **Compatibilidad con Microcontroladores:**
Se integra fácilmente con varios microcontroladores populares, incluyendo Arduino, Raspberry Pi y otros. Esta compatibilidad simplifica la conexión y la comunicación entre la pantalla y el hardware subyacente.
- **Simulación en Tiempo Real:**
Una característica valiosa del Editor Nextion es la capacidad de simular la interfaz en tiempo real dentro de la propia herramienta antes de cargarla en la pantalla real ya que permite a los diseñadores verificar la apariencia y funcionalidad de la interfaz antes de la implementación final.

IV-I. Arquitectura del circuito de alta tensión

El circuito de alta es esencial en el funcionamiento del sistema, ya que se encarga de monitorear y controlar diferentes parámetros críticos, como el kilovoltio y miliamperio, a través del microprocesador. Su principal función es garantizar una supervisión constante y precisa de estos parámetros. Es importante destacar que el circuito de alta se convierte en el núcleo principal del sistema, ya que gestiona y coordina todos los elementos críticos de manera eficiente y seguro.

IV-II. Transformadores de alta tensión : La fuente de alimentación en una máquina de rayos X tiene dos funciones básicas:

- Proporcionar corriente de bajo voltaje para calentar el filamento del tubo de rayos X y generar una amplia diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo. El transformador reductor disminuye la tensión de la corriente alterna y su funcionamiento se controla mediante la regulación de la intensidad del filamento. Esto permite ajustar el flujo de corriente en el circuito.
- Por otro lado, el transformador elevador proporciona el voltaje elevado necesario para acelerar los electrones del cátodo al ánodo del tubo de rayos X, lo que a su vez permite generar rayos X [12].

De esta manera, ambos transformadores trabajan en conjunto para garantizar el correcto funcionamiento de la máquina de rayos.

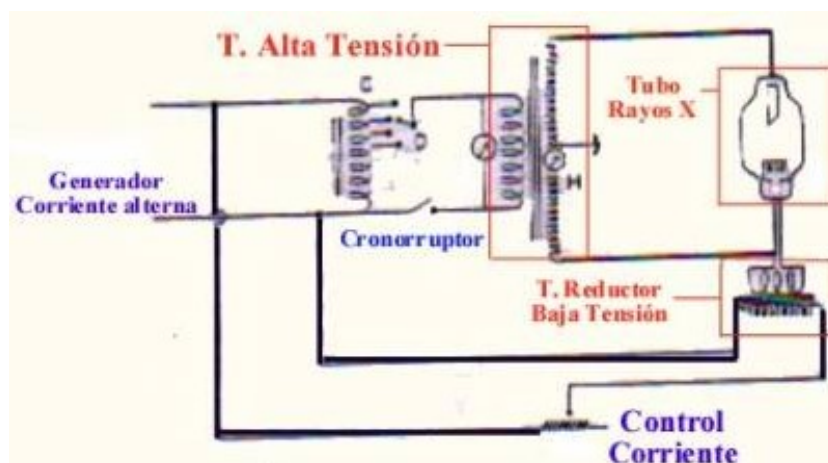


Figura 8. Diagrama de un transformador de alta [15].

- Transformador de núcleo dividido: En un transformador de núcleo dividido, el núcleo magnético se divide en dos o más secciones, con devanados, o bobinas de alambre enrollado, que se extienden sobre cada sección del núcleo. Esta disposición garantiza que el flujo magnético se distribuya uniformemente a lo largo de cada sección del núcleo, lo que brinda a los diseñadores una flexibilidad adicional en la fabricación del núcleo del dispositivo. Además, esta estructura permite una optimización de las propiedades magnéticas y térmicas del núcleo. Aquí hay algunas ventajas que presenta esta topología de transformador:
 - Distribución uniforme del flujo magnético: Debido a la segmentación del núcleo, el flujo magnético en cada sección es uniforme. Esto mejora continuamente la calidad del transformador.
 - Flexibilidad del diseño: Segmentar el núcleo proporciona una mayor flexibilidad de diseño para adaptarse a diferentes requisitos de aplicación.
 - Características magnéticas y térmicas ajustadas / optimizadas: En el núcleo dividido, se pueden mejorar o ajustar varias características magnéticas y térmicas del transformador para un mejor rendimiento y eficiencia.

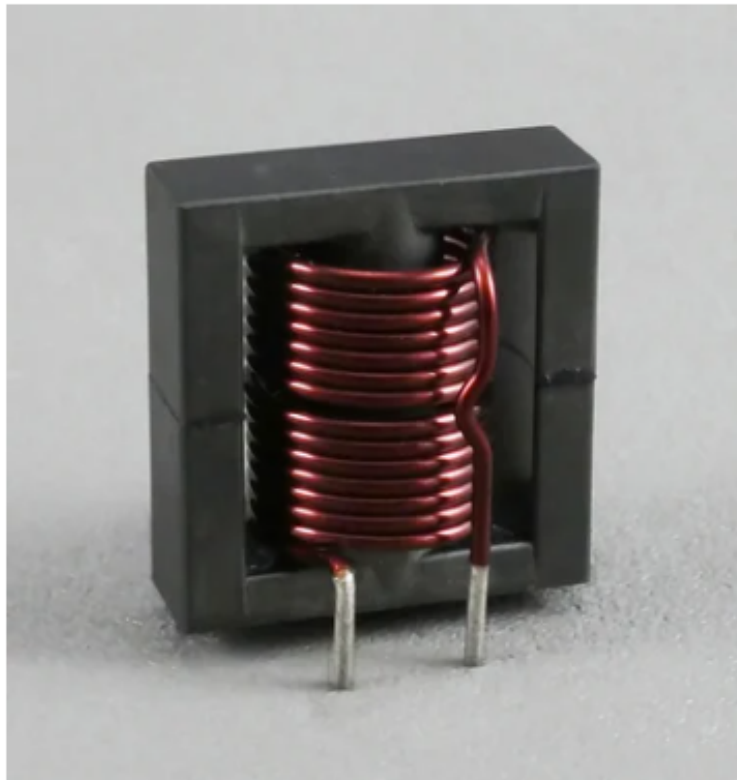


Figura 9. Tipos de materiales inductores [35].

- Transformador de núcleo toroidal: Un transformador toroidal utiliza un núcleo magnético con forma de anillo en su configuración. Esto le proporciona ciertas ventajas sobre los transformadores de núcleos más tradicionales, como el recto o el tipo en E.

Las ventajas de un transformador toroidal incluyen dispersión reducida del campo magnético, menos pérdidas por corrientes parásitas debidas al toroidal en anillo de la forma del núcleo y mejor eficiencia volumétrica. Además, el núcleo toroidal cerrado minimiza la dispersión del campo magnético y, por lo tanto, las pérdidas. La selección de materiales para el diseño del transformador toroidal es un paso importante.

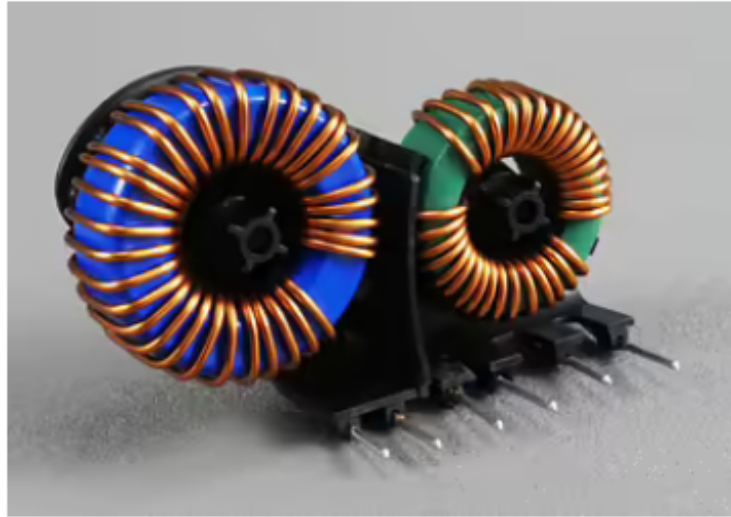


Figura 10. Tipos de materiales inductores [35].

IV-I2. Ferritas: Estas ferritas son bien conocidas por sus bajas pérdidas a altas frecuencias y se producen a partir de aleaciones que incluyen óxidos de hierro, zinc, manganeso y otros metales. Los polvos triturados de estos materiales reactivos se mezclan con óxidos aislantes y se moldean mediante técnicas cerámicas muy primarias. Como resultado, no es difícil hacer ferritas en casi cualquier forma y tamaño. En cuanto a sus propiedades magnéticas, las ferritas generalmente tienen una densidad de flujo de saturación de aproximadamente 300 a 500 miliTesla . Además, la inclusión de óxidos también aumenta la resistividad específica del material en órdenes de magnitud, por lo tanto, la ferrita minimiza las pérdidas debido a corrientes parásitas. Estos temas se han desarrollado mucho en la fabricación, y los investigadores han progresado significativamente en la mejora de las ferritas magnéticas en las últimas décadas[36].

- **Núcleo copa:** Este tipo de núcleo se usa en inductancias y transformadores. El diseño del núcleo de la taza se puede reconocer por su forma circular con un interior hueco unido por un alambre. Específicamente, esta forma de núcleo proporciona una función protectora: no se produce radiación y la interferencia en este tipo de inductancia o transformador disminuye. Por otro lado, este núcleo no es adecuado para altas potencias y frecuencias, debido a su forma, es bastante costoso[36].

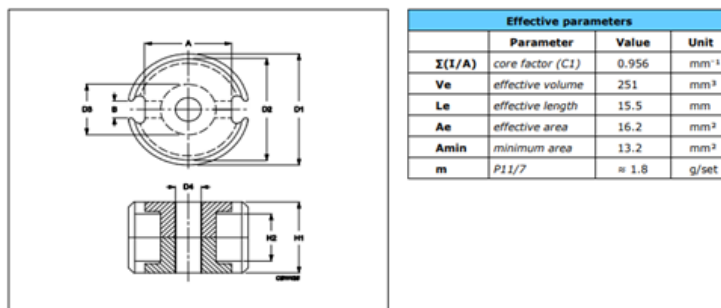


Figura 11. Nucleos de Ferroxcube [36].

- **Núcleo E:** La geometría del núcleo E sigue siendo un diseño económico y versátil y es adecuada para muchos trabajos. En el marco del uso de ferritas de potencia, estos se utilizan en muchos diseños para trabajar con tensiones y potencias altas. Por otro lado, los núcleos U también se utilizan a menudo en inductores de salida, inductores de filtro de entrada a circuito de alimentación, y transformadores para fuentes conmutadas.

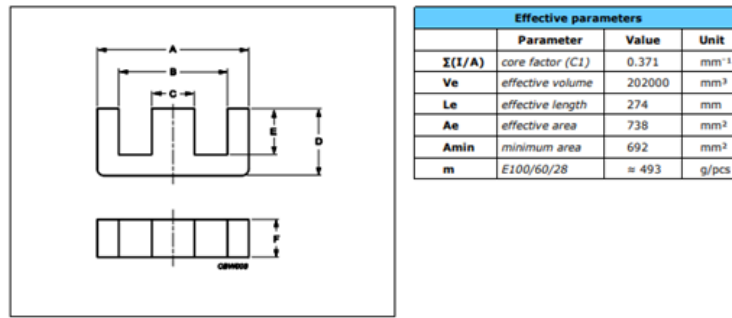


Figura 12. Núcleos de Ferroxcube [36].

- **Núcleo PQ:** Los núcleos PQ son proyectados especialmente para aprovechar los productos de fuentes de fuerza conmutada. Su diseño ha sido detallado de forma correcta para utilizar la proporción adecuada de la bobina y el área superficial al campo, de forma que la inductancia y la capacidad del bobinado trabajen con un mínimo de tamaño [36]. Los núcleos de esta clase dan la máxima entrega de energía al continuar a la proporción más baja concebible, o sea, ocupan el mínimo espacio en el PCB.

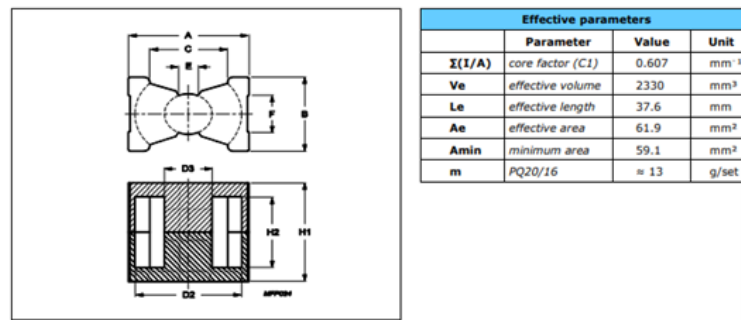


Figura 13. Núcleos de Ferroxcube [36].

- **Núcleo U:** Los núcleos U de ferrita cuentan con propiedades magnéticas excelentes, por lo que son la mejor opción para muchas aplicaciones en electrónica y energía. Fabricados de ferrita, material con propiedades magnéticas excepcionales [36], dichos núcleos destacan por las siguientes ventajas:
 - Permeabilidad magnética alta: Los núcleos U de ferrita tienen permeabilidad altamente magnética, y por eso se consideran eficaces en cuanto a la transferencia de la energía magnética en inductividad y transformadores.
 - Pérdidas bajas a frecuencias altas: Estos núcleos logran minimizar las pérdidas a las frecuencias más altas [36], por eso se pueden aplicar para muchos casos en cuanto al suministro de energía.
 - Volumen y eficiencia optimizados: Gracias a la excelente relación entre el volumen y la superficie del núcleo[36], los núcleos de ferrita se caracterizan por la optimización del tamaño y del rendimiento respecto a los núcleos de hierro o silicio.
 - Aplicaciones en inductancias y filtros: Por las ventajas mencionadas anteriormente, los núcleos de ferrita se utilizan en los inductores de salida, filtros de la entrada en sistemas de potencia así como en los

transformadores para fuentes conmutadas y de alta frecuencia.

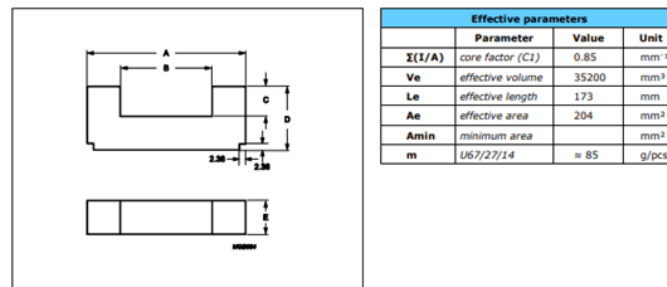


Figura 14. Nucleos de Ferroxcube [36].

IV-I3. Bobinas: El bobinado de un transformador es un conjunto de vueltas o espiras de alambre conductor, cuya disposición es generalmente helicoidal. Por otro lado, las espiras se bobinan alrededor de un núcleo de hierro laminado. Este núcleo actúa como un camino magnético que se encarga de dirigir el flujo del campo electromagnético producido por las bobinas. En un transformador, estas bobinas son denominadas como devanados y son necesarias para proporcionar un camino conductor a la corriente eléctrica y para producir el campo magnético del dispositivo. Las funciones anteriormente mencionadas ayudan a transferir eficazmente la energía de un circuito a otro.

Asimismo, las bobinas de un transformador pueden variar en su tipo y configuración según el diseño del transformador y su aplicación específica. En conclusión, la cantidad de vueltas de alambre afecta a la inductancia de las bobinas y a la aptitud del transformador de cambiar el voltaje. Además, las bobinas contienen un revestimiento de barniz con el objetivo de evitar un cortocircuito entre los alambres y de proteger de la humedad y contaminación.

IV-I4. Ampolla de Rayos X: La parte más esencial de la generación del haz de rayos X. Esto consiste en un tubo al vacío que contienen a un ánodo, cátodo y un contenedor de vidrio como se ve en la figura 15.

- **Ánodo:** Es el electrodo positivo en el cual los electrones colisionan y por lo tanto se generan los rayos X. Contiene un delgado disco de tungsteno cuya función es la de convertir los electrones a fotones de rayos X.
- **Cátodo:** Es el electrodo negativo y contiene un filamento de alambre de tungsteno: Su función principal es la de proveer los electrones necesarios para los rayos x. Estos electrones son generados por la cátodo al calentarse formando una nube de electrones que es atraída al ánodo por una alta diferencia de potencial[1].

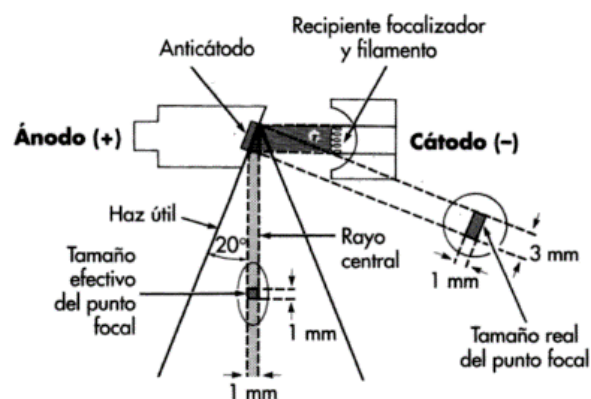


Figura 15. Tubo de rayos X [1].

IV-15. Circuito rectificador de alta tensión: Los rectificadores de alta tensión son esenciales para los equipos de rayos X, ya que tienen la función de transformar la corriente alterna en continua. Esto es importante para que los tubos de rayos X funcionen con una tensión alta, estable y continua[22].

■ **Tipos de Rectificadores:** Se pueden diferenciar varios tipos de rectificación:

- Rectificadores de media onda: Este tipo recibe el nombre debido a que solo deja pasar la mitad de la onda cuando la corriente cambia el sentido, lo que suele realizarse empleando solo un diodo, es decir, no hay paso a la tensión más alta en una dirección.

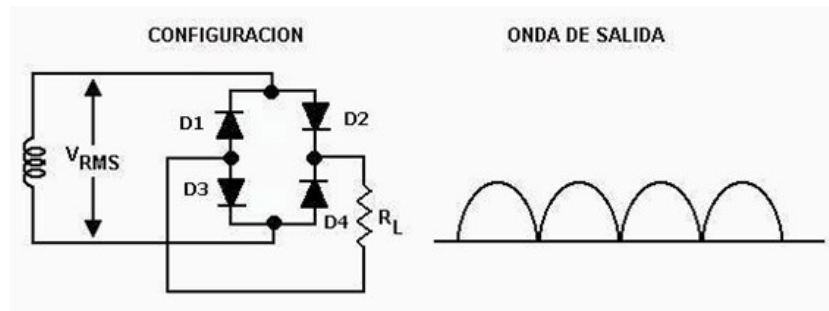


Figura 16. Rectificador de media onda[32].

- Rectificadores de onda completa: Emplea un transformador con un generador central que en el secundario tiene un tope. En cada parte de la onda actúan dos diodos, los cuales rectifican la mitad del ciclo de corriente alterna, produciendo una salida de corriente continua la cual es aprovechada por ambas mitades del ciclo. Con esto, la onda se invierte en dos fases de igual magnitud, lo que eleva la eficiencia y reduce el rizado, aunque complica el circuito y aumenta costos.

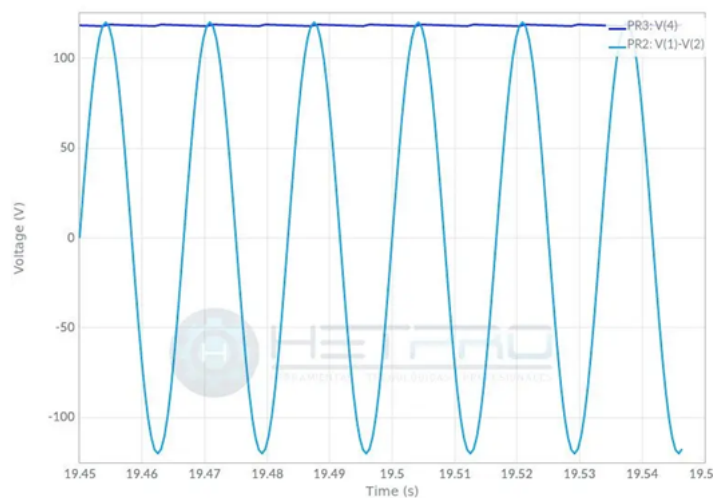


Figura 17. Rectificador de onda completa [32].

- Rectificador de puente de diodos: Este es el tipo de rectificación para las dos partes de la onda y, por ende, es la que menor rizado genera en la corriente continua. Está formado por cuatro diodos y, aunque es más complejo y caro por el número de diodos, se justifica por la elevación de la calidad de la corriente continua en aplicaciones tan críticas como la de los rayos x.
- **Diodos:** Los diodos de alta tensión y de alta corriente son esenciales porque están diseñados con el fin de que no se quemen. Sin embargo, es fundamental que solamente se deje pasar la mitad al elemento, sino no

tendría sitio para desagotar su energía, y no sirve para emplear los dos extremos, pues en este caso también hay pérdidas energéticas.

- **Filtros:** Los filtros son componentes comúnmente utilizados en equipos de rayos X para suavizar la salida de tensión luego de la rectificación[33]. Algunos de los dispositivos más utilizados en los filtros son los condensadores de filtro y las bobinas inductivas:



Figura 18. Condensadores [33].

- **Condensadores de filtro:** Estos componentes absorben energía y la liberan suavizando posteriormente las variaciones de tensión en la salida. De esta forma suavizan las conmutaciones de corriente continua que restan.
- **Bobinas inductivas:** Restringen los cambios de corriente continua, de tal forma que las ondulaciones que faltan en la salida de corriente son igualmente suavizadas.

IV-J. Componentes Mecánicos

IV-J1. Requisitos para la satisfacción del diseño mecánico:

- **Momento de inercia:** El momento de inercia es una medida de la resistencia de un objeto al cambiar su estado de movimiento rotacional. En otras palabras, es una propiedad física que describe la energía que se necesita para acelerar o desacelerar un objeto en rotación [17].
- **Esfuerzos:** Es el esfuerzo que se produce cuando se aplica una fuerza de tracción a una estructura, como cuando se estira un cable o una cuerda.
- **Deformación:** Es un factor importante a considerar, ya que puede afectar el funcionamiento y la durabilidad de una pieza o estructura. Se refiere a un cambio en la forma de una pieza como resultado de una carga aplicada, ya sea una fuerza, un momento, una presión o una temperatura[17].
- **Tolerancia:** Se refiere a la cantidad permisible de variación en las dimensiones y características de un componente mecánico sin afectar su funcionamiento. Las tolerancias se fortalecen para garantizar que los componentes se ajusten y se ensamblen correctamente, lo que a su vez ayuda a garantizar que el sistema mecánico funcione correctamente.

- **Factor de seguridad:** Es un parámetro importante en el diseño mecánico que se utiliza para determinar la capacidad de una estructura o componente para soportar una carga sin fallar. El factor de seguridad se determina como la relación entre la carga de diseño o de trabajo para la cual se ha diseñado y la carga máxima que puede soportar una estructura o componente. En general, un factor de seguridad alto indica que la estructura o componente es más seguro y puede soportar una carga mayor sin fallar. Por otro lado, un factor de seguridad bajo indica que la estructura o componente es menos seguro y es más probable que falle bajo carga. El factor de seguridad se determina durante la etapa de diseño y se basa en varios factores, como el material utilizado, la geometría de la estructura o componente, el tipo de carga aplicada y las condiciones de servicio. El valor del factor de seguridad mejorado puede variar según la aplicación y el nivel de riesgo aceptable para la situación específica.

IV-J2. Materiales para la construcción de brazos mecánicos :

- **Ligereza:** El aluminio es un material de baja densidad, lo que lo convierte en una elección ideal para aplicaciones en las que se requiere ligereza sin sacrificar la resistencia estructural. En el caso de un brazo mecánico para equipos médicos, la ligereza del aluminio facilitará la movilidad del brazo, permitiendo un fácil posicionamiento y ajuste.
- **Buena resistencia:** A pesar de ser liviano, el aluminio exhibe una resistencia mecánica considerable. Esto es esencial para garantizar que el brazo pueda soportar eficientemente el peso de los componentes y la carga útil, manteniendo su integridad estructural a lo largo del tiempo. La combinación de ligereza y resistencia del aluminio es crucial para la funcionalidad y durabilidad del brazo.
- **Resistencia a la corrosión:** El aluminio forma una capa de óxido natural que proporciona protección contra la corrosión. Esta resistencia a la corrosión es especialmente valiosa en entornos médicos, donde se pueden usar agentes desinfectantes y se requiere un mantenimiento fácil y durabilidad a largo plazo.
- **Polímeros de ingeniería:**
 - **Versatilidad:** Los polímeros de ingeniería ofrecen una amplia gama de propiedades y características que los hacen adaptables a diferentes requisitos de diseño. Pueden ser moldeados fácilmente en diversas formas y tamaños, lo que facilita la personalización del brazo mecánico según las necesidades específicas de la aplicación médica.
 - **Amortiguación de vibraciones:** Los polímeros tienen la capacidad de absorber vibraciones, lo que es beneficioso para evitar la transmisión de vibraciones no deseadas a equipos médicos sensibles. En un entorno donde la precisión es crucial, la capacidad de los polímeros para reducir vibraciones contribuye a un rendimiento más estable y preciso del brazo mecánico.
 - **Baja densidad:** Los polímeros son generalmente ligeros debido a su baja densidad. Esta característica es especialmente valiosa para reducir el peso total del brazo, lo que facilita su manipulación y movimiento. La combinación de ligereza y capacidad de amortiguación de vibraciones convierte a los polímeros en una opción adecuada para aplicaciones médicas donde se requiere precisión y maniobrabilidad.

IV-K. Normativas

- **Norma IEC 60601-1:** Es de importancia crucial en el campo de los equipos médicos eléctricos, incluidos los sistemas de rayos X. La normativa proporciona las reglas generales para asegurar la seguridad básica y el rendimiento esencial de los dispositivos de ese tipo para proteger a los pacientes y al personal médico que los utiliza. La normativa tiene dos objetivos principales. Primero, con respecto a la seguridad básica, se ocupa de la protección eléctrica, que es una medida para prevenir descargas y de la seguridad mecánica, que es la protección de las partes mecánicas de un sistema para prevenir lesiones por su parte. Además, la normativa

establece la regla de seguridad térmica para asegurar que un sistema no se caliente excesivamente, lo que causaría quemaduras o incendios[5].

El segundo objetivo es garantizar el rendimiento esencial del sistema y abarca la precisión, fiabilidad y función en condiciones de fallo. Con respecto a la estructura de la normativa, aborda la gama de problemas, desde el alcance y propósito hasta las normas, proporciona también un marco que especifica la lista de dispositivos abarcados y las excepciones permitidas[5].

La especificación de los requisitos generales de seguridad aborda los problemas de identificación, marcado, diseño eléctrico, diseño mecánico, control térmico y protección contra radiación. Además, proporciona las pautas para el rendimiento esencial, como la precisión de las mediciones, la frecuencia cero de los errores de operación y la compatibilidad electromagnética.

Por último, trata el problema de la importancia del mantenimiento, las pruebas regulares, el peligro y la gestión de riesgo, lo que implica asegurar que un sistema sea probado para identificar y mitigar los peligros del uso del sistema. La IEC 60601-1 juega un papel fundamental proporcionando el estándar global que garantiza que los sistemas médicos eléctricos cumplan con los requisitos básicos de rendimiento y seguridad. El cumplimiento aísla a los pacientes y al personal médico del peligro, pero también asegura la efectividad del tratamiento. Es digno de mención que, en muchos países, el cumplimiento de este estándar es un requisito estatutario para introducir sistemas médicos en el mercado[5].

- Norma IEC 60601-2-65: Es una normativa específica relacionada con la regulación de los equipos de rayos X empleados en el ámbito odontológico. Por un lado, esta norma se elabora para proteger la seguridad básica y el desempeño esencial de dichos dispositivos radiológicos. Por otro lado, la relevancia de este documento regulatorio está en su extrema meticulosidad en términos de seguridad radiológica y protección frente a la exposición relacionada de los equipos descritos en el contexto de la práctica dental[23].

Esta norma proporciona especificaciones exhaustivas con el objetivo de asegurar que los equipos de rayos X dentales cumplan con los más altos estándares de seguridad y desempeño. En particular, este documento regula la prevención referida de la exposición excesiva a la radiación para ambos pacientes y personal dentista y garantiza el funcionamiento seguro de los equipos. Aparte, esta normativa incluye los requerimientos técnicos para el diseño y ensamblaje de equipos de rayos X dentales, describiendo las particularidades del desempeño y seguridad específicas[23]. Además, proporciona las pautas detalladas relacionadas con el encendido y apagado de los equipos, a su vez explicaciones con respecto a las medidas de protección a emplear durante el uso de los equipos por parte del personal u otro especialista y los pacientes[23].

Finalmente, proporciona las recomendaciones relativas entre los protocolos de calibración y mantenimiento asociados con los equipos descritos con la finalidad de asegurar su funcionamiento correcto en todo momento. Existen pautas relacionadas con los protocolos de las pruebas de conformidad que permiten verificar cumplimiento de las normas relacionadas con la seguridad y desempeño.

- Norma ISO 9001 e ISO 14001: Las Normas ISO 9001 e ISO 14001 son muy importantes en lo que respecta a la fabricación de piezas y ensamblajes mecánicos para equipos de rayos x ya que estas aseguran la calidad de los productos y la responsabilidad medioambiental de los procesos de producción[26]. De acuerdo a la información proporcionada por ISO, la ISO 9001 es un estándar relacionado con el Sistema de Gestión de Calidad, el cual permite a las compañías mantener la calidad a lo largo de todas las operaciones[25]. En lo que toca a la producción de componentes y ensamblajes mecánicos para equipos de rayos X, la ISO 9001 asegura que el proceso de producción sea uniforme, controlado y en consonancia con las necesidades de los clientes, al tiempo que se enfoca en la mejoría constante.

En cuanto a ISO 14001, este es un estándar del Sistema de Gestión Ambiental, que guía a las compañías en

lo relativo a todas las operaciones que pueden afectar el medio ambiente.

En el proceso de fabricación de componentes para equipos de rayos x, la referida norma asegura que las compañías sigan los procedimientos y prácticas que permitan la reducción del uso de recursos naturales, minimización de la cantidad de desperdicios y promover la sostenibilidad de las fuentes naturales a lo largo de la cadena de producción [3]. Estas normas son importantes ya que aseguran que los procesos de producción sigan los más altos patrones de calidad y minimicen daños al medio ambiente. La ISO 9001 permite asegurarse que se produzcan piezas de alta calidad con ensambles mecánicos caracterizados por la fiabilidad y conformidad con las especificaciones técnicas apropiadas. Por otro lado, la ISO 14001 se asegura de que estos procesos se realicen de tal forma que el daño al ambiente sea mínimo, asegurando la conservación de los recursos naturales [3].

V. MARCO METODOLÓGICO

A continuación, en la figura 19 se presenta la metodología que se llevó a cabo en el proyecto de titulación. Dado que el objetivo de este proyecto será desarrollar un prototipo de un rayos X periapical de alta frecuencia, se recurrió a una investigación exploratoria donde se identifican las fases del diseño.

El desarrollo de este proyecto se lo realizo en tres etapas: etapa inicial, etapa media y etapa final, relacionando las variables que se definen en el proceso de fabricación y diseño.

Diagrama de flujo inicio del proceso

Maria Jose Alvarado Morales | March 3, 2023

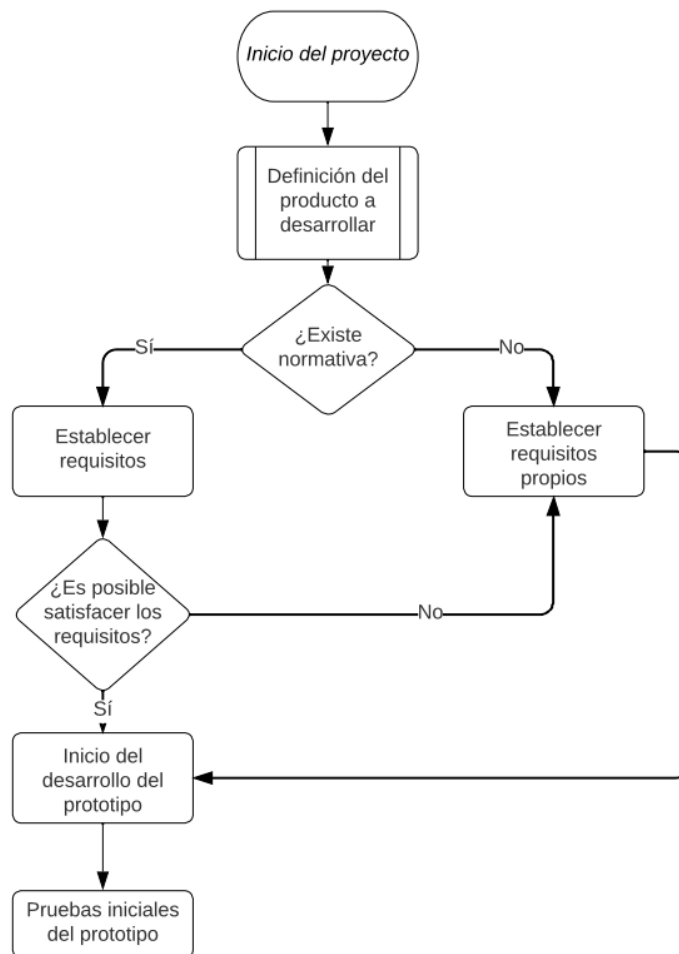


Figura 19. Planificación del diseño del prototipo.

V-A. Desarrollo del dispositivo

En la figura 20 se muestran las partes que tiene el prototipo de este proyecto, en la que se puede notar las siguientes: Etapa de cabezal, etapa de interfaz hombre máquina, etapa de control y parte la estructura mecánica.

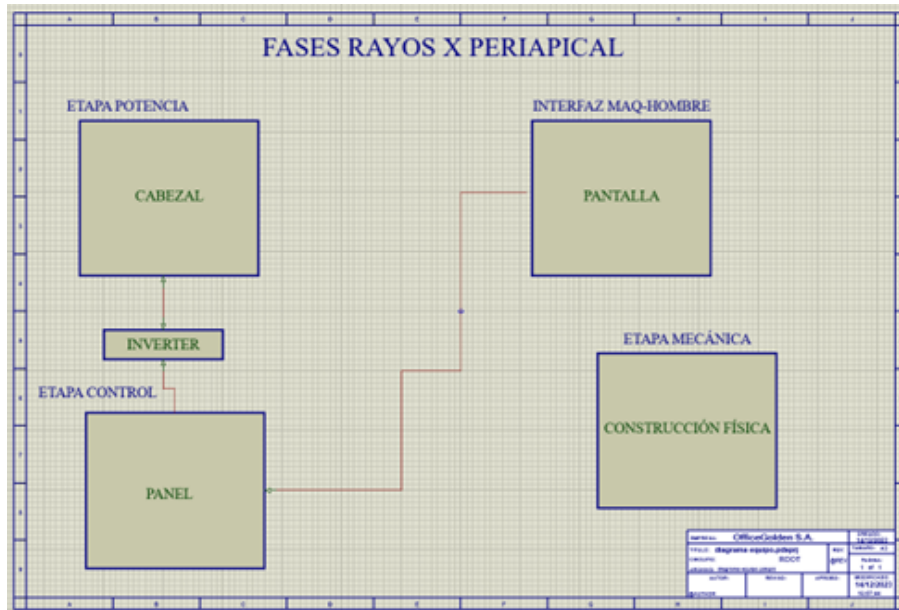


Figura 20. Etapas para la construcción de un equipo de rayos X periapical.

- Etapa de potencia: Con el propósito de producir rayos X, se proyectó y construyó un multiplicador de voltaje. Dicho dispositivo incluye toda una serie de diodos y capacitores cuya misión consiste en el incremento de la tensión eléctrica. Este sistema se emplea para generar los rayos X, el cual acelera el desplazamiento de electrones formando una tensión tal que, al chocar con el tungsteno en el ánodo, se generan los rayos X. El diseño se complementa con un transformador con núcleo de ferrita, que es conocida por su alta eficiencia, lo que mejora la eficacia de transformación de energía.
- Etapa control: Para esta etapa, se diseñó un circuito que consta de resistencias, diodos, capacitores, reguladores de voltaje, MOSFET y transistores, todos seleccionados y ajustados para proveer una operación estable y segura. Se añade también un controlador PWM con el que se diseña un oscilador, a través de esta herramienta se configura la frecuencia a la que se trabajó.

En esta etapa se encuentra también una interfaz gráfica, diseñada en Nextion. Esta etapa desempeña una función clave en el sistema, ya que con esta herramienta el operador puede controlar con precisión el tiempo de exposición de los rayos X. Dicha interfaz gráfica envía comandos al controlador, para que active el inversor, es decir, debe poner el medio puente en estado 'alto' exactamente el porcentaje de tiempo necesario para obtener la radiografía deseada. Esta etapa de control está ubicada en el panel del equipo, convenientemente accesible y manipulable por el usuario. La implementación de esta interfaz tiene como resultados no tan sólo simplificar el proceso de uso del equipo, sino también lograr un control preciso y seguro.

- Etapa Mecánica: Después de culminar con éxito las fases mencionadas en el diagrama de la figura 20, se han realizado simulaciones exhaustivas de los circuitos con el objetivo de asegurar su funcionamiento preciso y eficiente, posterior a ello se pasó con el diseño impreso del PCB. Este paso se tomó con este objetivo estratégico de mejorar el procedimiento de diseño planificado y avanzar eficazmente con la creación del prototipo. Las simulaciones en estas etapas tempranas no es solo una medida de calidad y seguridad de funcionamiento,

sino también un instrumento valioso que permite identificar las áreas que puedan necesitar alguna optimización o mejora.

V-B. Diseño electrónico del equipo de rayos X periapical

En el diagrama que se muestra en la figura 21, se observan las partes eléctrica y electrónica necesarias para el correcto funcionamiento del equipo a su vez permite tener un diseño estructural de los etapas que se van a realizar.

Como se pudo apreciar en el diagrama que se muestra en la figura , la parte electrónica esta dividida en dos etapas, las cuales se denominaron etapa cabezal y etapa panel de control.

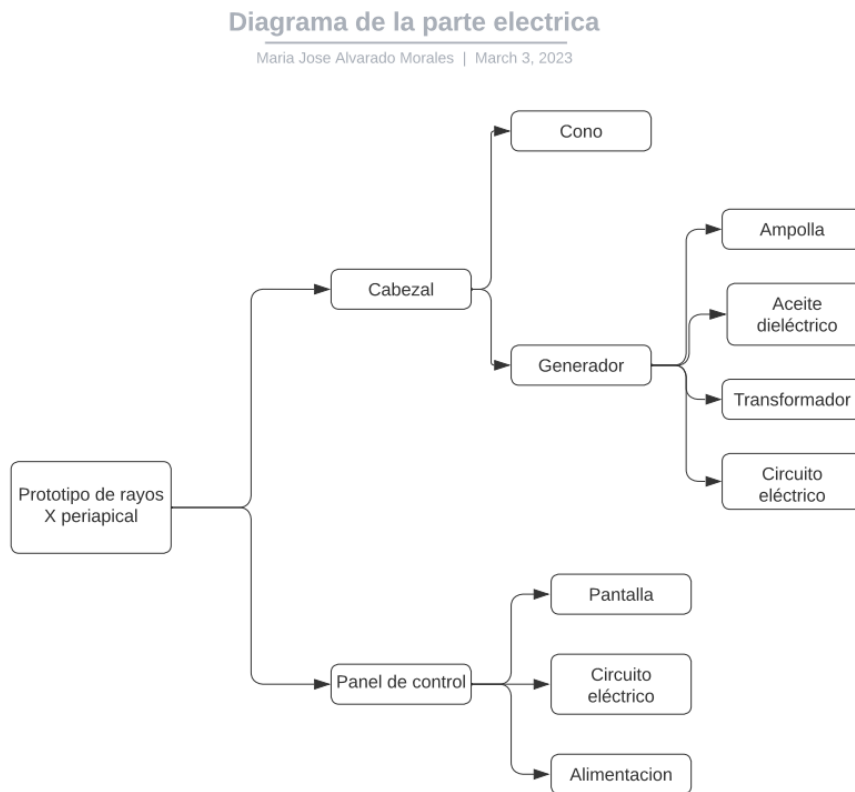


Figura 21. Diagrama etapa electrónica.

V-C. Etapa de potencia

Como se mencionó previamente, en la etapa de control se encuentra el generador de alta tensión, componente que tiene la función principal de generar y supervisar la radiación que emitirá el equipo a manera de rayos X. Esta fase está conformada por el tubo de rayos X, el transformador y el multiplicador. El generador es el mecanismo central que permite producir rayos X.

- Transformador: Una de las funciones esenciales de un transformador de potencia en fuentes de alimentación conmutadas es que transfiere energía de manera eficiente y rápida desde una fuente eléctrica externa hacia una carga. Además de esta función principal, un transformador proporciona otras capacidades importantes:

- En el secundario, es posible usar múltiples salidas con diferentes números de vueltas si se necesita tener diferentes niveles de voltaje.
- La separación de los devanados primario y secundario de alta tensión proporciona una entrada y salida aisladas, algo crucial para la seguridad en aplicaciones que no están conectadas directamente a la red.

Los componentes magnéticos han sido descritos por el siglo I en Antipatros. Sin embargo, a diferencia de la mayoría de los otros componentes del circuito, la industria manufacturera no estaba lista para proporcionar transformadores masivos de limadura entre hierro en la Edad Media.

Por lo tanto, los elementos magnéticos (transformadores, inductores, inductores acoplados) deben ser diseñados teniendo en cuenta los modelos que permiten el cálculo de los valores eléctricos del elemento y tener criterios que faciliten su construcción. Estos criterios difieren para el diseño de elementos magnéticos con redistribución significativa del campo magnético del objeto a diseñar en frecuencia y tamaño (conductores, núcleo).

En este contexto, dado que trabajamos a altas frecuencias, es esencial comprender y seguir con precisión el significado, las aplicaciones de las leyes y reglas básicas de comportamiento electromagnético de estos elementos.

- Alta frecuencia: Con el aumento de la frecuencia en los sistemas eléctricos, varios fenómenos están contribuyendo al crecimiento de las pérdidas. Estos incluyen el efecto piel y de proximidad, la dispersión de entrehierro y las pérdidas de histéresis central. Estas tienen un mayor impacto a frecuencias más altas, superiores a 1 kHz.

El efecto piel y de proximidad se pueden considerar los principales fenómenos contribuidores a las pérdidas en los sistemas de CA. Por lo tanto, el principal objetivo es minimizar estas pérdidas que ocasionan estos fenómenos. La intensidad de estos fenómenos es diferente para cada tipo de práctica de bobinado y del elemento magnético.

Para los cálculos de las pérdidas a frecuencias más altas, en particular, en sistemas de devanados únicos, las soluciones unidimensionales son las más utilizadas. Sin embargo, en el caso de frecuencias como se muestra en la figura 22 y corrientes de activación extremadamente altas, se deben tener en cuenta los efectos bidimensionales o incluso tridimensionales. Por lo tanto, será necesario recurrir a soluciones de software de Análisis de Elementos Finitos. Aunque esta solución es más complicada, no es posible tener resultados aceptables sin evaluar las pérdidas con alta precisión. Además, considerar estos fenómenos es esencial por razones de seguridad y para tener éxito con los sistemas eléctricos a frecuencias más altas. La atención a estos hechos menores garantizará un funcionamiento seguro y eficiente.

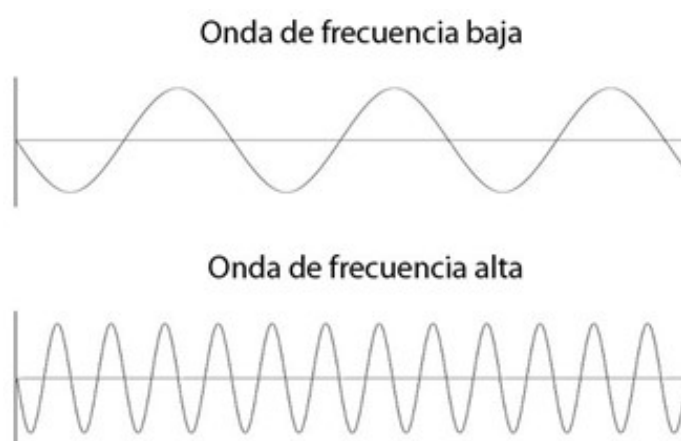


Figura 22. Comparativa de ondas [21].

- Efecto piel: A bajas frecuencias la corriente penetra en la totalidad del cable y no queda confinada a la superficie, sin embargo, a medida que aumenta la frecuencia, la corriente tiende a concentrarse cerca de la superficie del conductor como se muestra en la figura 23. Continuar aumentando la frecuencia de la corriente parásita aumenta aún más el delta en la profundidad de penetración, lo que reduce la cantidad de la sección transversal del cable que se puede utilizar eficazmente. Esto aumentará la resistencia haciendo que la energía adicional se disipe en el cable como calor. Esto puede causar problemas para el cable o, en situaciones extremas, puede causar un incendio.

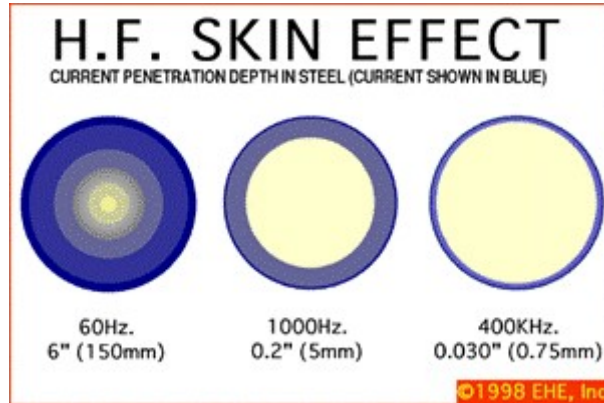


Figura 23. Efecto piel, [38].

- Magnetismo en ferritas: La magnetización y la curva de histéresis en ferritas [18] sintéticas se encuentran entre los fenómenos más importantes en el estudio de estos materiales magnéticos. Las ferritas sintéticas se componen de cristales diminutos, normalmente de 10 a 20 micras. En cada cristal existen dominios magnéticos que contienen dipolos moleculares ya alineados, lo que confirma la naturaleza ferromagnética del material. Cuando se aplica un campo magnético creciente, los dominios se orientan progresivamente en el mismo sentido y la carga supera las barreras de energía, formándose la curva de histéresis. Esta dependencia entre la magnetización y el campo magnético aplicado se muestra en dicha curva [37]. En el inicio, la magnetización exige una energía eléctrica mayor y esta zona se llama reversible. Luego, en la zona proporcional, a medida que el campo magnético aumenta, la magnetización aumenta proporcionalmente y la curva tiene un carácter lineal. Sin embargo, en la zona de saturación, cualquier incremento posterior del campo magnético no influye en la magnetización. Además, la forma concreta de la línea influye en otras cualidades del material, como las pérdidas de potencia. De este modo, los fenómenos citados son clave para mejorar las propiedades de las ferritas y así ser usados en diferentes aplicaciones tecnológicas.

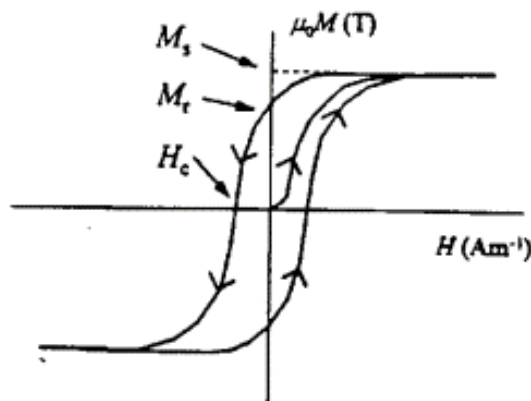


Figura 24. Curva de histéresis, [37].

- Resistividad: La ferrita es un tipo especial de semiconductor, cuya resistividad por corriente continua varía con la composición de la sustancia. En ferritas de tipo MnZn, varía de 3 a 10 ohm y es de aproximadamente 30 ohm en ferritas de tipo NiZn. Sin embargo, es importante tener en cuenta que la resistividad depende directamente de la frecuencia y la medición de la temperatura [19].

Como se ilustra en la Tabla I, las propiedades eléctricas de las ferritas dependen de una serie de factores, a saber, diferentes tipos de temperatura de medición, composición, microestructura y las condiciones de su creación y uso. Tales factores, a su vez, pueden influir en la resistividad de las ferritas y otras características eléctricas. De ahí la relevancia de que dichos factores se tengan en cuenta al aplicar y diseñar este material.

Resistividad por temperatura	
Nombre	Resistividad (Ωm)
-20	=10
0	=7
20	=4
50	=2
100	=1

Tabla I
RESISTIVIDAD DE ACUERDO A LA TEMPERATURA,[19]

V-C1. Diseño del transformador de alta tensión : El enfoque de diseño basado en el producto de áreas encuentra su mayor eficacia en frecuencias bajas, como aquellas utilizadas en transformadores de estado sólido. Sin embargo, a medida que las frecuencias se incrementan por encima de los 100 kHz, su utilidad disminuye. Esto se debe a la aparición de fenómenos complejos como el efecto piel, el efecto de proximidad y la dispersión en el entrehierro, elementos que complican el panorama [34]. A esto se suma la limitación inherente de los datos proporcionados por los fabricantes, quienes suelen determinar las pérdidas en el núcleo basándose en frecuencias bajas, lo cual puede generar discrepancias significativas cuando estos datos se aplican a frecuencias más altas.

El método establece una intrincada relación entre las dimensiones físicas del núcleo específicamente el área de ventana y el área transversal y los parámetros específicos del diseño. Aquí radica el principal desafío: determinar con precisión la densidad de flujo y el incremento de temperatura aceptable, con el objetivo de minimizar las pérdidas tanto en el núcleo como en el cobre. Esta tarea exige una precisión y un conocimiento detallado que no siempre son fáciles de obtener.

Es fundamental disponer de datos precisos sobre la frecuencia y la tensión para realizar los cálculos del transformador. Esta precisión se basa en la ley de Faraday, tal como se detalla en el libro "Switching Power Supply Design" de Abraham I. Pressman [34], una referencia necesaria en este campo. Para este contexto, cada cálculo, cada ajuste y cada decisión de diseño se convierten en piezas esenciales de un engranaje que debe funcionar con exactitud para alcanzar el rendimiento óptimo en aplicaciones de alta frecuencia, para poder hallar la tensión aplicada entre los extremos de cada bobina se hará uso de la ecuación [1].

$$E = N * A_e (dB/dt) * 10^{-8} \quad (1)$$

Donde:

E= Tensión aplicada entre extremos de la bobina

N= Número de espiras

Ae= Area de la ferrita en cm²

dB= Máximo cambio de flujo magnético.

En la tabla II proporcionada por Ferroxcube se presenta las categorías de los núcleos, indicando los rangos de potencia recomendados donde exhiben su rendimiento óptimo.

Power range (W)	Core type
< 5	RM4; P11/7; T14; EF13; U10
5 to 10	RM5; P14/8
10 to 20	RM6; E20; P18/11; T23; U15; EFD15
20 to 50	RM8; P22/13; U20; RM10; ETD29; E25; T26/10; EFD20
50 to 100	ETD29; ETD34; EC35; EC41; RM12; P30/19; T26/20; EFD25
100 to 200	ETD34; ETD39; ETD44; EC41; EC52; RM14; P36/22; E30; T58; U25; U30; E42; EFD30
200 to 500	ETD44; ETD49; E55; EC52; E42; P42/29; U67
> 500	E65; EC70; U93; U100; P66/56; PM87; PM114; T140

Tabla II
CATEGORÍAS DE NÚCLEOS,[36]

La potencia que se utilizó va entre 450-500W por lo tanto el núcleo que se decidió utilizar es el U67/27/14. La plataforma de Ferroxcube cuenta con una muy buena fuente de información para poder seleccionar el núcleo adecuado. Es importante considerar la frecuencia con la que trabajara el equipo y la aplicación del transformador. Como el objetivo es diseñar un transformador de potencia, ferroxcube recomienda el código 3C90, el cual sirve para aplicaciones industriales cumpliendo con los estándares y requisitos propios de esos entornos, en la tabla III se muestran las características de dicho material.

Condiciones	Valor	Unidad
μ_i	25 °C; <10 kHz; 0.25 mT	2300 $\pm$ 20 %
μ_a	100 °C; 25 kHz; 200 mT	5500 $\pm$ 25 %
B	25°C; 10 kHz; 1200 A/m 100°C; 10 kHz; 1200 A/m	=470 mT =380 mT
P_v	100°C; 25 kHz; 200 mT	$\leq$ 80 kW/m ³
P_v	100°C; 100 kHz; 100 mT	$\leq$ 80 kW/m ³
P_v	100°C; 100 kHz; 200 mT	=450 kW/m ³
p	DC, 25°C	=5 ohm
T_c		$\geq$ 220 °C
Densidad		=4800 kg/m ³

Tabla III
PROPIEDADES DE MATERIALES

Datos:

Tensión de entrada: 12V.

Potencia: 500 W

Frecuencia: 40 kHz

Tension de salida: 5.833 V

En el mundo de los transformadores, la selección del núcleo adecuado es una decisión de suma importancia, ya que debe satisfacer los requisitos de potencia necesarios para el proyecto. Entre los distintos núcleos mencionados, se seleccionará de manera meticulosa el que cumpla las especificaciones requeridas.

El núcleo U67/27/14 se perfila como la opción ideal. Sus dimensiones específicas permiten alcanzar la potencia requerida, de acuerdo con las normas estrictas establecidas. A su vez, se elegirá el tipo 3C90, reconocido por su eficacia en operaciones a frecuencias inferiores a 100 kHz. Esta elección no es fortuita, sino una estrategia cuidadosamente alineada con las necesidades del proyecto, garantizando así un rendimiento óptimo dentro del rango de frecuencias especificado.

En el proceso de selección, cada detalle se analiza con la precisión, garantizando que cada componente no sólo cumpla su función, sino que lo haga a la perfección, contribuyendo al éxito general del diseño. Este enfoque meticuloso refleja la dedicación y el rigor necesarios para alcanzar la excelencia en el campo de los transformadores y la ingeniería eléctrica como se muestra en la tabla III.

De la formula número 2 hasta la formula número 84 se detallan los calculos para realizar el transformador de alta tensión y el de filamento.

- Paso 1:

Primero se halló el periodo y tiempo de encendido.

$$T = \frac{1}{f} \quad (2)$$

$$T = \frac{1}{40000} \quad (3)$$

$$T = 25\mu s \quad (4)$$

Asumiendo que el ciclo de trabajo (D) es del 50, el tiempo de encendido quedaría de la siguiente manera:

$$t_{on} = D * T \quad (5)$$

$$t_{on} = 0,5 * 25\mu s \quad (6)$$

$$t_{on} = 12,5\mu s \quad (7)$$

- Paso 2:

Se calculó el número de vueltas del primario, usando la fórmula de relación de vueltas y la ley de faraday.

$$V = N * A_e * \frac{dB}{dt} \quad (8)$$

Para V_{in} durante t_{on}

$$V = N_p * A_e * \frac{\Delta B}{t_{on}} \quad (9)$$

Donde:

Variación max del flujo magnético (ΔB) = $B_{max} = 0.1T$

Area efectiva del núcleo (A_e) = $204 \text{ mm}^2 \times 10^{-6} m^2$

Voltajedeenrada(V_{in}) = 12V

Tiempo de encendido (t_{on}) = $12.5 \text{ us} \times 10^{-6} s$

$$N_p = \frac{V_{in} * t_{on}}{A_e * \Delta B} \quad (10)$$

Se calcula el área del núcleo

$$N_p = \frac{12 * 12,5 \times 10^{-6}}{204 \times 10^{-6} * 0,1} \quad (11)$$

$$N_p = \frac{150 \times 10^{-6}}{204 \times 10^{-6} * 0,1} \quad (12)$$

$$N_p = 7,35 \quad (13)$$

Redondeando da como resultado 8 vueltas en la bobina primaria.

Para calcular el número de vueltas del secundario se utilizó la relación de vueltas:

$$\frac{N_s}{N_p} = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (14)$$

$$N_s = N_p = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (15)$$

$$N_s = 7,35 = \frac{5,833}{12} \quad (16)$$

$$N_s = 3570 \quad (17)$$

Teniendo como resultado 3570 vueltas para el secundario.

- Paso 3:

Al conocer la potencia de salida es 500W, la corriente de entrada se calculó de la siguiente manera. Sabiendo que $\{\eta\}$ se refiere a la eficiencia del transformador. En este caso, la eficiencia se ha tomado como 90, lo cual se expresa como 0.9 en los cálculos.

$$P_{in} = P_{out} * \eta \quad (18)$$

$$P_{in} = 500 * 0,9 = 450W \quad (19)$$

Luego se calcula la corriente del primario usando la potencia de entrada y el voltaje de entrada:

$$I_{in} = \frac{450W}{12v * 0,9} = 46,3A \quad (20)$$

- Paso 4:

Ahora la corriente del secundario.

$$I_s = \frac{P_{out}}{V_{out}} \quad (21)$$

$$I_s = \frac{450W}{5833v} = 0,077A \quad (22)$$

- Paso 5:

Para poder calcular el efecto piel o la profundidad de penetración, se utiliza la fórmula que se basa en la teoría electromagnética y la conductividad de los materiales.

$$\sigma = \sqrt{\frac{2p}{\mu * w}} \quad (23)$$

Donde:

p es la resistividad del material.

u es la permeabilidad del material.

w es la frecuencia angular.

La frecuencia de operación del transformador es de 40kHz, por lo tanto:

$$f = 40 \times 10^3 Hz \quad (24)$$

Se calcula la frecuencia angular:

$$w = 2\pi f \quad (25)$$

$$w = 2\pi * 40 * \times 10^3 \quad (26)$$

$$w = 251,327rad/s \quad (27)$$

Reemplazando:

$$\sigma = \sqrt{\frac{2 * (1,68 \times 10^{-8})}{(4\pi \times 10^{-7}) * 251,327}} \quad (28)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{(3,36 \times 10^{-8})}{(3,16 \times 10^{-1})}} \quad (29)$$

$$\sigma = \sqrt{1,06 \times 10^{-7}} \quad (30)$$

$$\sigma = 3,25 \times 10^{-4}m \quad (31)$$

$$\sigma = 0,325mm \quad (32)$$

- Paso 6:

La densidad de corriente que se recomienda para el cobre en aplicaciones de alta frecuencia, tal como se especifica en el libro de Ned Mohan «Power Electronics: Converters, Applications, and Design» de Ned Mohan [28].

En el contexto de las aplicaciones de alta frecuencia, la densidad de corriente recomendada suele ser inferior a la de las aplicaciones de baja frecuencia, debido a las limitaciones impuestas por el efecto piel y a la necesidad de gestionar eficazmente el calor generado. Para estas aplicaciones, se suelen utilizar valores que oscilan entre 1,5 A/mm² y 4 A/mm², garantizando así un equilibrio adecuado entre eficiencia y disipación de calor. Esta consideración es crucial, ya que trabajar con altas frecuencias introduce retos adicionales que requieren un enfoque exhaustivo y una selección precisa de los parámetros para garantizar un rendimiento óptimo del sistema.

$$J = 4 \frac{A}{mm^2} \quad (33)$$

Para el alambre primario:

$$A_p = \frac{I_p}{J} \quad (34)$$

$$A_p = \frac{46,30}{4} \quad (35)$$

$$A_p = 11,58 \text{ mm}^2 \quad (36)$$

Convirtiendo el área a diámetro:

$$d = \sqrt{\frac{4A_p}{\pi}} \quad (37)$$

$$d = \sqrt{\frac{4 * 11,58}{\pi}} \quad (38)$$

$$d = 3,83$$

Tras analizar los resultados y revisar minuciosamente la tabla de calibres, se ha llegado a la conclusión de que; para reducir significativamente las pérdidas causadas por el efecto piel, es necesario utilizar un hilo de calibre 10 en el devanado primario y un hilo de calibre 34 en el devanado secundario. Tal y como se indica en la Tabla IV de calibres AWG [12].

AWG, Diámetro, Área y Resistencia eléctrica			
AWG	Diámetro (mm)	Área (mm ²)	Resistencia eléctrica (Ω)
10	2.588	5.26	32.772
11	2.305	4.17	41.339
12	2.053	3.31	5.210
13	1.828	2.62	6.572
14	1.628	2.08	8.284
15	1.450	1.65	10.45
16	1.291	1.31	13.18
17	1.150	1.04	16.614
18	1.0236	0.823	20.948
19	0.9116	0.653	26.414
20	0.8128	0.518	33.303
21	0.7229	0.410	41.995
22	0.6438	0.326	52.953
23	0.5733	0.258	66.798
24	0.5106	0.205	84.219
25	0.4547	0.162	106.201
26	0.4049	0.129	133.891
27	0.3606	0.102	168.865
28	0.3211	0.081	212.927
29	0.2859	0.0642	268.471

Tabla IV
AWG, DIÁMETRO, ÁREA Y RESISTENCIA ELÉCTRICA DE VARIOS CALIBRES DE ALAMBRE

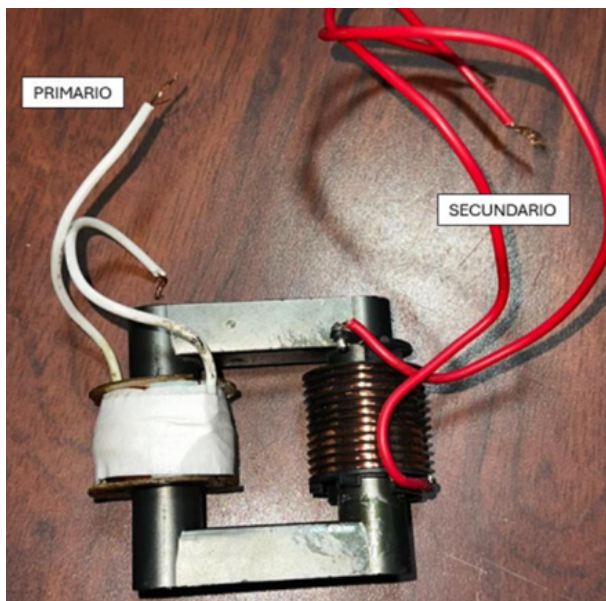


Figura 25. Transformador de alta tension. Fuente: Autor.

V-C2. *Diseño del transformador de filamento:* De la misma manera se realizaron los cálculos para el transformador de filamento.

Datos:

Tensión de entrada: 24V.

Frecuencia: 40 kHz

Tensión de salida: 12V

- Paso 1:

Primero se halló el periodo y tiempo de encendido.

$$T = \frac{1}{f} \quad (40)$$

$$T = \frac{1}{40,000} \quad (41)$$

$$T = 25 \mu s \quad (42)$$

El ciclo de trabajo (D) es del 50, el tiempo de encendido quedaría de la siguiente manera:

$$t_{on} = D \times T \quad (43)$$

$$t_{on} = 0,5 \times 25 \mu s \quad (44)$$

$$t_{on} = 12,5 \mu s \quad (45)$$

- Paso 2:

Se calculo el número de vueltas del primario, usando la fórmula de relación de vueltas y la ley de Faraday

$$N_p = \frac{V_{in} * t_{on}}{A_e * \Delta B} \quad (46)$$

Calculando

$$N_p = \frac{24 \times 12,5 \times 10^{-6}}{61,9 \times 10^{-6} \times 0,1} \quad (47)$$

$$N_p = \frac{24 \times 12,5}{61,9 \times 0,1} \quad (48)$$

$$N_p = \frac{300}{6,16} \quad (49)$$

$$N_p = 48,46 \quad (50)$$

Redondeando da como resultado 48 vueltas en la bobina primaria.

- Paso 3:

Para calcular el número de vueltas del secundario se utilizó la relación de vueltas:

$$\frac{N_s}{N_p} = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (51)$$

$$N_s = N_p * \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (52)$$

$$N_s = 48,46 * \frac{12}{24} \quad (53)$$

$$N_s = 48,46 * 0,5 \quad (54)$$

$$N_s = 24,23 \quad (55)$$

Teniendo como resultado 24 vueltas para el secundario.

- Paso 4:

Como la potencia de salida es de 500W, la corriente de entrada se calculó de la siguiente manera.
Como

eta

se refiere a la eficiencia del transformador. En este caso, la eficiencia se ha tomado como 90, lo cual se expresa como 0.9 en los cálculos.

$$P_{in} = \frac{P_{out}}{\eta} \quad (56)$$

$$P_{in} = \frac{500}{0,9} = 555,56 \text{ W} \quad (57)$$

Luego se calcula la corriente de entrada usando la potencia de entrada y el voltaje de entrada:

$$I_{in} = \frac{555,56 \text{ W}}{24 \text{ V}} \quad (58)$$

$$I_{in} = 23,14 \text{ A} \quad (59)$$

Ahora la inductancia del secundario.

$$I_s = \frac{P_{out}}{V_{out}} \quad (60)$$

$$I_s = \frac{500 \text{ W}}{12 \text{ V}} = 41,67 \text{ A} \quad (61)$$

- Paso 5:

Para poder calcular el efecto piel o la profundidad de penetración, se utiliza la fórmula que se basa en la teoría electromagnética y la conductividad de los materiales.

$$\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\mu * \omega}} \quad (62)$$

Donde:

p es la resistividad del material.

u es la permeabilidad del material.

w es la frecuencia angular.

La frecuencia de operación del transformador es de 40kHz, por lo tanto.

$$f = 40 \times 10^3 \text{ Hz} \quad (63)$$

Se calcula la frecuencia angular.

$$\omega = 2\pi f \quad (64)$$

$$\omega = 2\pi \times 40 \times 10^3 \quad (65)$$

$$\omega = 251,327 \text{ rad/s} \quad (66)$$

Se reemplaza:

$$\delta = \sqrt{\frac{2 \times (1,68 \times 10^{-8})}{4\pi \times 10^{-7} \times 251,327}} \quad (67)$$

$$\delta = \sqrt{\frac{3,36 \times 10^{-8}}{3,16 \times 10^{-1}}} \quad (68)$$

$$\delta = \sqrt{1,06 \times 10^{-7}} \quad (69)$$

$$\delta = 3,25 \times 10^{-4} \text{ m} \quad (70)$$

$$\delta = 0,325 \text{ mm} \quad (71)$$

La profundidad sigue siendo la misma ya que depende de la frecuencia y las propiedades del material, no de los voltajes de entrada y salida.

- Paso 6:

$$J = 4 \frac{A}{\text{mm}^2} \quad (72)$$

Para el alambre primario:

$$A_p = \frac{I_p}{J} \quad (73)$$

$$A_p = \frac{23,15 \text{ A}}{4 \frac{\text{A}}{\text{mm}^2}} \quad (74)$$

$$A_p = 5,79 \text{ mm}^2 \quad (75)$$

Convirtiendo el área a diámetro:

$$d = \sqrt{\frac{4A_p}{\pi}} \quad (76)$$

$$d = \sqrt{\frac{4 * 5,79}{\pi}} \quad (77)$$

$$d = 2,71 \text{ mm} \quad (78)$$

Para el alambre secundario:

$$A_s = \frac{I_s}{J} \quad (79)$$

$$A_s = \frac{41,67 \text{ A}}{4} \quad (80)$$

$$A_s = 10,42 \text{ mm}^2 \quad (81)$$

Convirtiendo el área a diámetro:

$$d = \sqrt{\frac{4A_p}{\pi}} \quad (82)$$

$$d = \sqrt{\frac{4 \times 10,42}{\pi}} \quad (83)$$

$$d = 2,71 \text{ mm} \quad (84)$$

Con los resultados obtenidos el calibre que se debería usar para el primario es 10 AWG y para el secundario 8 AWG, según la tabla IV.



Figura 26. Transformador de filamento. Fuente: Autor.

V-C3. Diseño del multiplicador de voltaje: Para calcular el multiplicador de tensión, se utilizó el método de Cockcroft-Walton, muy utilizado en los sistemas de rayos X para generar altas tensiones a partir de fuentes de baja tensión [24]. Este diseño en escalera, consistente en un arreglo de dos diodos y dos condensadores por etapa, duplicando la tensión con cada arreglo. Sin embargo, su eficacia se reduce a medida que se añaden más etapas.

Teniendo en cuenta que la eficacia disminuye con un mayor número de etapas, se llegó a la conclusión de que seis etapas son suficientes, dado que la tensión de salida del transformador de alta tensión es de 5,833 V. Esta configuración asegura un equilibrio adecuado entre eficacia y capacidad de tensión, optimizando el rendimiento global del sistema.

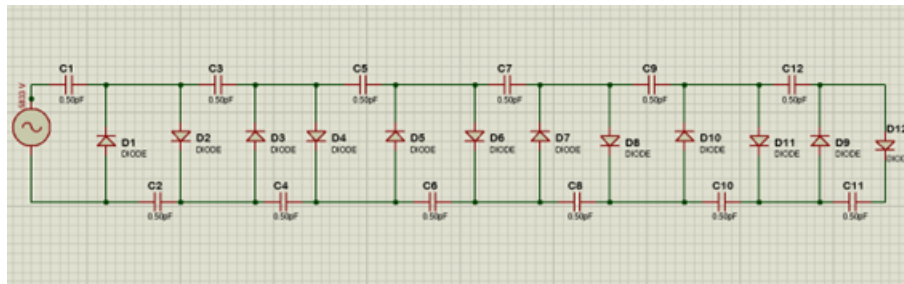


Figura 27. Multiplicador de voltaje. Fuente: Autor.

Por ende, se tienen los siguientes datos:

V_{in} : 5833V

V_{out} : 70kV

Número de etapas (N_e): 6

Durante el ciclo positivo de la tensión de entrada, el primer capacitor se carga a través del primer diodo. A continuación, en el ciclo negativo, el segundo condensador se carga a través del segundo diodo, y la carga del primer condensador se transfiere al segundo, sumando así la tensión de entrada. En la primera etapa, este proceso duplica la tensión de entrada, como se describe en la ecuación número 85.

$$V_1 = V_{in} + V_{in} \quad (85)$$

$$V_1 = 5,833 + 5,833 \quad (86)$$

$$V_1 = 11,666 \text{ V} \quad (87)$$

Para la segunda etapa, se sabe que ya se tiene 11.666 V más la suma de dos veces el voltaje de entrada.

$$V_2 = V_1 + 2V_{in} \quad (88)$$

$$V_2 = 11,666 + 2 \times (5,833 \times 5,833) \quad (89)$$

$$V_2 = 23,332 \text{ V} \quad (90)$$

Siguiendo este procedimiento, los valores de cada etapa serían los que se muestran en la tabla V, se debe tener en cuenta que el voltaje de salida final del prototipo sera de 70kV.

Tabla de valores de etapas	
N° de etapas	Voltaje (V)
Voltaje inicial	5833
1	11.666
2	23.332
3	34.998
4	46.664
5	58.330
6	69.996

Tabla V
VALORES DE VOLTAJE EN DIFERENTES ETAPAS

V-D. Diseño de la etapa de control

En el diagrama que se evidencia en la figura 28, se detalla el funcionamiento del circuito de control.

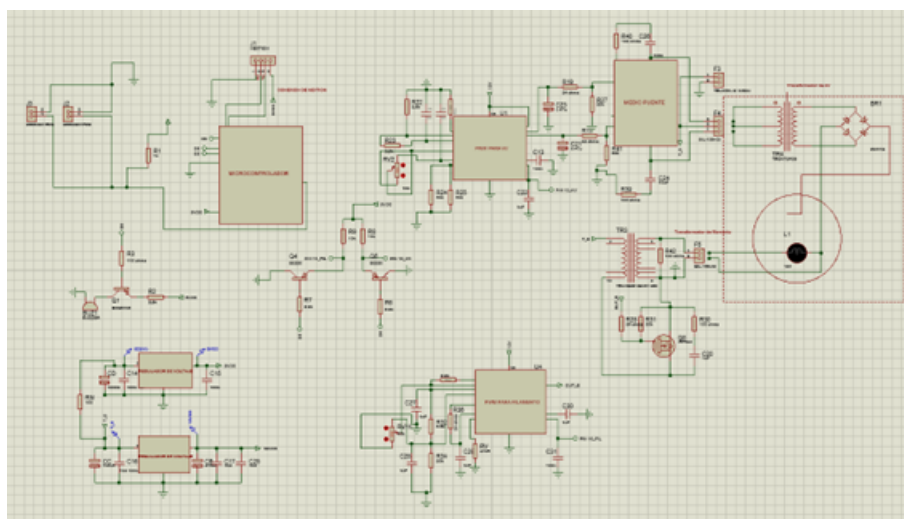


Figura 28. Circuito de control diseñado en proteus. Fuente: Autor.

El microcontrolador inicia la señal para activar tanto los osciladores de filamento como los osciladores de alta tensión. En este diseño, el integrado UC3525 es esencial, ya que controla los MOSFETs generando

The diagram shows a detailed circuit for a Class AB push-pull amplifier using the LM386 D.U.T. (Dual Under Test). The circuit includes a VREF input, a PWM Adjust potentiometer, a V/I Meter, a Reference Regulator, a Flip/Flop, an Oscillator, a PWM block, and a Soft-Start section. The output is taken from Out A and Out B, which are connected to a load (1k, 1W (2)). The circuit is powered by +VIN and Gnd, and includes a Shutdown switch.

El medio puente consta de una combinación precisa de MOSFET, transistores, condensadores, diodos y resistencias. Los MOSFET seleccionados para este diseño son los IRF840, reconocidos por su idoneidad en aplicaciones de alta tensión y su capacidad de manejar hasta 500V, como se especifica en la hoja de datos del fabricante en la figura 30. Estos MOSFET de potencia garantizan una conmutación eficiente y un control preciso de la alta tensión, contribuyendo significativamente al rendimiento del sistema.

Figura 30. Hoja de datos del componente.

- Oscilador:

El circuito que se muestra en la figura 31, se ilustra el oscilador, el cual está basado en el integrado UC3525A. Se incorporaron dos presets de 10k ohmios. El preset que se encuentra conectado al pin 2 permite ajustar la anchura del pulso, proporcionando un control preciso sobre la señal de salida. El preset que esta conectado al pin 6 ajusta la frecuencia de oscilación, proporcionando flexibilidad para adaptarse a diferentes requisitos operativos. Estos componentes, meticulosamente seleccionados y configurados, garantizan un rendimiento óptimo del oscilador, mejorando la estabilidad y eficiencia del sistema global. Las salidas del oscilador (pin 11 y 14) están conectadas al circuito inversor, lo que permite controlar el tiempo de disparo.

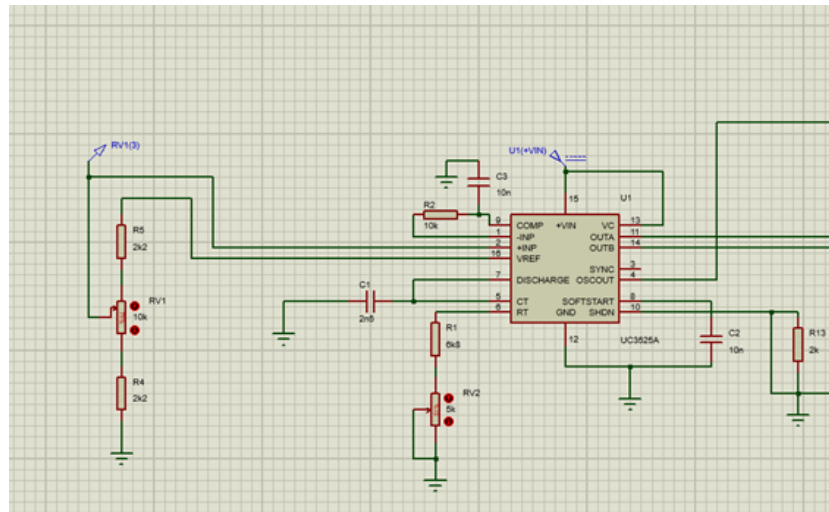


Figura 31. Oscilador diseñado en proteus. Fuente: Autor.

En el diseño del circuito, los diodos y capacitores cumplen funciones cruciales. Los diodos se incorporan para ofrecer protección contra sobrecorrientes y picos de voltaje, garantizando así la estabilidad y durabilidad del sistema. Por su parte, los capacitores funcionan como filtros, estabilizando la tensión y reduciendo el ruido no deseado en la señal.

Para ajustar el voltaje de entrada de 24V-12V a un nivel adecuado de 5V, se implementó un convertidor Step Down. Este componente fue elegido específicamente por su capacidad de manejar hasta 5 amperios, lo que asegura un funcionamiento óptimo y seguro de todos los dispositivos que requieren este nivel de voltaje, evitando así el riesgo de sobrecalentamiento y garantizando la eficiencia del circuito. En el diseño del circuito, los diodos y capacitores cumplen funciones cruciales. Los diodos se incorporan para ofrecer protección contra sobrecorrientes y picos de voltaje, garantizando así la estabilidad y durabilidad del sistema. Por su parte, los capacitores funcionan como filtros, estabilizando la tensión y reduciendo el ruido no deseado en la señal.

V-E. Diseño del PCB

- Conexiones de los componentes:

En la figura 32 se puede observar las rutas que conectan los componentes entre si, rutas pertenecientes al circuito que se puede apreciar en la figura 28.

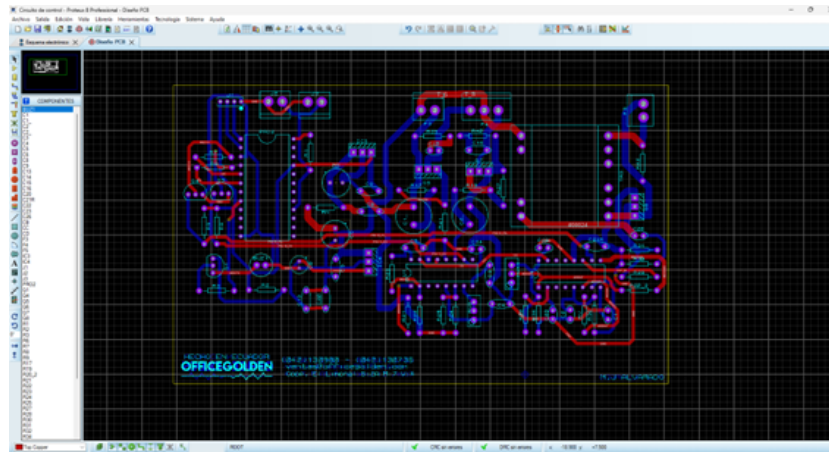


Figura 32. Conexiones entre componentes. Fuente: Autor.

- Vista 3D:

En la figura 33 se observa como quedaron los componentes ubicados en la placa pcb, los mismos que se aprecian en la figura 28.

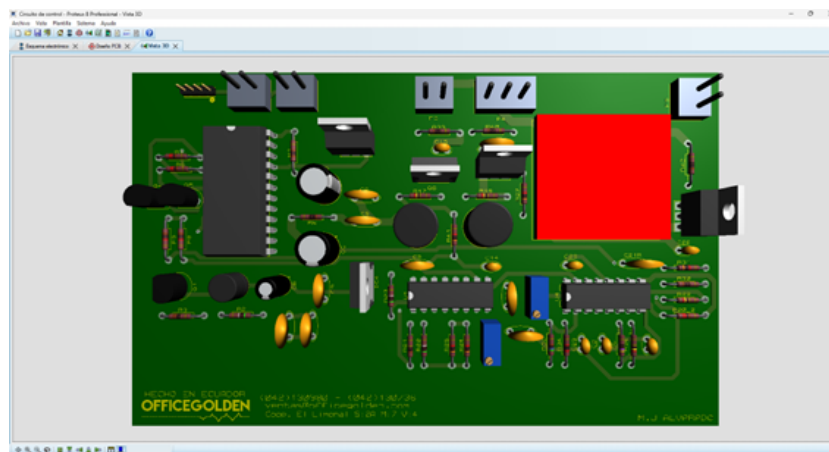


Figura 33. Diseño 3D del la placa de control. Fuente: Autor.

V-F. Validación de diseño electrónico

Se realizó una verificación tal como se muestra en la figura 34 de la continuidad en todas las entradas y salidas del microcontrolador para asegurar la precisión en la lectura de datos y la correcta conexión dentro del circuito. Utilizando un multímetro, se comprobó que cada pin del microcontrolador, según los diagramas, estaba debidamente conectado a través de las pistas hasta su destino final. Este proceso confirmó que las conexiones entre las entradas y salidas del microcontrolador y los distintos componentes del circuito eran correctas.

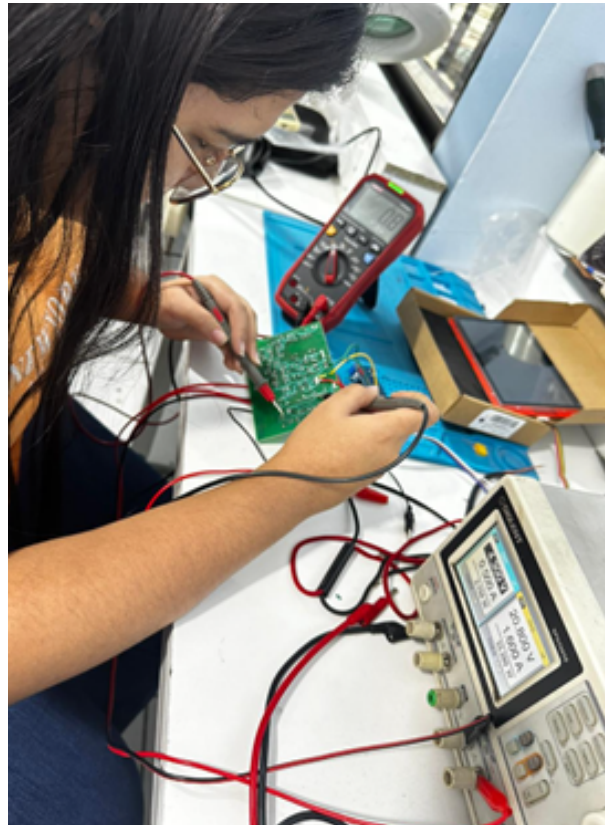


Figura 34. Verificación de continuidad. Fuente: Autor.

V-G. *Diseño del interfaz*

En la figura 35 se observa el diseño de la interfaz, se optó por el editor Nextion, conocido por su capacidad para simplificar la interacción entre usuarios y sistemas electrónicos. Este editor facilita la creación y programación de interfaces gráficas de manera intuitiva, lo que acelera el proceso de desarrollo. Además, Nextion se integra de manera eficiente con microcontroladores como Arduino, lo que lo hace particularmente adecuado para este proyecto. Su versatilidad y facilidad de uso contribuyeron a un proceso de diseño y desarrollo más ágil y eficaz.



Figura 35. Plataforma Nextion. Fuente: Autor.

En el diseño de la interfaz se han establecido las funciones esenciales de un equipo de rayos X periapical, incluyendo opciones específicas como «Paciente pediátrico-adulto» para seleccionar el tipo de paciente que se va a examinar. Además, se han incorporado configuraciones para imágenes de dientes básicos y molares, cada una con su correspondiente tiempo de exposición a la radiación. Estas características garantizan una adaptación precisa y eficaz a las necesidades del usuario durante el proceso de radiografía, como se muestra en la figura 44

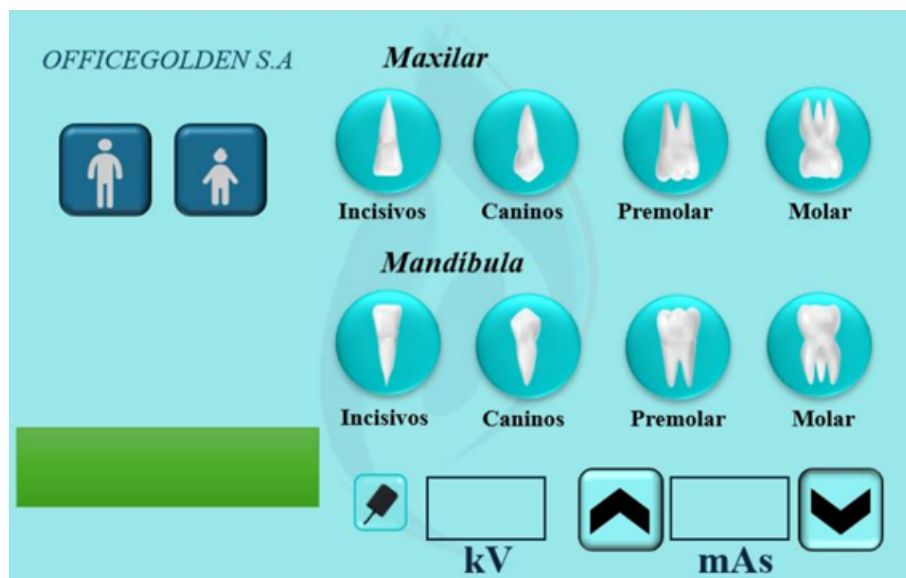


Figura 36. Plataforma Nextion. Fuente: Autor.

En la parte inferior de la interfaz se muestran los valores de kV y los tiempos de exposición, que se ajustan automáticamente en función del tipo de paciente y examen seleccionados. No obstante, se ha incluido la opción de ajustar manualmente el tiempo de exposición para que el clínico pueda realizar los ajustes necesarios. Además, se ha integrado una opción de radiovisiógrafo, que se activa mediante un botón de encendido/apagado. Este detector, que mejora la calidad de la imagen y reduce el tiempo de exposición, se añadió en reconocimiento del hecho de que algunas clínicas todavía utilizan la tecnología de placas de acetato para las radiografías. La incorporación del radiovisiógrafo optimiza el proceso, proporcionando imágenes más nítidas con menos tiempo de exposición.

Los valores establecidos para paciente pediátrico se tomaron de acuerdo a un manual de radiografía en odontopediatría.

Parámetros Pediátricos			
Región	kV	mA	mAs
Mandíbula Incisivos	70	7	0,099
Mandíbula Premolar	70	7	0,106
Mandíbula Molar	70	7	0,119
Maxilar Incisivos	70	7	0,119
Maxilar Premolar	70	7	0,152
Maxilar Molar	70	7	0,178

Tabla VI
PARÁMETROS DE EXPOSICIÓN PARA RADIOGRAFÍA PEDIÁTRICA,[16]

Los parámetros establecidos para las tomas radiográficas en los adultos se tomaron de acuerdo a un manual de usuario.

Parámetros para Adultos			
Región	kV	mA	mAs
Mandíbula Incisivos	70	7	0,15
Mandíbula Premolar	70	7	0,16
Mandíbula Molar	70	7	0,18
Maxilar Incisivos	70	7	0,18
Maxilar Premolar	70	7	0,23
Maxilar Molar	70	7	0,27

Tabla VII
PARÁMETROS DE EXPOSICIÓN PARA RADIOGRAFÍA DE ADULTOS,[16]

V-H. Programación de la interfaz de usuario

Se realizó la implementación de un sistema de control basado en Arduino para el manejo del tiempo de exposición mediante un temporizador. A continuación, se explicarán las líneas de código utilizadas y su propósito.

Se utilizaron las siguientes librerías:

Librerías	
Librería	Descripción
<Nextion.h>	Facilita la comunicación con la pantalla Nextion.
<TimerOne.h>	Permite el uso del temporizador 1 del Arduino.

Tabla VIII
DESCRIPCIÓN DE LAS LIBRERÍAS UTILIZADAS,[librerías]

• Paso 1:

Donde:

- Rx: Es la variable booleana que indica el estado de recepción de datos.
- Nextion: Es el objeto que representa la pantalla nextion, utilizando los pines 7 y 8 para la comunicación.
- Comando, ready y apagado: Variables de tipo “String” para almacenar comandos y estados.
- Tiempo: Variable de tipo “long” para manejar tiempos de exposición, permitiendo el manejo de valores grandes.
- ReceivedData: Almacena los datos recibidos a través de la comunicación serie.
- dis, kv, buz, fil: Son los pines del Arduino conectados a distintos componentes del sistema.
- Disparo: Variable booleana que indica si una exposición esta en curso.
- startTime, isExposureActive: Variables volátiles para gestionar el tiempo de inicio y el estado de la exposición.

```

bool rx = false;
Nextion nextion(7, 8);
String comando = "";
String ready = "Listo";
String apagado = "Stand By";
long tiempo; // Usamos long para manejar valores grandes
String receivedData = ""; // Variable para almacenar los datos recibidos
int dis = 15;
int kv = 3;
int buz = 8;
int fil = 2;
bool disparo = false; // Variable para manejar el estado de la interrupción
volatile unsigned long startTime = 0; // Para almacenar el tiempo de inicio
volatile bool isExposureActive = false; // Para rastrear el estado de la exposición

```

Figura 37. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 2:

En la función “setup”, se realiza la configuración inicial del sistema, donde:

- pinMode: Aquí se configura los pines (fil, kv, buz) como salidas y (dis) como entrada.
- Serial1.begin(9600), Serial.begin(9600): Inician la comunicación serie con una tasa de baud de 9600.
- Nextionbegin(9600): Inicializa la comunicación con la pantalla Nextion.
- Timer1.initialize(1000): Configura el temporizador 1 para que se active cada 1000 microsegundos.
- Timer1.attachInterrupt(exposicion): Adjunta la función exposición como la rutina de servicio de interrupción del temporizador.
- Timer1.stop(): Detiene el temporizador.

```

void setup() {
    // Inicializar la comunicación serie con el monitor serie
    pinMode(fil, OUTPUT);
    pinMode(kv, OUTPUT);
    pinMode(buz, OUTPUT);
    pinMode(dis, INPUT);
    Serial1.begin(9600);
    Serial.begin(9600);
    nextion.begin(9600);
    Timer1.initialize(1000); // Se configura el timer en 1000 us
    Timer1.attachInterrupt(exposicion);
    Timer1.stop();
}

```

Figura 38. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 3:

En el bucle principal “loop”, donde:

- Serial1Event(): Llama a la función que maneja la recepción de datos serie.

- DigitalRead(dis) == HIGH: Si el pin “dis” está alto, se llama a la función “envio”
- Delay(100): Introduce una demora de 100 ms.

```
void loop() {
    serial1Event();
    if(digitalRead(dis)==HIGH)
    {
        envio();
    }
    else
    {
    }
    delay(100);
}
```

Figura 39. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 4:

La función “serial1Event” maneja la recepción de datos a través de la comunicación serie:

- Serial1.available(): Comprueba si hay datos disponibles para leer.
- Serial1.read(): Lee un carácter de los datos recibidos y lo agrega a receivedData.
- Serial.print(receivedData): Imprime los datos recibidos en el monitor serie.
- receivedData.endsWith(xFF-xFF-xFF): Si los datos recibidos terminan con el indicador xFF-xFF-xFF (indicador de fin de comando de nextion), se llama a processReceivedData y se limpia receivedData.

```
void serial1Event()
{
    while (Serial1.available())
    {
        char c = Serial1.read();
        receivedData += c;
        // Verificar si hemos recibido el terminador adecuado
        Serial.print(receivedData);
        if (receivedData.endsWith("\xFF\xFF\xFF"))
        {
            processReceivedData();
            //sendCommand("t1.txt=\"ENCENDIDO\"");
            receivedData = ""; // Limpiar la variable de datos recibidos
        }
    }
}
```

Figura 40. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 5:

Envío de comando de disparo.

La función envio se utiliza para iniciar el proceso de exposición:

- SendCommand(txt= DISPARANDO): Envía comando DISPARANDO a la pantalla Nextion.
- Disparo = true: Establece la variable disparo en true.

```
void envio()
{
    sendCommand("t1.txt=\"DISPARANDO\"");
    disparo=true;
}
```

Figura 41. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 6:

Aquí se procesan los datos recibidos.

- La función processReceivedData analiza y procesa los datos recibidos:
- Eliminación de indicadores: Elimina los caracteres de fin de línea y fin de comando.
- Comando tiempo: Si el comando recibido es tiempo, extrae el valor del tiempo y lo convierte de hexadecimal a decimal.
- Inicio de la exposición: Mientras dis esté bajo, el tiempo sea mayor a 0 y disparo sea verdadero, se activa la exposición.
- DigitalWrite: Activa los pines fil, kv y buz.
- Timer1.start(): Inicia el temporizador.
- Cancelación de la exposición: Si dis se pone alto, se detiene el temporizador, se envía el comando CANCELADO y se desactivan los pines.
- Comando ENCENDER: Envía el comando ENCENDIDO a la pantalla Nextion.
- Comando APAGADO: Envía el comando STAND BY a la pantalla Nextion.

```

void processReceivedData()
{
    if (receivedData.endsWith("\xFF\xFF\xFF"))
    {
        receivedData = receivedData.substring(0, receivedData.length() - 3);
    }
    if (receivedData.endsWith("\x0D\x0A"))
    {
        receivedData = receivedData.substring(0, receivedData.length() - 2);
    }
    //Serial.print(receivedData);
    if (receivedData.startsWith("tiempo"))
    {
        String tiempoStr = receivedData.substring(6); // Asumiendo "tiempo" es seguido por el valor
        tiempo = strtoul(tiempoStr.c_str(), NULL, 16); // Convertir de hexadecimal a decimal
        while(digitalRead(dis)==LOW && tiempo>0 && disparo==true)
        {
            //Serial.print(tiempo);
            digitalWrite(fil, HIGH);
            delay(200);
            digitalWrite(kv, HIGH);
            digitalWrite(buz, HIGH);
            Timer1.start();
            //Serial.print(tiempo);
            if(digitalRead(dis)==HIGH)
            {
                Timer1.stop();
                sendCommand("t1.txt=\nCANCELADO\n");
                digitalWrite(kv, LOW);
                digitalWrite(fil, LOW);
                digitalWrite(buz, LOW);
            }
        }
    }
    if (receivedData.startsWith("ENCENDER"))
    {
        sendCommand("t1.txt=\nENCENDIDO\n");
    }
    if (receivedData.startsWith("APAGADO"))
    {
        sendCommand("t1.txt=\nSTAND BY\n");
    }
}

```

Figura 42. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

- Paso 7: Manejo del temporizador

La función exposición se ejecuta cada vez que el temporizador genera una interrupción:

Decremento del tiempo: Reduce el valor de tiempo en 1.

Control de pines: Si tiempo es mayor que 0, mantiene activados los pines kv, fil y buz. Si tiempo es 0, desactiva los pines, detiene el temporizador y establece disparo en false.

Finalización: Envía el comando FINALIZADO a la pantalla Nextion.

```

void exposicion()
{
    tiempo--;
    if (tiempo > 0) {
        digitalWrite(kv, HIGH);
        digitalWrite(fil, HIGH);
        digitalWrite(buz, HIGH);
    } else {
        digitalWrite(kv, LOW);
        digitalWrite(fil, LOW);
        digitalWrite(buz, LOW);
        Timer1.stop();
        disparo = false;
        sendCommand("t1.txt=\nFINALIZADO\n");
    }
}

```

Figura 43. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

○

- Paso 8: Enviar comandos a nextion

```
void sendCommand(String cmd) {
  // Enviar el comando a la pantalla Nextion con terminadores adecuados
  Serial.print(cmd);
  Serial.write(0xFF);
  Serial.write(0xFF);
  Serial.write(0xFF);
}
```

Figura 44. Programación en Arduino. Fuente: Autor.

V-I. Diseño mecánico del equipo de rayos X periapical

El diseño del prototipo se utilizó el software Solidworks, donde cada pieza fue creada y sometida a simulaciones. En este entorno digital, se evaluaron factores críticos como los esfuerzos, las cargas y el comportamiento de los resortes, asegurando que ninguna deficiencia mecánica comprometa la integridad del equipo. Una vez que el diseño superó todas las pruebas funcionales, se avanzó a la elaboración de los planos, paso indispensable antes de iniciar la construcción.

Como se ilustra en el diagrama que se muestra en la figura 45, el mecanismo del prototipo está compuesto por una serie de componentes físicos detallados a continuación, cada uno desempeñando un rol esencial en la estructura global. En este punto, la precisión y la atención al detalle se entrelazan, garantizando que cada elemento encaje a la perfección.

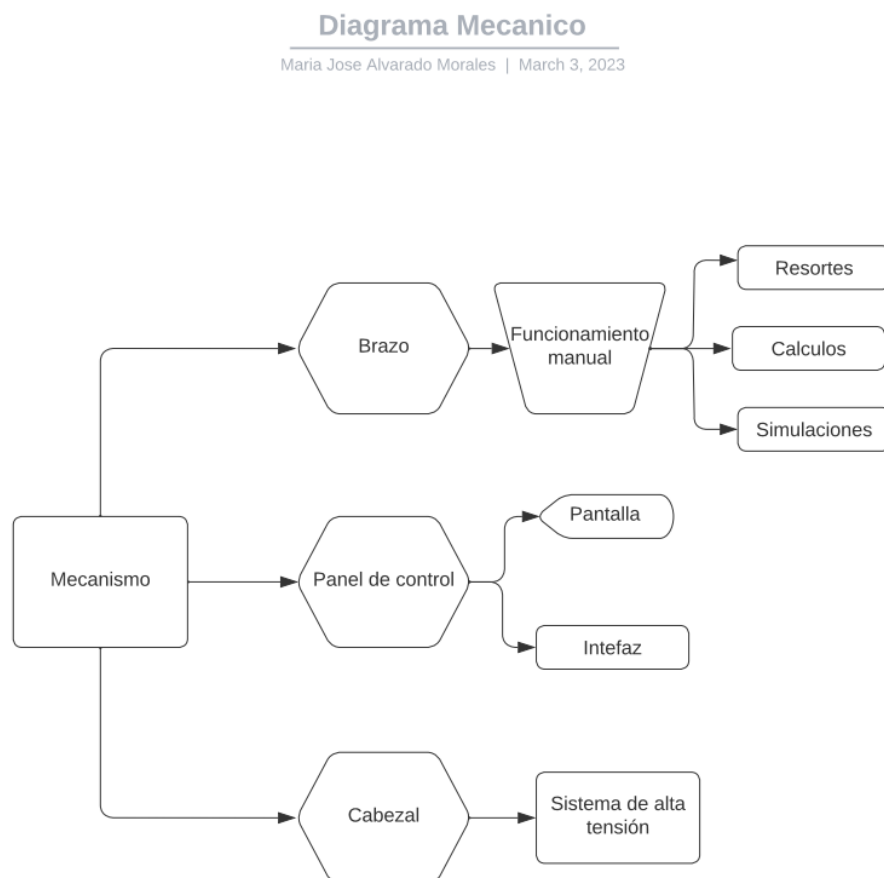


Figura 45. Diagrama Mecánico. Fuente: Autor.

V-II. Diseño del brazo: Para el diseño del brazo que se encargará de soportar el cabezal del equipo, previamente se realizó una revisión de la bibliografía relacionada al tema, donde se analizaron mecanismos existentes en el mercado evaluando sus ventajas y desventajas. Proceso que ayudó a establecer varias ideas y realizar una síntesis de mecanismos, el cual se define como un proceso inverso de análisis que consiste en conocer la disposición de los elementos con los cuales se desea lograr un movimiento predeterminado de un punto o conjunto de puntos [30].

- **Análisis teórico:**

Para realizar un análisis teórico, previamente es necesario establecer un diseño de forma inicial del cual partir para analizar cómo afectan las cargas de acuerdo con las geometrías seleccionadas y obtener dimensiones mínimas apropiadas que debe tener el diseño para cumplir con los parámetros de diseño involucrados.

Se tomó como referencia el catálogo del fabricante de gnatus [20] para su modelo Ryos-X Timex 70E. El diseño cuenta con dos conectores cilíndricos que serán los encargados de transmitir la carga del mecanismo hacia los dos elementos principales del brazo, dos barras de sección rectangular en la parte superior, dado que, entre medios de ambas se colocará un resorte para amortiguar el movimiento del cabezal de acuerdo con las recomendaciones de diseño de Wen [40] y una barra cilíndrica inferior para soportar todo el mecanismo.

Dado que el movimiento del brazo se realiza de forma manual se buscará minimizar el peso del brazo, por ende, las piezas cilíndricas serán huecas y para las barras rectangulares se buscará optimizar las dimensiones para el diseño. El material seleccionado para la aplicación es el acero AISI 304. A continuación como se muestra en la figura , se ilustra el diseño de forma con el que se comenzará a analizar estructuralmente el brazo.

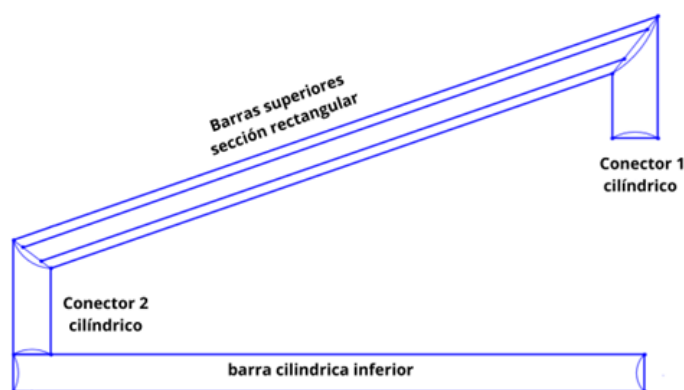


Figura 46. Diseño de la forma del brazo. Fuente: Autor.

Cabe destacar que debajo de la barra cilíndrica inferior estará ubicado un panel de control donde se encontraran las juntas empernadas que se encargaran de transmitir toda la carga mecánica hacia la pared, el diámetro, material y geometría formada por las juntas también será parte del análisis a continuación.

- **Análisis primer conector:** En el conector 1, como se ve en la figura 47 se colocará la carga del cabezal, que tiene una masa de 7kg, para tener un margen de la carga soportada por el mecanismo, en el análisis se partió con una fuerza de 100N que genera una carga axial en la primera pieza.



Figura 47. Cargar en el conector 1. Fuente: Autor.

Para calcular el esfuerzo normal o axial producido por la carga se hará uso de la formula número 91, dado que se aplica a lo largo del eje longitudinal de la pieza, es necesario dividir la fuerza por el área de la sección transversal de la pieza [9], a continuación, se presenta la expresión:

$$\sigma_n = \frac{F}{A} \quad (91)$$

Donde:

F: Fuerza axial.

A: Área de la sección transversal.

Al tener una pieza cilíndrica el área de la sección transversal es un círculo hueco, por tanto, reescribiendo la ecuación número 92 de carga axial, queda una expresión en términos del diámetro exterior e interior del conector.

$$\sigma_n = \frac{F}{\frac{\pi}{4} (D^2 - d^2)} \quad (92)$$

Para asegurar de que la pieza soportará las cargas aplicadas sin fallar es necesario encontrar el factor de seguridad, la cual, es una relación entre el límite elástico del material y el esfuerzo al que se somete la pieza [30]. Factores de seguridad mayores que uno aseguran que el componente no fallará, a continuación, en la ecuación numero 93, se presenta la expresión a usar.

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n} \quad (93)$$

Donde:

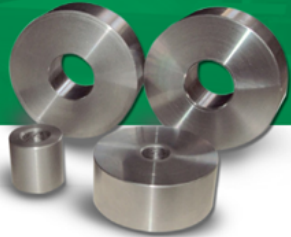
N: Factor de seguridad.

σ_e : Limite elastico del material.

σ_n : Esfuerzo normal.

Dado que el material seleccionado es el AISI 304 el límite elástico es de 205MPa, de acuerdo con su hoja técnica la cual se muestra en la figura 48.

HOJA TÉCNICA

AISI 304

Equivalencia:	ASTM A276/A276M-17: 304		AISI / SAE 304		DIN 1.4301		JIS SUS 304	
Composición Química:	%C	%Mn	%P	%S	%Si	%Cr	%Ni	
	0.08 máx.	2.00 máx.	0.045 máx.	0.030 mín	1.00 máx.	18.0 ~ 20.0	8.0 ~ 10.5	
Condición de Suministro:	Recocido a una dureza máxima de 262 HB (~ 26 HRC)							
Propiedades mecánicas (aprox. a temperatura ambiente):	Resistencia a la tensión MPa (Lb/in ²)		Límite elástico MPa (Lb/in ²)		Elongación (%)		Reducción de área (%)	
	515 (75,000)		205 (30,000)		30		40	

* Los valores señalados son típicos y en condición de recocido, no son mandatorios y deben tomarse solo como referencia en las características generales de estos aceros (ASTM A276/A276M-17).

CARACTERÍSTICAS

Acero inoxidable del tipo austenítico y no endurecible por temple convencional, se distingue por:

- De muy buena resistencia a la oxidación y corrosión.
- No es magnético en condición de recocido, aunque puede alcanzar cierto grado cuando es sometido a procesos de conformación tales como, maquinado o deformación en frío (endurecimiento por deformación).
- Con buenas características de forjabilidad y soldabilidad; menos sensible a precipitación intensa de carburos durante este proceso, pero debe tomarse en cuenta que la velocidad de enfriamiento sea rápida una vez terminada esta operación.

- Menor conductividad térmica que los aceros al carbono, de baja aleación o grado herramienta, aproximadamente el 50%.

Figura 48. Ficha técnica AISI 304.

Partiendo de medidas similares a los que indica el manual del fabricante GNATUS antes mencionado, se procedió a iterar distintas combinaciones de diámetros, tal como se ilustra en la siguiente tabla IX.

Iteración para el primer Conector				
Diámetro exterior D (mm)	Diámetro interior d (mm)	Área transversal A (mm ²)	Esfuerzo normal σ (MPa)	N (fds)
30	27	1.343.034	29.783	688.305
31	28	1.390.158	28.774	712.456
32	29	1.437.282	27.830	736.607
33	30	1.484.406	26.947	760.758
34	31	153.153	26.118	784.909
35	32	1.578.654	25.338	809.060
36	33	1.625.778	24.604	833.211
37	34	1.672.902	23.911	857.362
38	35	1.720.026	23.255	881.513
39	36	176.715	22.635	905.664
40	37	1.814.274	22.047	929.815
41	38	1.861.398	21.489	953.966
42	39	1.908.522	20.959	978.118

Tabla IX
ITERACIÓN PARA EL PRIMER CONECTOR

Se evidencia que la pieza con las medidas iteradas no presenta mayores complicaciones ante la carga, cualquiera de las combinaciones mostradas en la tabla IX no fallaría, dado que los factores de seguridad son muy superiores a 1. Se eligió un diámetro exterior de 37 milímetros y diámetro interior de 34 milímetros con un factor de seguridad cercano a 86, dado que se encuentra en un punto medio entre el área que ocupada y el factor de seguridad obtenido.

- **Análisis de las barras superiores:** Para este análisis se asumió que la carga se repartirá de igual forma para ambas barras y que serán idénticas (50N para cada una) para simplificar el análisis. Un ángulo típico al cual se encontrarán estas barras superiores es de 25 grados, así que se utilizara en el análisis. La carga del cabezal para cada uno de los elementos genera dos esfuerzos, uno de tipo cortante proveniente del peso del cabezal, porque la carga provoca una deformación que intenta deslizar una parte del material sobre otra [10] y un esfuerzo normal por el momento flector generado en la parte inferior de la barra, dado que la fuerza en el extremo de la barra intentará generar un doblez en la misma, causando que las fibras de los extremos, soporten cargas invertidas [10], para este caso, las fibras internas se someterán a compresión y las externas a tensión. A continuación en la figura 49, se representan ambas cargas en el brazo.

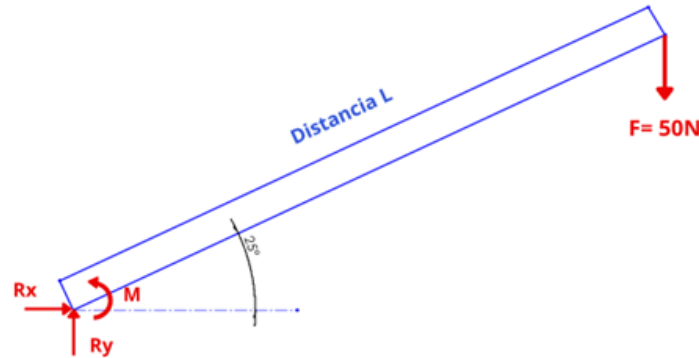


Figura 49. Diagrama de cuerpo libre barra superior. Fuente: Autor.

Realizando la sumatoria de fuerzas en dirección “Y” y momentos se puede calcular el momento flector y las reacciones a las que se someten cada una de las barras, cabe destacar que en este análisis también se debe encontrar la longitud de la barra más adecuada, dado que el momento flector dependerá de dicha distancia, a continuación de la ecuación número 94 a la ecuación número 97, se detalla el cálculo mencionado.

$$\sum F_y = 0 \quad (94)$$

$$R_y = F = 50 \text{ N} \quad (95)$$

$$\sum M = 0 \quad (96)$$

$$M = 50 \cos 25^\circ \times L = 45,315 L \quad (97)$$

Una vez que se conoce todas las cargas es posible realizar un corte a una distancia x para calcular la fuerza cortante y el momento que genera esfuerzo cortante, dado que, solo existe una carga y una reacción, la fuerza cortante será igual a la reacción previamente calculada. El análisis de esta sección del brazo es equivalente a una viga en voladizo y para este tipo de problemas el momento flector máximo se encuentra justo en el origen, es decir, en la posición de las reacciones [10], por lo tanto, el momento que genera cortante es el mismo previamente calculado. El esfuerzo cortante proveniente de la carga para secciones cuadradas se calcula en la ecuación número 98 [30].

$$\tau = \frac{3V}{2A} \quad (98)$$

Donde

τ : Esfuerzo cortante.

V: Fuerza cortante.

A: Área de la sección transversal.

El área transversal corresponde al área de un rectángulo, por tanto, se obtiene una expresión de esfuerzos en términos de la base y la altura que se muestra a continuación.

$$\tau = \frac{3 \times 50}{2bh} \quad (99)$$

Mientras que, el esfuerzo normal proveniente del momento flector para secciones cuadradas se calcula de la siguiente manera [30].

$$\sigma_n = \frac{Mb}{\frac{1}{12}bh^3} \quad (100)$$

Donde

σ_n : Esfuerzo normal.

b: Base de la sección.

h: Altura de la sección.

M: Momento flector.

Reemplazando los valores del momento flector calculado previamente, se obtuvo una nueva expresión en términos del área de la sección de la barra.

$$\tau = \frac{45,315L \times b}{\frac{1}{12}bh^3} \quad (101)$$

Dado que se tiene cargas de naturaleza distintas en el componente es necesario aplicar criterios de cargas combinadas [9], para este proyecto se trabajó con el criterio de energía de distorsión o más conocido como Von Mises, a continuación en la ecuación número 102, se calcularán los esfuerzos generalizados en el componente de acuerdo con [9].

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_n^2 + 3\tau^2} \quad (102)$$

Donde

σ' : Esfuerzo Von Mises.

σ_n : Esfuerzo normal.

τ : Esfuerzo cortante.

Finalmente, para encontrar el factor de seguridad del elemento, se vuelve a comparar el esfuerzo del límite elástico del material con el esfuerzo de Von Mises de la siguiente forma [9]:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma'} \quad (103)$$

Donde

σ' : Esfuerzo Von Mises.

σ_n : Esfuerzo normal.

N: Factor de seguridad.

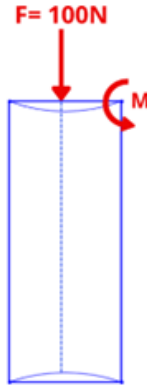
Para encontrar las tres variables de interés, se realizó el mismo proceso de iteración como se muestra en la tabla X de la primera pieza, donde también se partió de dimensiones típicas de este tipo de brazos.

Tabla 9. Iteración para el brazo superior (2 barras)						
b (mm)	h (mm)	l (mm)	σ normal (MPa)	σ cortante (MPa)	σ Von Mises (MPa)	N (fds)
20	10	500	2718.900	0.37500	27.189.078	0.75398
20	11	525	2144.887	0.34091	21.448.954	0.95576
20	12	550	1730.781	0.31250	17.307.897	118.443
20	13	570	1410.808	0.28846	14.108.172	145.306
20	14	580	1149.389	0.26786	11.493.986	178.354
21	10	500	2718.900	0.35714	27.189.070	0.75398
21	11	525	2144.887	0.32468	21.448.947	0.95576
21	12	550	1730.781	0.29762	17.307.889	118.443
21	13	570	1410.808	0.27473	14.108.164	145.306
21	14	580	1149.389	0.25510	11.493.977	178.354
22	10	500	2718.900	0.34091	27.189.064	0.75398
22	11	525	2144.887	0.30992	21.448.940	0.95576
22	12	550	1730.781	0.28409	17.307.882	118.443
22	13	570	1410.808	0.26224	14.108.157	145.306
22	14	580	1149.389	0.24351	11.493.970	178.354
23	10	500	2718.900	0.32609	27.189.059	0.75398
23	11	525	2144.887	0.29644	21.448.934	0.95576
23	12	550	1730.781	0.27174	17.307.876	118.443
23	13	570	1410.808	0.25084	14.108.151	145.306
23	14	580	1149.389	0.23292	11.493.963	178.354

Tabla X
ITERACIÓN PARA EL BRAZO SUPERIOR (2 BARRAS)

Para el diseño, se seleccionó los siguientes parámetros: una altura de 22 milímetros, una anchura de 13 milímetros y una longitud de 570 milímetros. Estos valores proporcionan un factor de seguridad mayor a uno. Aunque no es la combinación de dimensiones que ofrece el mayor factor de seguridad posible, estos valores fueron elegidos porque se ajustan mejor a los diseños existentes en el mercado. Esto significa que cumplen con los estándares de la industria y facilitan la integración con otros componentes ya disponibles. Además, estas dimensiones aseguran que el diseño sea compatible con las restricciones de espacio y uso del entorno médico, ofreciendo un equilibrio óptimo entre seguridad, funcionalidad y compatibilidad.

- **Análisis del segundo conector:** En el conector 2, la fuerza de reacción en la dirección “y”, calculada en la pieza anterior, también generará un esfuerzo normal. Sin embargo, a diferencia del conector 1, esta vez produce compresión. Además, el momento flector, que es la suma de los momentos generados en cada una de las barras superiores, también generará un esfuerzo normal de compresión, ya que su dirección es diferente al eje neutro del área transversal [9]. A continuación, se detallan las cargas a las que está sometido este conector:
[9].



Para calcular el esfuerzo normal o axial producido por ambas cargas se hará uso de la ecuación número 104. [30].

$$\sigma_n = \frac{F}{A} + \frac{M * \frac{D}{2}}{I} \quad (104)$$

Donde:

F: Fuerza axial.

A: Área de la sección transversal.

M: Momento flector.

m: Masa.

I: Inercia.

D: Diámetro exterior.

d: Diámetro interior.

Reemplazando la longitud seleccionada en las barras superiores (570mm) en la expresión del momento y considerando la inercia del conector, se obtiene la siguiente expresión.

$$\sigma_n = \frac{F}{\frac{\pi}{4}(D^2 - d^2)} + \frac{25829,55 * \frac{D}{2}}{\frac{m}{4} * (D^2 + d^2)} \quad (105)$$

Para calcular la masa del conector se hará uso de la expresión que relaciona al volumen y a la densidad, de acuerdo con la ficha técnica 48 la densidad del AISI304 es de 8000 kg/m3.

$$m = v * p \quad (106)$$

$$m = \pi * h * (D^2 - d^2) * p \quad (107)$$

Donde:

m: Masa.

p: Densidad.

h: Altura del conector.

De esta manera se evidencia que la altura del conector que al principio no formaba parte de ninguna expresión también es clave en el esfuerzo que soporta el conector. El factor de seguridad se encuentra de la siguiente manera:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma_n} \quad (108)$$

Donde

N: Factor de seguridad.

σ' : Esfuerzo Von Mises.

σ_n : Esfuerzo normal.

Con todas estas expresiones se procede a realizar los mismos procesos de iteración para las piezas previas como se muestra en la tabla XI.

Tabla 10. Iteración para el segundo Conector								
D (mm)	d (mm)	h (mm)	M (kg)	Inercia (kg-mm ²)	σ axial (MPa)	σ flector (MPa)	σ normal (MPa)	N (fds)
30	20	50	0.6283	2413720	0.2546	321027294	34.649	591.644
30	22	60	0.6273	2621458	0.3061	295587412	32.619	628.460
30	24	70	0.5700	2722527	0.3930	2846142798	32.391	632.889
30	26	80	0.4504	2703354	0.5684	2866327746	34.347	596.843
30	28	90	0.2624	2550369	10.9760	3038265665	41.359	495.662
35	20	50	10.367	4174980	0.1543	2165316021	23.196	883.755
35	22	60	11.174	4632051	0.1718	195165181	21.235	965.397
35	24	70	11.418	4936711	0.1962	1831209169	20.274	1011.151
35	26	80	11.038	5070487	0.2319	1782895712	20.148	1017.463
35	28	90	0.9975	5014908	0.2887	1802655366	20.914	980.218
40	20	50	15.080	7031872	0.1061	1469253138	15.754	1301.293
40	22	60	16.829	7941569	0.1141	1300951966	14.150	1448.721
40	24	70	18.015	8646076	0.1243	1194946644	13.193	1553.871
40	26	80	18.578	9121266	0.1378	1132693604	12.705	1613.551
40	28	90	18.458	9343011	0.1560	884511397	10.405	1970.121

Tabla XI
ITERACIÓN PARA EL SEGUNDO CONECTOR

Se observa que, para las dimensiones normalmente usadas en este tipo de aplicaciones, estructuralmente la pieza tampoco muestra problemas, los parámetros de diseño seleccionados fueron 40mm de diámetro exterior, 26 de diámetro interior, y una altura de 80mm. Dado que esta configuración proporciona un momento flector menor, por ende, una mayor rigidez estructural.

○ **Análisis de la barra cilíndrica inferior:**

Para este elemento la carga de 100N genera un momento flector en el extremo derecho que causa un esfuerzo cortante, de igual forma, el momento proveniente del análisis anterior del segundo conector, se encuentra en el plano del eje neutro del cilindro (sección media de la sección transversal) mostrada con líneas discontinuas en la 50, por tanto, genera un cortante de torsión en la barra [9].



Figura 50. Cargas en la barra cilíndrica inferior. Fuente: Autor.

El esfuerzo cortante proveniente de la carga que genera un momento flector se calcula de la siguiente manera [30].

$$\tau = \frac{V * Q}{I * D} \quad (109)$$

Donde:

τ : Esfuerzo cortante debido a la flexión.

Q: Distancia a la fibra más cercana desde el eje neutro.

V: Fuerza cortante.

D: Diámetro exterior.

El valor Q, para un cilindro hueco es un valor [30], que desarrollando la expresión queda:

$$\tau = \frac{100 * \frac{\pi}{4} (D^2 - d^2) * \frac{D}{2}}{\frac{\pi}{4} * (D^2 + d^2) * D} \quad (110)$$

Cabe destacar que la expresión queda en términos de la masa, para hallarla se seguirá el mismo proceso realizado para la pieza anterior, donde el momento flector dependerá de la longitud total de la barra. En cambio, el esfuerzo cortante debido a la torsión máxima para un eje hueco se calcula de la siguiente forma [10].

$$T_{max} = \frac{2T * D/2}{\pi \left(\left(\frac{D}{2} \right)^4 - \left(\frac{d}{2} \right)^4 \right)} \quad (111)$$

Donde:

T_{max} : Torque máximo.

T: Torque soportado.

d: Diámetro inferior.

D: Diámetro exterior.

Reemplazando el torque que es igual al momento flector que soporta el conector 2, queda la siguiente ecuación:

$$T_{max} = \frac{2 * 25829,55 * D/2}{\pi \left(\left(\frac{D}{2} \right)^4 - \left(\frac{d}{2} \right)^4 \right)} \quad (112)$$

Dado que ambas cargas generan cortantes y no existe esfuerzo axial, el Von Mises quedará expresado de la siguiente forma [30].

$$\tau_{total} = T + \tau \quad (113)$$

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_n^2 + 3(\tau_{total})^2} \quad (114)$$

Donde:

σ' : Esfuerzo Von Mises.

σ_n : Esfuerzo normal.

τ : Esfuerzo cortante.

$$\sigma' = \sqrt{(0)^2 + 3(\tau_{total})^2} \quad (115)$$

Finalmente, para encontrar el factor de seguridad del elemento, se vuelve a comparar el esfuerzo del límite elástico del material con el esfuerzo encontrado de Von Mises de la siguiente forma:

$$N = \frac{\sigma_e}{\sigma'} \quad (116)$$

Donde:

σ' : Esfuerzo Von Mises.

σ_n : Esfuerzo normal.

N: Factor de seguridad.

Para encontrar las tres variables de interés, se realizó el mismo proceso de iteración de todas las piezas, partiendo de dimensiones comunes en el mercado.

D(mm)	d(mm)	h(mm)	M(kg)	Inercia (kg·mm ²)	σ cortante torsión (Mpa)	σ cortante flector (Mpa)	σ Von Mises (Mpa)	N(fds)
60	50	500	138.230	130.657.360	11.763	3.306.128.334	77.638	264.047
60	52	510	114.847	110.122.159	13.974	3.195.171.658	79.545	257.715
60	54	520	89.392	87.743.109	17.709	3.061.286.566	83.696	244.933
60	56	530	61.807	63.465.924	25.253	2.871.033.615	93.468	219.327
60	58	540	32.029	37.236.316	48.025	2.488.892.813	126.290	162.324
62	50	500	168.892	168.555.612	0.9566	3.131.244.308	70.803	289.536
62	53	510	132.663	134.512.109	11.845	302.162.016	72.851	281.395
62	56	520	92.529	96.760.289	16.504	287.340.606	78.355	261.631
62	58	530	63.938	69.854.267	23.573	2.698.417.824	87.568	234.103
62	60	540	33.115	40.823.493	44.904	2.347.148.482	118.429	173.099
64	55	500	134.586	145.378.711	11.039	2.893.007.482	69.229	296.120
64	57	510	108.566	119.294.244	13.533	2.788.205.777	71.733	285.783
64	58	520	95.665	106.371.462	15.418	2.702.382.721	73.511	278.871
64	60	530	66.069	76.654.763	22.056	2.540.992.784	82.213	249.353
64	62	540	34.201	44.631.531	42.077	2.217.275.476	111.284	184.214

Tabla XII
ITERACIÓN PARA LA BARRA INFERIOR

Se seleccionaron los siguientes parámetros de diseño: un diámetro exterior de 64 milímetros, un diámetro interior de 60 milímetros y una longitud de 530 milímetros. Estas dimensiones fueron elegidas dado que proporcionan un factor de seguridad superior a 20, lo que garantiza un amplio margen para diferencias en las cargas aplicadas debido a las condiciones de operación del brazo, además de que estas dimensiones se integran de forma óptica con las piezas previas.

- **Análisis de las juntas empernadas:** Lo primero que se debe definir en este apartado es el tipo de pernos que se va a utilizar y el material. La Figura 96, muestra los pernos de la clase métrica, para la primera iteración se utilizarán los tornillos de la clase de propiedad 4.6 de un acero de bajo carbono, dado que la carga que soportarán en la aplicación no es muy alta comparada con casos estructurales, la resistencia de prueba mínima es de 225MPa, es decir, el esfuerzo máximo que pueden soportar antes de sufrir una deformación permanente [10].

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños, inclusive	Resistencia de prueba mínima, ¹ MPa	Resistencia mínima a la tensión, ¹ MPa	Resistencia mínima a la fluencia, ¹ MPa	Material	Marca en la cabeza
4.6	M5-M36	225	400	240	Acero de bajo o medio carbono	
4.8	M1.6-M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono	
5.8	M5-M24	380	520	420	Acero de bajo o medio carbono	
8.8	M16-M36	600	830	660	Acero de medio carbono, T y R	
9.8	M1.6-M16	650	900	720	Acero de medio carbono, T y R	
10.9	M5-M36	830	1 040	940	Acero martensítico de bajo carbono, T y R	
12.9	M1.6-M36	970	1 220	1 100	Acero aleado, T y R	

Figura 51. Propiedades mecánicas de pernos métricos.[10].

Por otra parte, antes de que la carga mecánica se transfiera a los pernos, debe existir un elemento estructural que se encargue de llevar toda la carga del brazo hacia los pernos, para el diseño se eligió una placa de espesor constante también de AISI 304 con un límite elástico de 205MPa, según la figura 48, que además será la tapa posterior del panel de control. Por tal razón, las medidas de dicha placa ya se encuentran limitadas por el diseño geométrico del panel y deben ser de 21mm de ancho por 21mm de largo.

La carga aproximada que soportará los tornillos es aproximadamente de 250N de acuerdo al análisis previo y se transmitirá en el mismo plano de la junta empernada hacia la pared, el mayor esfuerzo que sufrirán los tornillos es de cortante puro, para validar que una junta de este tipo no falle se analiza; aplastamiento del perno, aplastamiento de los elementos de la junta, cortante puro de un perno, cortante del borde y desgarramiento del elemento de la junta y la fluencia por tensión de los elementos a lo largo de los agujeros de los pernos [10].

El número de pernos se fijarán a 4 para la primera iteración porque es lo más usado y por facilidad en el análisis. Además, se partió asumiendo que la carga se transmite de manera uniforme e igual en cada perno. De esta manera, la incógnita que se necesita encontrar es el espesor óptimo de la placa, la separación de los agujeros con respecto a los extremos de la placa, y los diámetros de los pernos. El cálculo del aplastamiento de los elementos de las juntas es el siguiente [10].

$$\sigma = \frac{F/np}{2 * t * d} \quad (117)$$

Donde:

σ : Esfuerzo Von Mises.

F = Fuerza soportada.

np = Número de pernos.

t = espesor de la placa.

d = Diámetro de los pernos.

Para hallar el factor de seguridad por aplastamiento se debe comparar este esfuerzo calculado con el límite elástico del material en contacto. Luego es necesario realizar exactamente el mismo proceso para analizar el aplastamiento de los pernos, con la diferencia que se debe contrastar el esfuerzo obtenido con la resistencia de prueba de la categoría de pernos seleccionada.

Para encontrar la fuerza cortante que está sufriendo cada perno se hace uso de la ecuación número 118 [10].

$$\tau = \frac{F}{np * \pi * \frac{d^2}{4}} \quad (118)$$

Para analizar el factor de seguridad por cortante puro, se hará uso del criterio de cortante máximo como se muestra a continuación [10].

$$N = \frac{0,577 * S_y}{\tau} \quad (119)$$

Donde:

N: Factor de seguridad.

S_y : Esfuerzo mínimo de prueba del perno.

τ : Esfuerzo cortante del perno.

Para el cortante de la placa nuevamente se realiza el mismo procedimiento, con la diferencia de que el área transversal que se toma en consideración es el de la placa, como se evidencia a continuación [10].

$$\tau = \frac{F}{np * a * t} \quad (120)$$

Donde:

τ : Esfuerzo cortante de la placa.

F: Fuerza soportada.

np: Número de pernos.

a: Distancia de la tangencia del agujero del perno al extremo de la placa.

t: Espesor de la placa.

Por último para analizar la fluencia por tensión de la junta empernada para obtener se hace uso de la expresión mostrada a continuación [10]. Y Para calcular el factor de seguridad se realiza el mismo procedimiento que se realizó para analizar la falla por aplastamiento.

$$\sigma = \frac{F}{w * t} \quad (121)$$

Donde:

σ : Esfuerzo de fluencia por tensión.

F: Fuerza soportada.

w: Ancho de la placa.

t: Espesor de la placa.

Una vez que se tienen todos los casos analizados es momento de encontrar las variables de interés más apropiadas, a continuación, en la tabla XIII y XIV se muestran las iteraciones para cada caso partiendo de las medidas de espesor, diámetros más comerciales y con distancia al extremo de la placa que mejor se adaptan a las medidas de ancho y largo.

Como se puede evidenciar ninguna de las configuraciones planteadas inicialmente presentan inconvenientes con la carga, de hecho, se encuentran bastantes sobredimensionadas, así que se puede escoger cualquiera de los espesores, diámetros y distancia al extremo de la placa. Por conveniencia se ha seleccionado una placa de 5mm de espesor, pernos de 10mm de diámetro y una distancia de la tangencia del agujero del perno al extremo de la placa de 20mm.

Esp. t(mm)	Diámetro pernos d(mm)	Dist.extremo a(mm)	σ aplast.pernos (Mpa)	σ cortante (Mpa)	N (aplast.)	N(cortante)
3	8	20	13.021	124.340	17.280.000	10.441.170
4	8	20	0.9766	124.340	23.040.000	10.441.170
5	10	20	0.6250	0.79577	36.000.000	16.314.329
3	10	25	10.417	0.79577	21.600.000	16.314.329
4	5	20	15.625	318.309	14.400.000	4.078.582
5	5	20	12.500	318.309	18.000.000	4.078.582
3	10	20	10.417	0.79577	21.600.000	16.314.329
4	10	25	0.7813	0.79577	28.800.000	16.314.329
5	6	20	10.417	221.048	21.600.000	5.873.158
3	6	20	17.361	221.048	12.960.000	5.873.158
4	8	20	0.9766	124.340	23.040.000	10.441.170
3	8	25	13.021	124.340	17.280.000	10.441.170
4	10	25	0.7813	0.79577	28.800.000	16.314.329
5	10	25	0.6250	0.79577	36.000.000	16.314.329

Tabla XIII
ITERACIÓN PARA JUNTAS EMPERNADAS (ANÁLISIS PERNOS)

Esp.t(mm)	Diámetro pernos d(mm)	Dist.extremo a(mm)	σ aplast.pernos (Mpa)	σ cortante(Mpa)	σ flu (Mpa)	N (aplast)	N(cortante)	N(flu)
3	8	20	1.30	1.04	1.32	157.44	113.55	154.98
4	8	20	0.98	0.78	0.74	209.92	151.40	275.52
5	10	20	0.63	0.63	0.48	328.00	189.26	430.50
3	10	25	1.04	0.83	1.32	196.80	141.94	154.98
4	5	20	1.56	0.78	0.74	131.20	151.40	275.52
5	5	20	1.25	0.63	0.48	164.00	189.26	430.50
3	10	20	1.04	1.04	1.32	196.80	113.55	154.98
4	10	25	0.78	0.63	0.74	262.40	189.26	275.52
5	6	20	1.04	0.63	0.48	196.80	189.26	430.50
3	6	20	1.74	1.04	1.32	118.08	113.55	154.98
4	8	20	0.98	0.78	0.74	209.92	151.40	275.52
3	8	25	1.30	0.83	1.32	157.44	141.94	154.98
4	10	25	0.78	0.63	0.74	262.40	189.26	275.52
5	10	25	0.63	0.50	0.48	328.00	236.57	430.50

Tabla XIV
ITERACIÓN PARA JUNTAS EMPERNADAS (ANÁLISIS PLACA)

V-I2. Propuesta de diseño final:

- **Diseño del brazo mecánico:** Tomando en cuenta todos los cálculos previos, y diseños actuales en el mercado se presenta la siguiente propuesta de diseño que cumplen con todas las características mencionadas previamente.

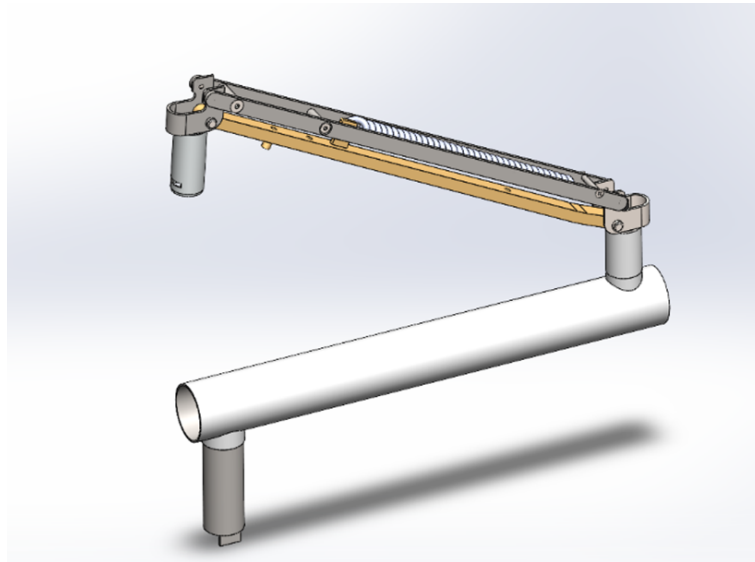


Figura 52. Diseño mecánico del brazo vista isométrica 1. Fuente: Autor.

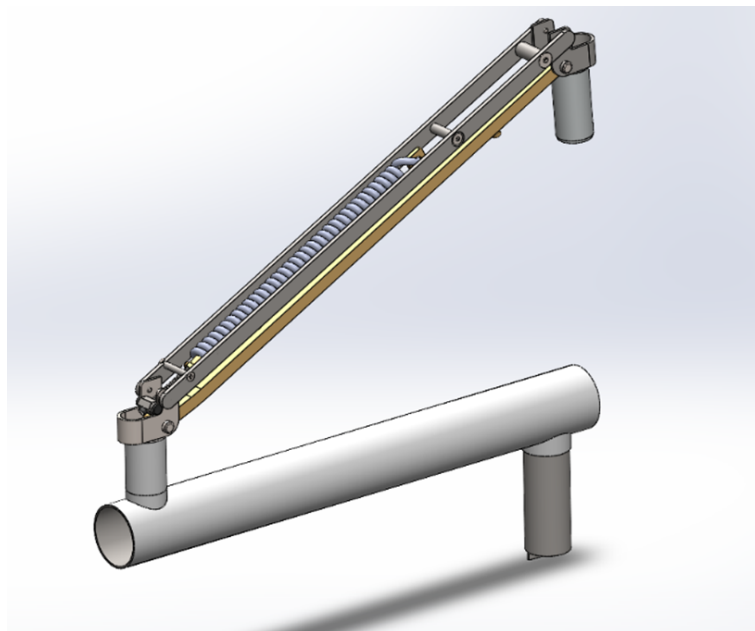


Figura 53. Diseño mecánico del brazo vista isométrica 2. Fuente: Autor.

Este diseño permite que el brazo pueda moverse rotacionalmente desde dos puntos de apoyo distintos y que la carga del cabezal sea distribuida por dos barras en paralelo buscando una mejor distribución del momento flector y la fuerza cortante que genera la carga a comparación de una pieza sólida.

En el medio de ambas barras se encuentra un resorte conectado por medio de un gancho a la barra inferior con el objetivo de provocar una fuerza de compresión y tensión en el mismo, que se encargue de absorber la energía mecánica, produciendo un movimiento amortiguado y preciso, a la vez que, reduce los esfuerzos en los demás componentes del mecanismo.

Con respecto a la parte inferior del brazo, se consideró un diseño cilíndrico hueco para disminuir el peso de todo el sistema como se mencionó con anterioridad, y alargado para asegurar que todo el mecanismo se encuentre estable reduciendo así las vibraciones.

- **Diseño del cabezal:**

Para el diseño del cabezal, en la parte interna se consideró el espacio suficiente para colocar el generador, el cual lleva toda la electrónica necesaria, además de contar con el cono que se encargará de llevar la radiación hacia el exterior. Con respecto a la parte estructural, se cuenta con una placa que será la encargada de aguantar toda la carga del cabezal y transmitirla hacia el conector del brazo, por medio de una palanca en L tal y como se muestra en la figura .

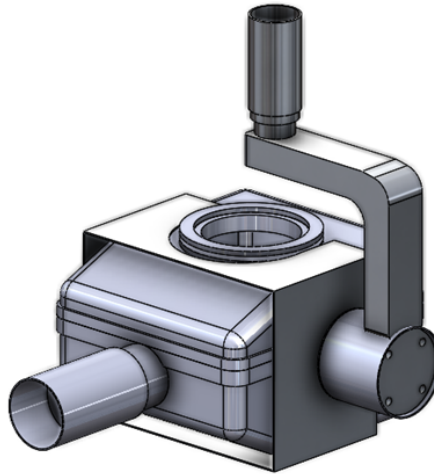


Figura 54. Diseño cad del cabezal. Fuente: Autor.

- **Diseño Mecánico del panel de control:**

En el panel de control llevará un soporte para la pantalla en la parte frontal, internamente se colocará toda la electrónica necesaria para el funcionamiento de todo el sistema y en la parte posterior, se encuentra la placa en la cual se va a encajar el conector inferior del brazo, junto con los 4 tornillos que irán empotrados en la pared

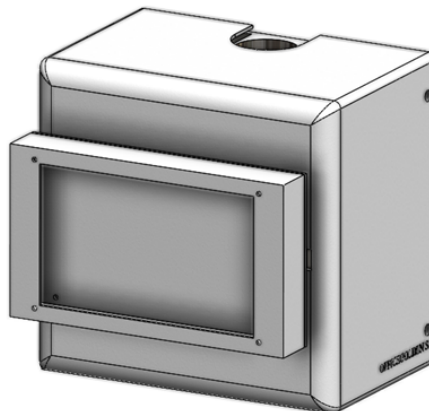


Figura 55. Diseño cad del cabezal. Fuente: Autor.

V-I3. Análisis del mecanismo del brazo: Para el análisis de los grados de libertad del mecanismo se tiene, como:

Números de eslabones (L) = 5
Como número de juntas (J) = 3

Existen dos elementos conectados al bastidor (G) =2, por tanto, aplicando la ecuación de movilidad de Norton [30], se obtiene la ecuación número 112:

$$GDL = (3 * L) - (2 * J) - (3 * G) \quad (122)$$

Donde:

L: Número de eslabones.

J: Número de juntas.

G: Número de eslabones conectados a tierra.

$$GDL = (3 * 5) - (2 * 3) - (3 * 2) = 3 \quad (123)$$

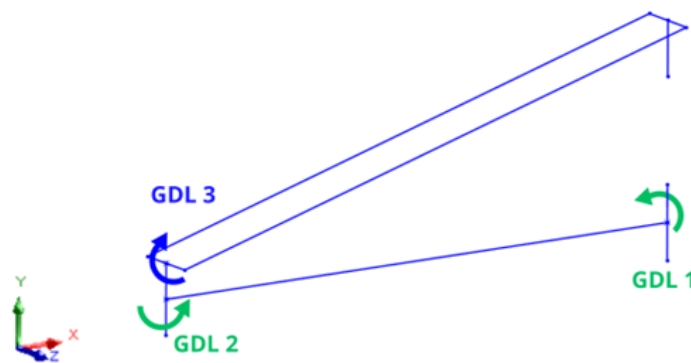


Figura 56. Grados de libertad del mecanismo. Fuente: Autor.

V-I4. Análisis de esfuerzos del mecanismo final: Para asegurar que el diseño final está apto para soportar la carga del cabezal y corroborar el análisis teórico se realizará un análisis estático; esfuerzos máximos, deformaciones y factor de seguridad. Dado que el diseño del mecanismo tiene cargas combinadas y algunas geometrías complejas de analizar para validarlo se utilizará SolidWorks Simulation.

- **Cabezal:** Como se mencionó previamente, estos elementos contienen 3 sub-ensambles principales, la carcasa del cabezal, una placa que rodea a toda la carcasa y un brazo de palanca en “L” que permitirá que se sujete con la estructura del brazo. A continuación en la figura 57, se muestra el análisis de tensiones por elementos finitos.

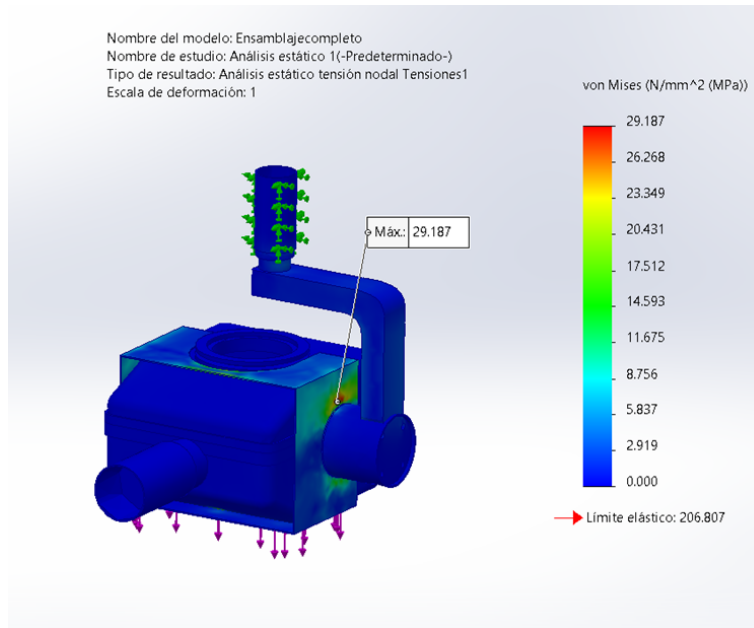


Figura 57. esfuerzos del cabezal. Fuente: Autor.

Se observa que la pieza casi en totalidad se mantiene en una tonalidad de color azul, con esfuerzos menores a 5MPa y el esfuerzo máximo se encuentra cerca de la conexión con el bocín del brazo con un valor cercano de 29MPa, como se ve en la figura 58.

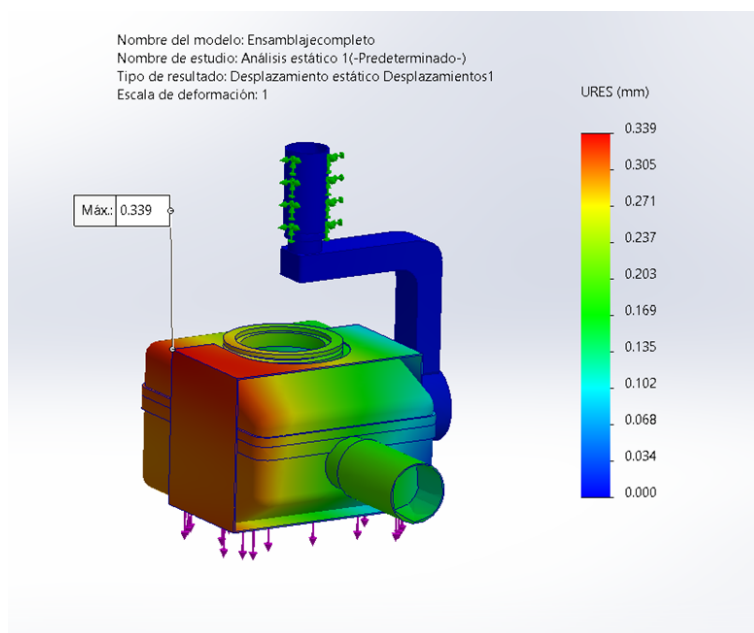


Figura 58. Deformaciones del cabezal. Fuente: Autor.

Con respecto a las deformaciones se denota que el punto más crítico se encuentra en el extremo contrario del brazo de palanca, dado que es el punto que genera mayor momento flector con respecto al soporte que se encuentra en la parte alta del conector, sin embargo, el valor de desplazamiento es de 0.34mm lo cual se encuentra dentro del rango permisible para esta aplicación de acuerdo con Wen [40], como se ve en la figura 59.

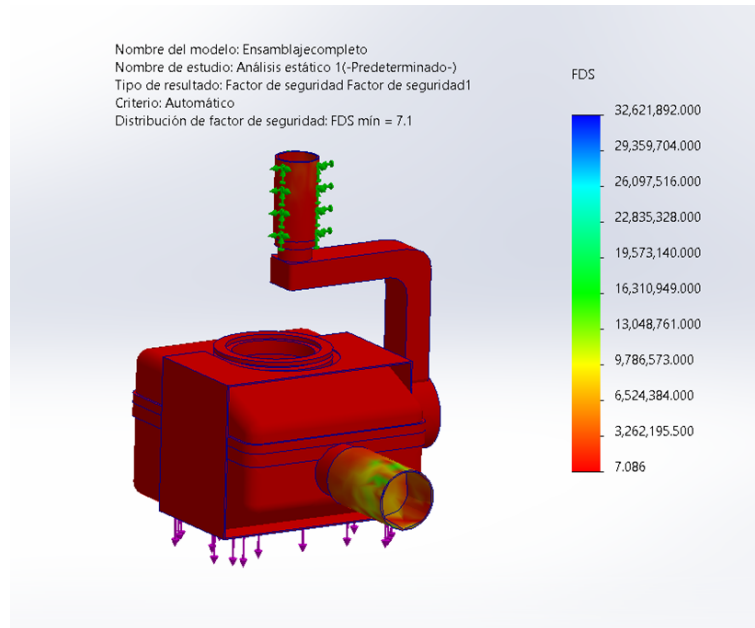


Figura 59. Factor de seguridad del cabezal. Fuente: Autor.

Finalmente, el análisis del factor de seguridad muestra que la mayoría de las partes del cabezal se encuentran con un factor de seguridad mayor que 7, lo cual indica junto con el análisis previamente realizado, que la estructura del cabezal no fallará ante la carga, inclusive el diseño se encuentra sobredimensionado. A continuación, se muestra la tabla 14 recopilando los datos más importantes del análisis realizado.

Nombre	Mín.	Máx.
Esfuerzos (MPa)	0.00	29.189
Desplazamientos (mm)	0.0	0.339
Factor de seguridad	7.086	—

Tabla XV
 RESULTADOS DEL ANÁLISIS ESTÁTICO DEL CABEZAL

- **Conector del cabezal:** Este elemento es el que se encuentra en contacto directo con el cabezal, por eso es de suma importancia realizar su análisis, recordar que el material seleccionado para este material fue un AISI 304, como se ve en la figura 60.

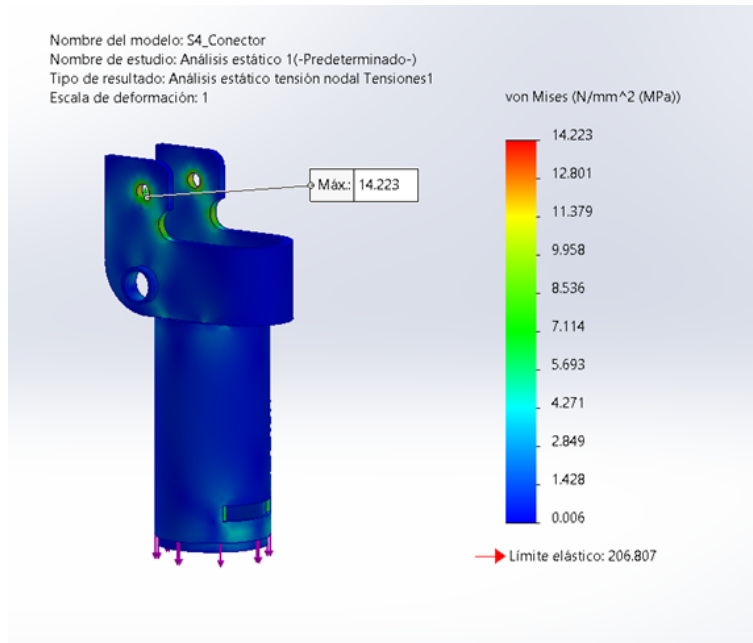


Figura 60. Esfuerzos en el conector del cabezal. Fuente: Autor.

En la figura anterior, se observa que la pieza no sufre mayores problemas de esfuerzos de acuerdo a la carga aplicada, también se evidencia que el esfuerzo aumenta en los pequeños cambios de sección y el máximo se encuentra en los pasadores de la pieza, lo cual, es congruente dado que los agujeros son la mayor fuente de concentradores de esfuerzos [10], como se ve en la figura 61.

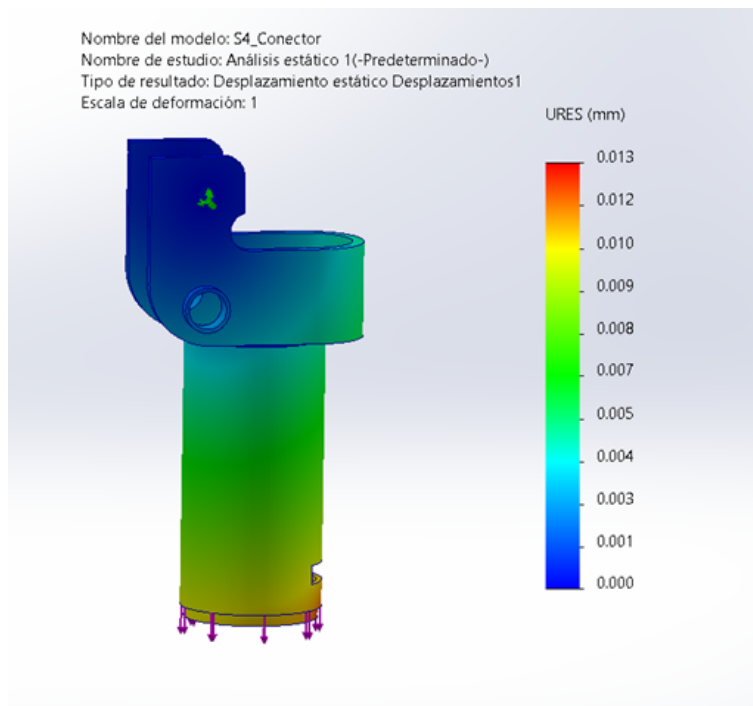


Figura 61. Deformaciones en el conector del cabezal. Fuente: Autor.

Por parte de las deformaciones, se obtuvo el valor máximo en la parte inferior, dado que es la que se encuentra en contacto directo con la carga, sin embargo, el valor de desplazamiento sigue siendo prácticamente nulo, como se ve en la figura 64.

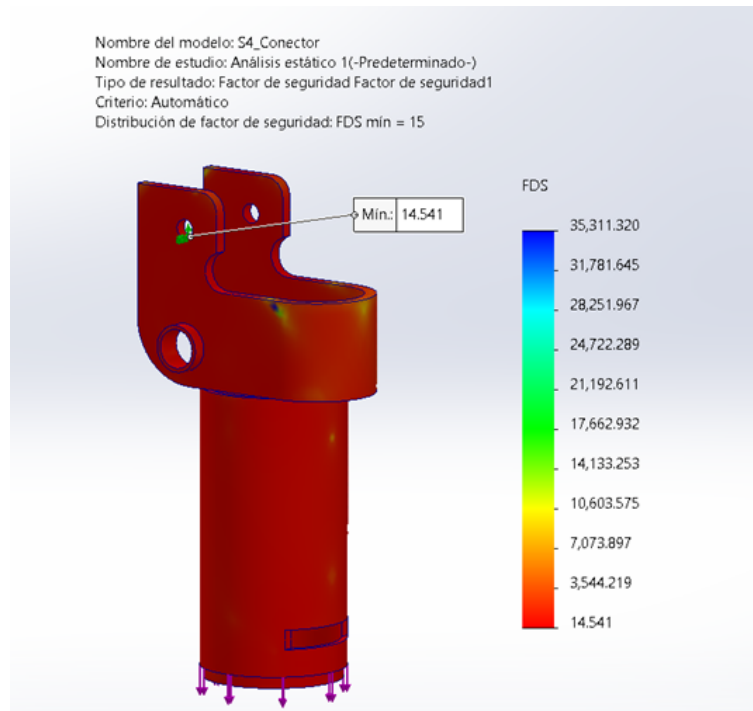


Figura 62. Factor de seguridad en el conector del cabezal. Fuente: Autor.

De acuerdo con las tensiones de Von Mises obtenidas, se evidencia que el factor de seguridad mínimo se encuentra en los pasadores, según la bibliografía de Shigley se recomienda que un pasador tenga un factor de seguridad de entre 3 y 5 dado que son concentradores de esfuerzos [10], el valor que se obtuvo fue de 14.541 indicando que los pasadores de esta pieza no presentan problemas para soportar el cabezal. A continuación, en la tabla se muestran los resultados más críticos obtenidos del conector. Para la obtención de la fuerza cortante, axial y momento flector véase el anexo 1.

Nombre	Min.	Máx.
Esfuerzos (MPa)	0.006	14.223
Desplazamientos (mm)	0.0	0.013
Factor de seguridad	14.541	—
Fuerza cortante (N)	—	0.074
Fuerza axial (N)	—	0.507
Momento flector (Nm)	—	0.004

Tabla XVI
RESULTADOS DEL ANÁLISIS ESTÁTICO DEL CONECTOR DEL CABEZAL

Analizando los resultados finales, se evidencia que las fuerzas y momento flectores que sufre el punto crítico de la pieza son muy bajos, además el desplazamiento es casi nulo y el factor de seguridad mínimo se encuentra muy por arriba de lo recomendado, por tanto, esta pieza no fallará ante la carga del cabezal.

- **Brazo superior:** Esta parte del brazo se compone de dos barras paralelas de acero inoxidable AISI 304, donde se buscó repartir la carga de la mejor forma posible ocupando la menor área posible y con el menor peso posible, estas dos barras se encuentran conectadas al conector del cabezal y a un segundo conector con geometría casi idéntica, la barra superior se encuentra fija en todo el movimiento, mientras que, la barra inferior tiene dos pasadores que permiten el movimiento. Primero se empezó realizando el análisis de Von Mises que se muestra a continuación:

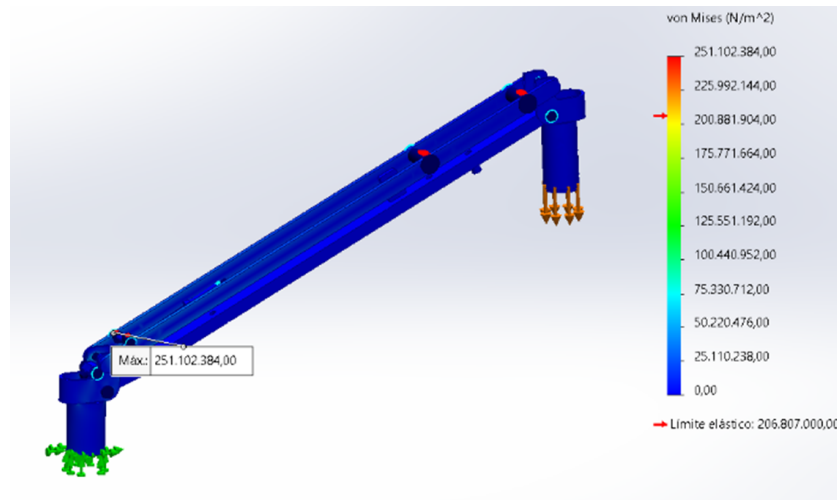


Figura 63. Esfuerzos en las barras. Fuente: Autor.

La pieza muestra un buen comportamiento casi en su totalidad, sin embargo, se observa un esfuerzo muy alto en el tornillo más alejado de la carga, esto se debe, a que la carga se distribuye por este elemento en dos componentes, la componente perpendicular genera un esfuerzo constante, mientras que la axial genera una fuerza radial muy alta [30]. Una posible causa de este alto valor en ese punto, es que, ese agujero tiene excentricidad con respecto a los demás pasadores, cuando esto ocurre la componente perpendicular a la línea de acción de la carga crea una distribución de tensiones cortantes en la sección transversal [10].

También, la magnitud de los esfuerzos cortantes depende de la distancia entre el punto de aplicación de la carga y el centro de gravedad de la sección transversal [10], esto quiere decir, que entre mayor sea la distancia de la carga hasta el punto de excentricidad, el esfuerzo cortante será mayor. Lo cual es acorde con la geometría de la pieza dado que el punto de esfuerzo máximo es el concentrador de esfuerzo más alejado de la carga.

Sin embargo, este efecto no es deseado en la aplicación por ende se realizó una segunda iteración de diseño corrigiendo algunos problemas. Finalmente, el análisis de Von Mises de la pieza final queda de la siguiente manera, como se muestra en la en la figura 64.

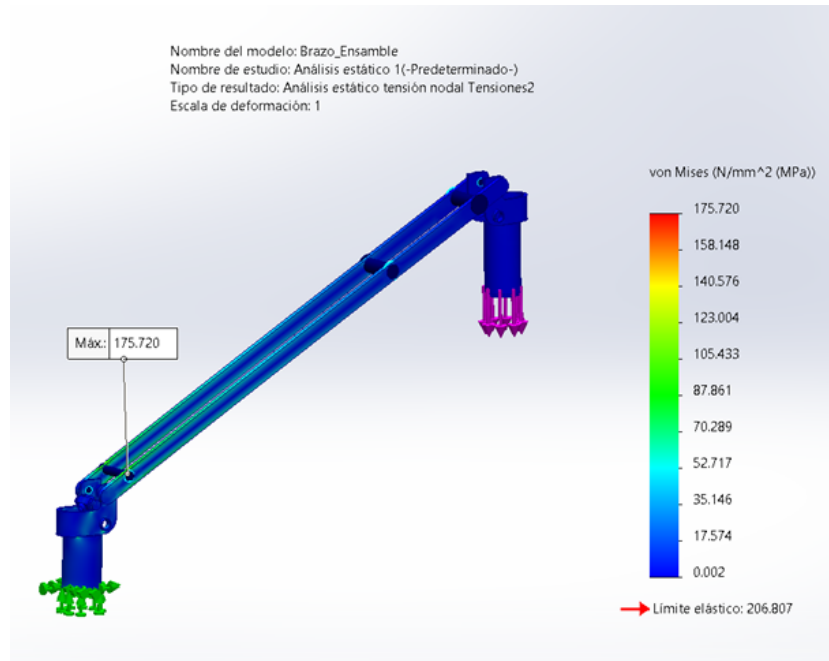


Figura 64. Esfuerzos en las barra iteración 2. Fuente: Autor.

Se evidencia que con los cambios realizados el punto de tensión máxima ahora se encuentra en el pasador del extremo que conecta dicha barra con el segundo conector, logrando reducir así, a más de la mitad el esfuerzo crítico en la pieza, como se muestra en la en la figura 66.

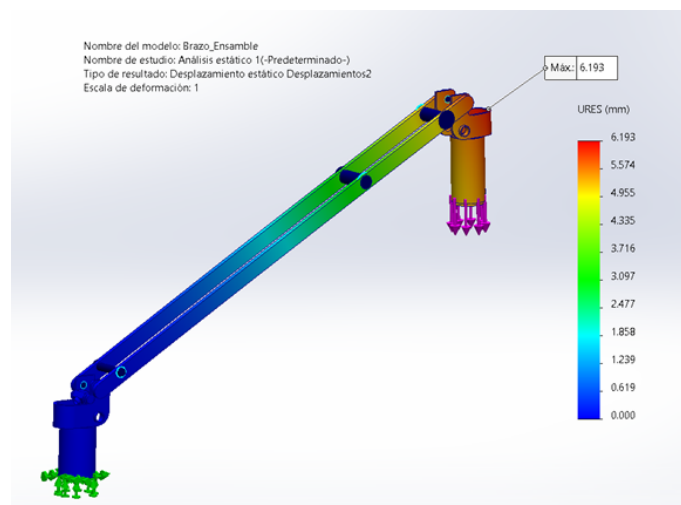


Figura 65. Esfuerzos en las barra iteración 2. Fuente: Autor.

Hablando de las deformaciones, se evidencia que la barra presenta deformaciones considerables por encima de 3mm de promedio, sobre todo cerca de la línea de acción de la fuerza del cabezal donde este valor aumenta hasta los 6.193 mm, aunque el análisis independiente de la primera pieza demostraba que no tenía inconvenientes con la carga, esta al interactuar con las dos barras rígidas presenta un comportamiento con menor desempeño. Esta deformación tendrá que ser absorbida por el resorte como previamente fue mencionado, como se muestra en la en la figura 66.

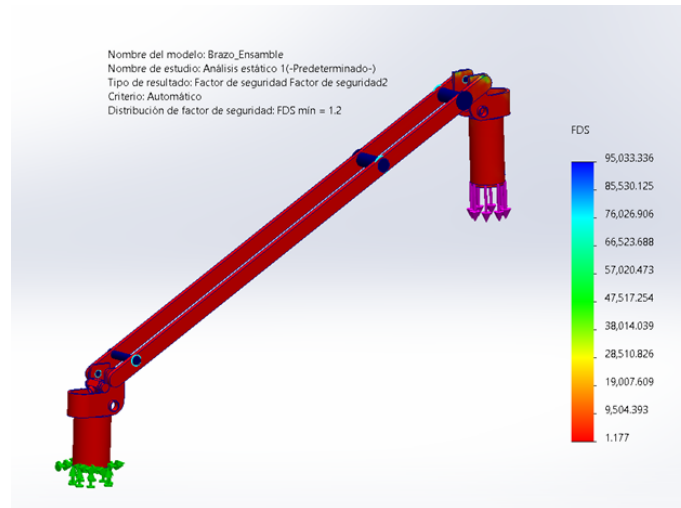


Figura 66. Deformación en la barra. Fuente: Autor.

Con respecto al factor de seguridad, se obtuvieron resultados coherentes con lo ya analizado en Von Mises, donde en el punto más crítico se encuentra en el pasador y en sus alrededores, el factor de seguridad se encuentra por encima de uno, lo cual se traduce, a que la pieza no fallará. A continuación, en la tabla XVII, se tabularon los resultados obtenidos de la parte alta del mecanismo, dado que se obtuvieron deformaciones, fuerzas cortantes y axiales muy altas en el último pasador, es necesario analizar a profundidad si el resorte colocado en la mitad de ambas barras es capaz de absorber la carga estática y disminuir la deflexión en todo el elemento.

Nombre	Min.	Máx.
Esfuerzos (MPa)	0.0	175.720
Desplazamientos (mm)	0.0	6.193
Factor de seguridad	1.177	—
Fuerza cortante (N)	—	131.21
Fuerza axial (N)	—	330.9
Momento flector (Nm)	—	0.02

Tabla XVII
RESULTADOS DEL ANÁLISIS ESTÁTICO DE LAS BARRAS

- **Resorte:** Como se mencionó previamente, se incluyó un resorte en el diseño para que este almacene la energía en forma de compresión de la carga y así poder reducir la geometría de las barras, disminuyendo el peso total del brazo. En el análisis previo se identificó que es necesario que el resorte almacene la energía producida por el cabezal, dado que las deformaciones fueron muy altas, para este análisis se calculara si el resorte es capaz de contrarrestar el desplazamiento causado por la fuerza axial y cortante máxima que se produce en el mecanismo.
El resorte helicoidal propuesto para este sistema tiene un alambre de diámetro de 15mm de acero estirado (ASTM-A227), el diámetro exterior es de 30mm y cuenta con 35 espiras o revoluciones con una separación de 8mm entre cada una.

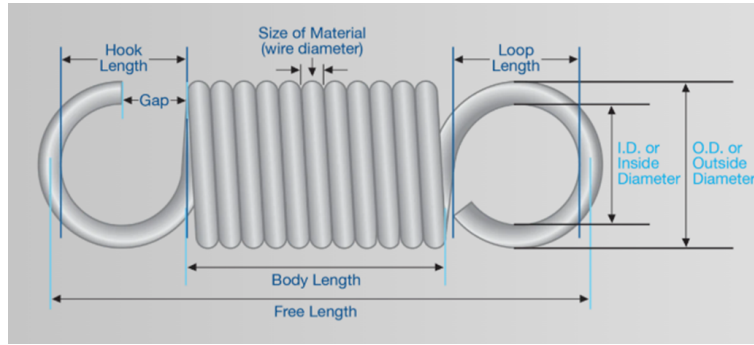


Figura 67. Diagrama del resorte. [10].

La espira solo cuenta con uno de los dos ganchos que se muestran en la figura 65, la longitud del cuerpo es de 280mm y la longitud de gancho es de 30mm. Para calcular la fuerza máxima permisible del resorte se usa la expresión número 124.

$$F_{max} = \frac{A * d^{3-m}}{5,88 * (D + 0,5 * d)} \quad (124)$$

Donde:

d: Diámetro del alambre mm.

D: Diámetro del resorte mm.

A,m: Constantes de acuerdo al material.

Para el acero seleccionado la constante A corresponde un valor de 1510 MPa y la constante m tiene un valor de 0.201. La fuerza máxima permisible para el resorte se calcula de la siguiente manera.

$$F_{max} = \frac{1510 \cdot 15^{(3-0,201)}}{5,88 \cdot (30 + 0,5 \cdot 15)} \quad (125)$$

$$F_{max} = 14,368 \text{ kN} \quad (126)$$

La fuerza máxima cortante y axial sumadas dan un valor de 462.11 N de acuerdo con la tabla XV, para calcular el factor de seguridad se hará uso de la expresión número 127.

$$FS = \frac{F_{max}}{F_{max \text{ aplicada}}} \quad (127)$$

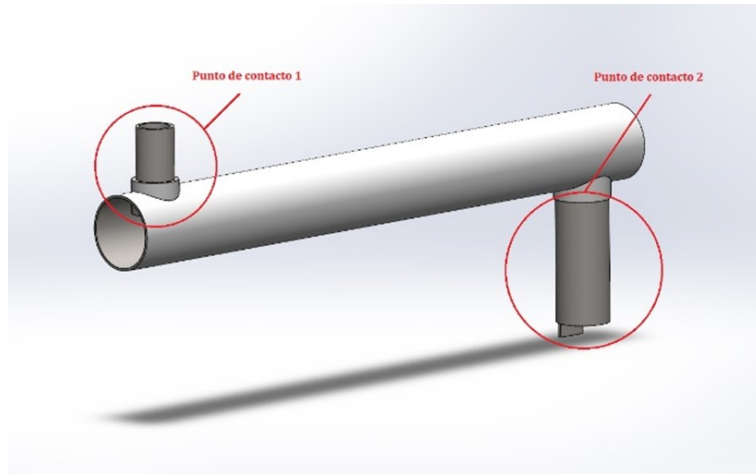
$$FS = \frac{14,368 \text{ kN}}{462,11} \quad (128)$$

$$FS = \frac{14,368 \text{ kN}}{462,11} \approx 31,09 \approx 31 \quad (129)$$

Se obtuvo un valor de factor de seguridad mayor a uno, de esta manera se concluye que el resorte tiene la capacidad de soportar la carga máxima que se genera en el mecanismo, por tanto, el diseño de la parte superior del brazo no fallará e inclusive el diseño del resorte se encuentra sobredimensionado a la carga requerida.

- **Rozamiento entre los ejes de rotación:** Los ejes que hacen posible la rotación del mecanismo por fricción, provocan un rozamiento generando una carga desproporcionada entre las dos superficies de contacto, esto puede generar conicidad u ovulamiento [10]. Para el análisis en este punto se calculará

el rozamiento desde el punto de referencia donde la carga aplicada es mayor, en este caso la referencia, está en la mitad del eje y el movimiento está en la dirección Z, por lo que, el análisis se centrará en los planos XY para cada uno de los puntos de contacto que se ilustran a continuación.



Empezando por el punto de contacto 1, la línea de acción de la fuerza generada por el cabezal para por el punto de contacto número 2, por lo tanto, el diagrama de análisis quedaría como se muestra en la figura 68:

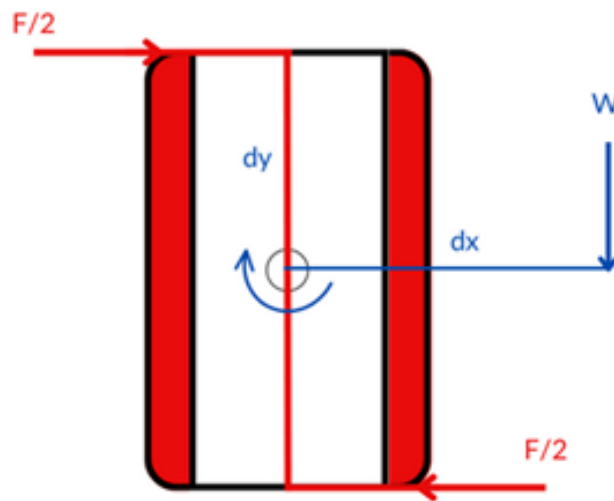


Figura 68. Diagrama de cuerpo libre del eje de rotación. Fuente: Autor.

La distancia “dx” denotada en la figura 68, corresponde a la longitud de la barra inferior medida desde el centro de los ejes y tiene un valor de 500.0 mm, mientras que la “dy” corresponde a la longitud media del eje y, con un valor de 22.5 mm. El coeficiente de rozamiento cinético que existe entre acero en contacto con otro acero es de 0.57.

Desde la ecuación número 130 a la ecuación número 133 se calculó el momento generado en el punto medio de rotación para luego trasladarlo hasta encontrar la fuerza que se aplica en ambos extremos. El peso del brazo más la carga es de aproximadamente 250N.

$$M = W * dx \quad (130)$$

$$M = (250 \text{ N}) (0,500 \text{ m}) = 125 \text{ Nm} \quad (131)$$

$$F = M * dy \quad (132)$$

$$F = (125 \text{ Nm}) (0,0225 \text{ m}) = 2,81 \text{ N} \quad (133)$$

La fuerza en cada extremo del eje se distribuye de manera uniforme, es decir la mitad para cada extremo, por tanto, el valor de la fuerza máxima aplicada será de 1.40 N y el cálculo de la fuerza de fricción quedaría:

$$F_r = \mu_c * N \quad (134)$$

$$F_r = (0,57) (1,4) = 0,798 \text{ N} \quad (135)$$

$$F_r = (0.57)(1.4) = 0.798 \text{ N}$$

Finalmente se evidencia que la fuerza de contacto es súper pequeña, tanto que se puede considerar despreciable, además dicho análisis se encuentra sobredimensionado dado que el eje se encuentra engrasado para disminuir aún más ese coeficiente de rozamiento entre las superficies. El punto de contacto 2, está sometido a menos carga, por tanto, no se realizará el análisis de este.

- **Brazo inferior:** Para el análisis de elementos finitos del brazo inferior se trasladará la carga del cabezal y también se consideró el peso del brazo en el centro dado que la masa se encuentra distribuida proporcionalmente. El material seleccionado para esta pieza también es AISI304, como se muestra en la figura 69.

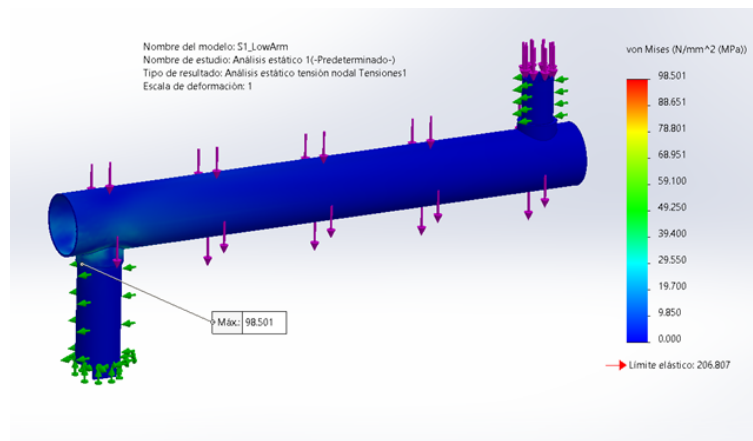


Figura 69. Esfuerzos en la barra inferior. Fuente: Autor.

Se evidencia que el esfuerzo máximo se encuentra ubicado en el cambio de sección del eje de la base, estos resultados son congruentes con el análisis previamente, dado que este cambio en la geometría genera un concentrador de esfuerzo [10]. Además, toda la carga del cabezal y del brazo se distribuyen a este punto donde estará conectado la base de soporte, como se muestra en la figura 69.

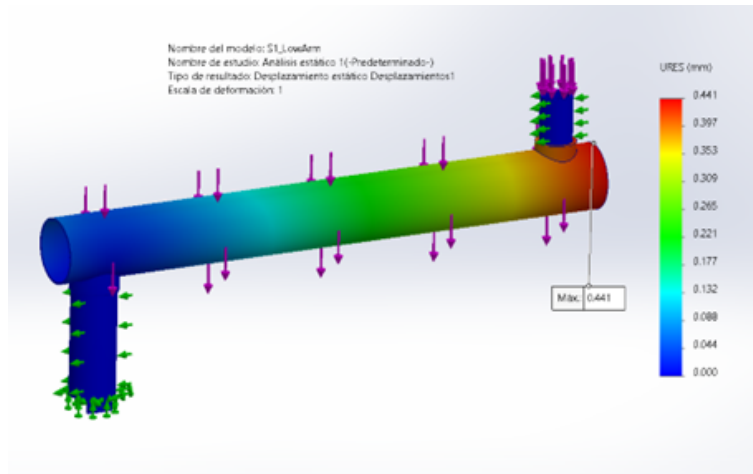


Figura 70. deformaciones en la barra inferior. Fuente: Autor.

Con respecto a los desplazamientos se obtuvo el valor máximo cercano a medio milímetro, valor el cual se encuentra dentro de un rango permitido para este tipo de aplicaciones [40]. Además, es pertinente recordar que el resorte ubicado en la parte superior absorberá gran parte de la carga del mecanismo, lo cual se está obviando en este análisis, dando un resultado sobredimensionado, como se muestra en la figura 69.

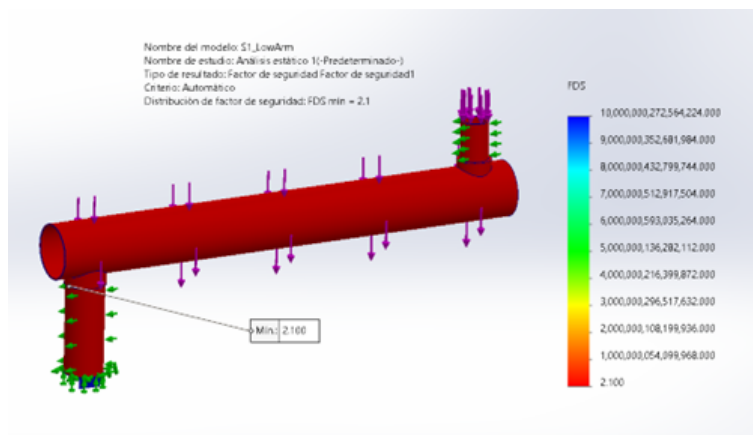


Figura 71. Factores de seguridad en la barra inferior. Fuente: Autor.

Con respecto al factor de seguridad, se obtuvo un análisis que corrobora los resultados previos de esfuerzos donde el punto mínimo se encuentra en el mismo lugar donde se localizó el mayor concentrador de esfuerzos en esta pieza, no obstante, el valor mayor a 2, lo cual es un factor de seguridad más seguro para el mecanismo. La tabla XVIII muestra todos los resultados obtenidos y al analizarlos se concluye que la pieza cumple con los requerimientos de carga y no fallará.

Nombre	Mín.	Máx.
Esfuerzos (MPa)	0.0	98.501
Desplazamientos (mm)	0.0	0.441
Factor de seguridad	2.10	—

Tabla XVIII
RESULTADOS DEL ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA BARRA INFERIOR

- **Sujetadores en la base:** Para este caso se plantea una carga constante definida por el peso de los mecanismos que se encuentran hacia arriba de la placa base, el esfuerzo cortante máximo se transmitirá a cuatro pasadores que son los encargados de soportar todo el mecanismo completo, estas fuerzas se distribuyen proporcionalmente en cada uno de sus extremos. Tomando en cuenta que la fuerza total generada por la carga, la masa del brazo que es de 250 N aproximadamente y la carga aplicada a cada extremo de los pasadores, daría como resultado la octava parte de la carga total. El diámetro de los pasadores seleccionados es de 20mm, como se muestra en la figura 72.



Figura 72. DCL de los pasadores. Fuente: Autor.

$$F = F_t * \frac{1}{8} \quad (136)$$

$$F = (250 \text{ Nm}) * \frac{1}{8} = 31,25 \text{ N} \quad (137)$$

El área de corte es circular por tanto el área se define como:

$$A = \pi r^2 \quad (138)$$

$$A = \pi (0,0010 \text{ m})^2 = 3,14 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \quad (139)$$

Por lo tanto, el esfuerzo sería:

$$\sigma_{calculado} = \frac{F_{sujetador}}{A_{corte}} \quad (140)$$

$$\sigma_{calculado} = \frac{31,25 \text{ N}}{3,14 \times 10^{-6} \text{ m}^2} = 9,95 \text{ MPa} \quad (141)$$

La figura 73 muestra las especificaciones técnicas del acero al carbono (AISI1045) obtenida de servi acero. el límite elástico es de 530 MPa.

HOJA TÉCNICA					
serviacero [®] especiales					
→ AISI 1045					
Equivalencia:	ASTM A 29/A29M - 16: 1045		DIN 1.1191		JIS S45C / S48C
Composición Química:	%C	%Mn	%P	%S	
	0.43 - 0.50	0.60 - 0.90	0.040 máx.	0.050 máx.	----
Condición de Suministro:	Recocido con una dureza estimada (SAE J414a) 179 HBN (~ 89 HRB) como Estirado en frío.				
Propiedades mecánicas (aprox. a temperatura ambiente):	Resistencia a la tensión MPa (Lib/in ²)		Límite elástico MPa (Lib/in ²)	% Elongación en 2.0"	Reducción de área %
	630 (91,000)		530 (77,000)	12	35

* Los valores señalados son estimados mínimos y en acabado de estado en frío, no son mandatorios, y deben tomarse solo como referencia en las características generales de estos aceros (SAE J414a).
 * Valores especiales deben ser consultados y acordados con el fabricante.

Figura 73. Ficha técnica del AISI1045 [10]

Nuevamente el factor de seguridad se obtiene mediante la relación del esfuerzo del límite elástico del material con el esfuerzo aplicado, el cálculo se muestra a continuación.

$$FS = \frac{530 \text{ MPa}}{9,95 \text{ MPa}} = 53,27 \quad (142)$$

De esta manera se concluye que los pasadores de radio de 10 mm son apropiados para soportar la carga de todo el brazo dado que el factor de seguridad obtenido es bastante por encima de 5 que es el factor mínimo recomendado para pasadores.

- **Juntas empernadas en el panel de control:** La figura 74, muestra el tipo de fuerza que esta soportando cada uno de los pernos en el arreglo, corroborando el análisis teórico previamente realizado a los pernos que principalmente están siendo sometidos a una fuerza cortante de aproximadamente en promedio 40N, también se evidencia un momento flector mínimo, dado que la aplicación de la carga del brazo no se produce exactamente en el mismo plano de la placa, y por último, también se evidencia una fuerza axial proveniente de una ligera precarga establecida en cada perno para simular el ajuste de compresión en la realidad.

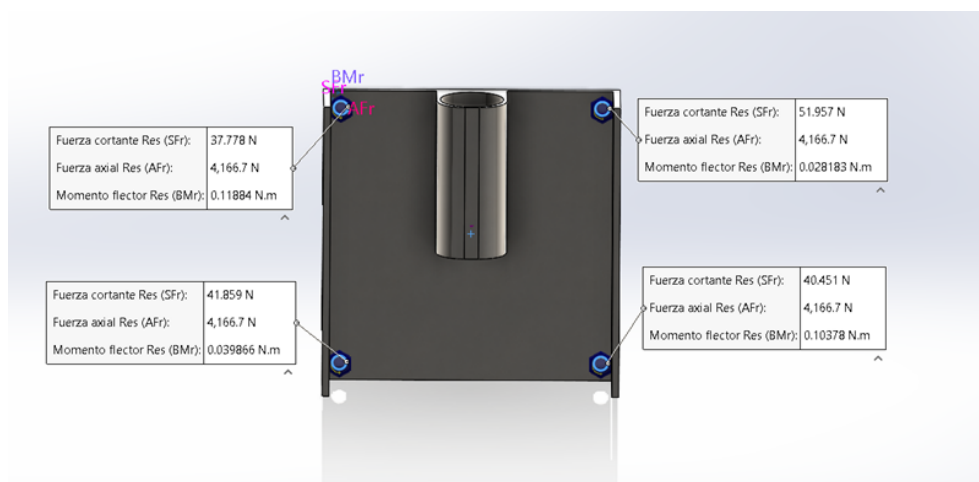


Figura 74. Fuerzas en las juntas. Fuente: Autor

La figura 75 , ilustra como las juntas son las encargadas de absorber toda la energía mecánica hacia la pared, donde el mayor esfuerzo se encuentra cercano a los 60MPa y se evidencia que la placa no

sufre mayores esfuerzos a lo largo de toda su área.

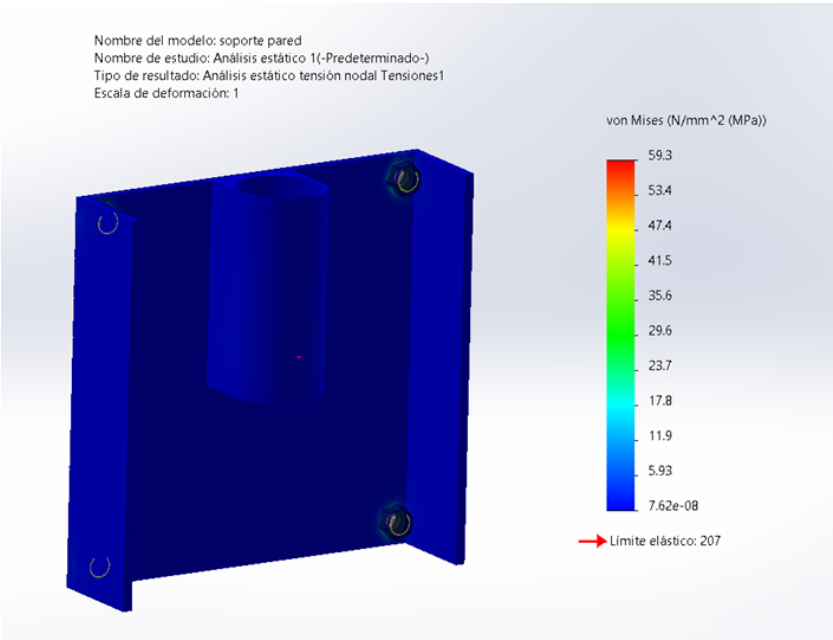


Figura 75. Esfuerzos en las juntas. Fuente: Autor

Con respecto a las deformaciones en la base del panel, la figura 76, nuevamente muestra resultados congruentes con el análisis teórico y la simulación de esfuerzos previamente realizados. La placa recibe nula deformación dado que los pernos son capaces de absorber y transmitir toda la carga fuera de la placa.

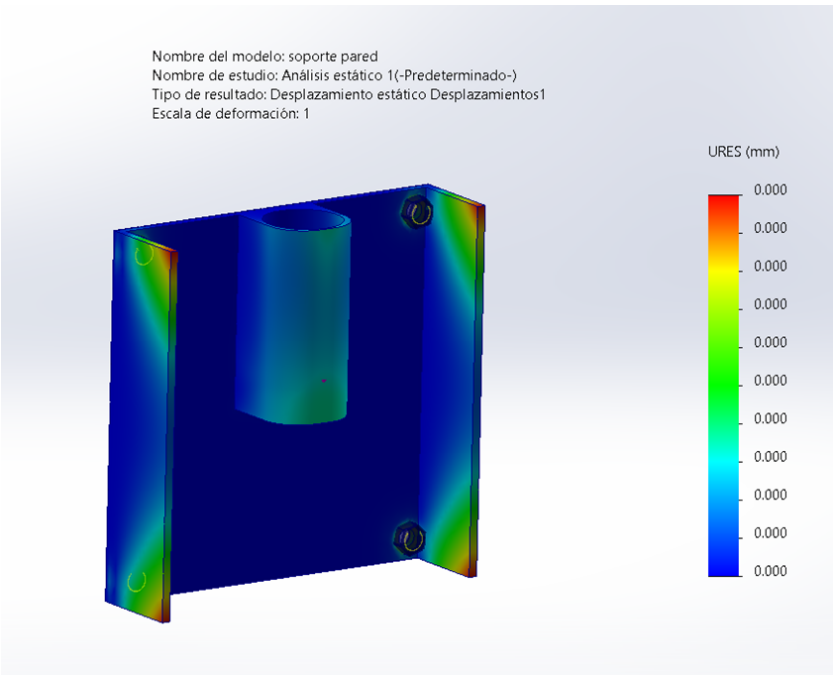


Figura 76. Esfuerzos en las juntas. Fuente: Autor

Con respecto al factor de seguridad, la figura 77 evidencia que la placa tiene un factor de seguridad

mayor a 3, y que las juntas empernadas tienen un factor de seguridad super alto, lo cual corroborará el análisis teórico realizado previamente. Se concluye que la pieza y sus juntas se encuentran sobredimensionadas y no fallará ante carga estática.

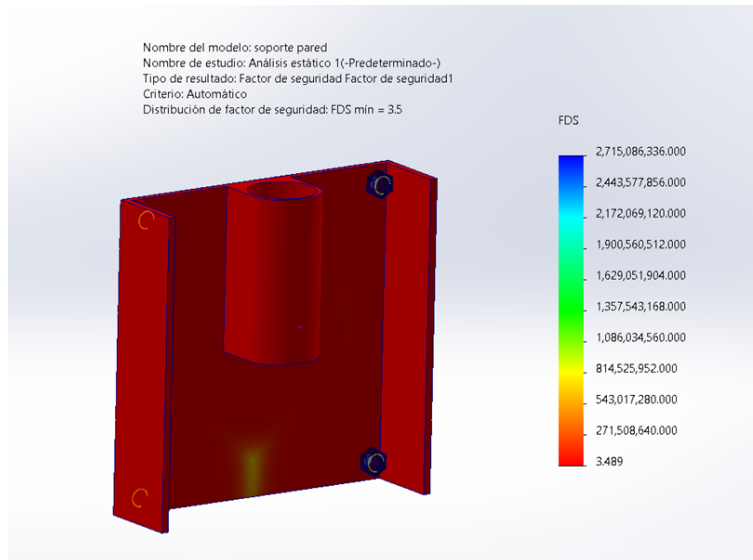


Figura 77. Factor de seguridad en las juntas. Fuente: Autor

Por último, una vez que se ha analizado todos los elementos estáticamente y se concluye que el diseño mecánico del brazo no fallará sin necesidad de realizar un análisis a la fatiga, dado que el brazo no se encuentra sometido a cargas de naturaleza cíclicas que es donde se aplica este tipo de análisis [10].

V-J. Pruebas de funcionamiento

♦ **Pruebas de alta tensión:**

Se realizaron pruebas del transformador de alta tensión para comprobar su correcto funcionamiento, como se observa en la figura 78.

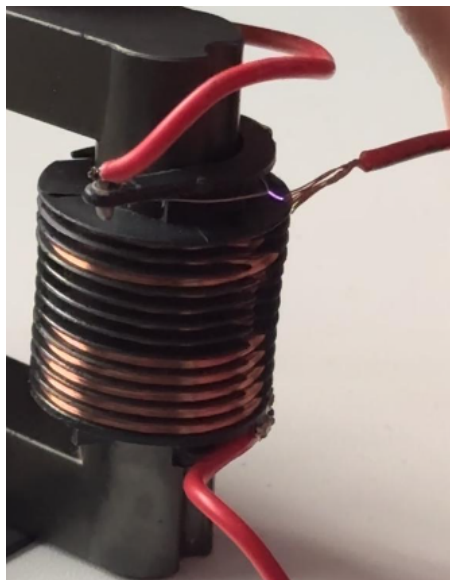


Figura 78. Transformador de alta. Fuente: Autor

Luego de comprobar su funcionamiento, se conectó el circuito de alta tensión y se procedió a sumergirlo en aceite durante dos días, como se ve en la figura 79.



Figura 79. Circuito de alta tensión sumergido en aceite. Fuente: Autor

El transformador fue conectado al multiplicador para confirmar que si se esta produciendo alta tensión, como se observa en la figura 80.

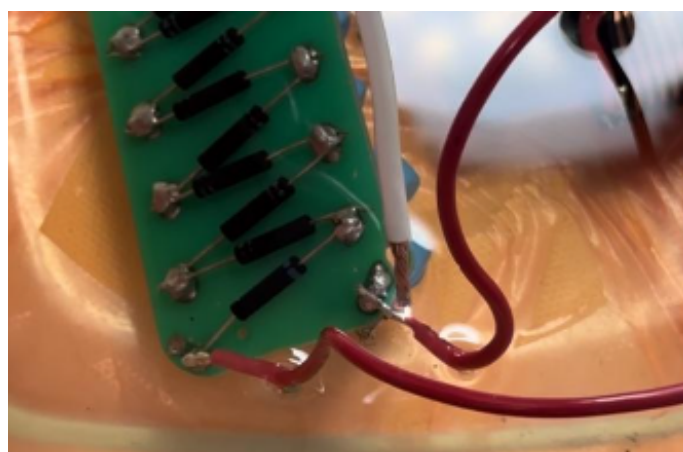


Figura 80. Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor

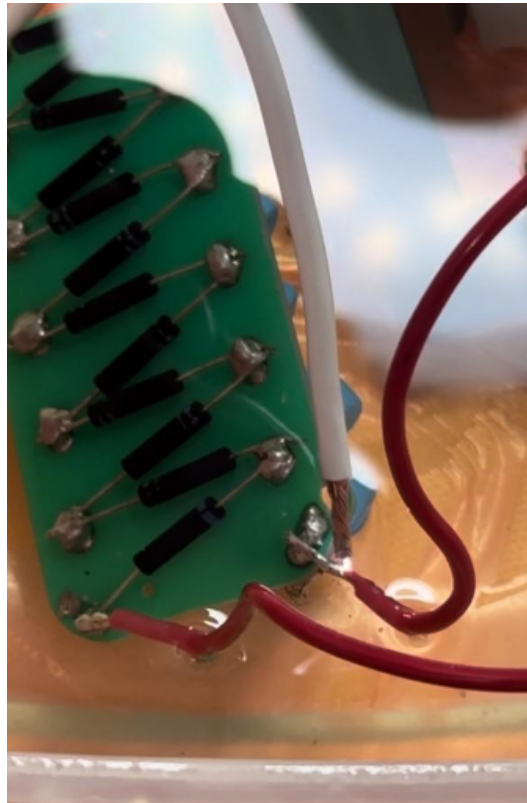


Figura 81. Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor

Luego de comprobar el circuito de alta tensión estaba funcionando correctamente, se conecto la ampolla de rayos X, como se puede observar en la figura 82.

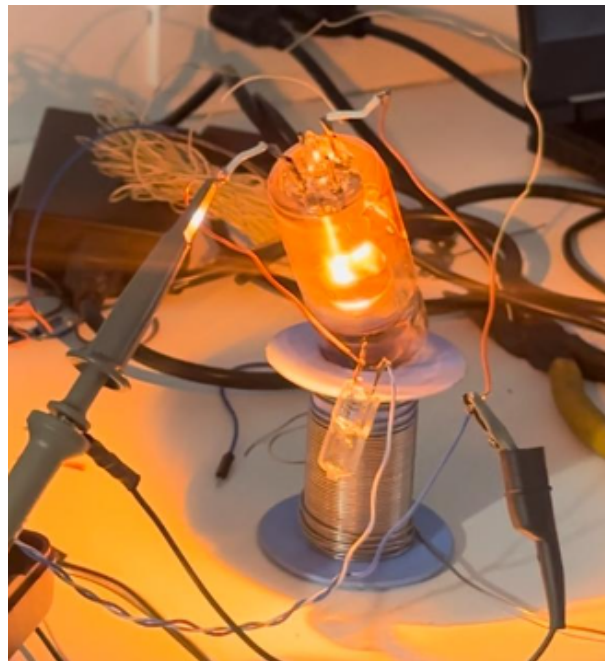


Figura 82. Pruebas de alta en la salida del multiplicador. Fuente: Autor

◇ **Pruebas del circuito de control:**

Teniendo el circuito de control listo, se procedió a conectar la interfaz para comprobar si las señales se estaban enviando correctamente, como se muestra en la figura 83 .

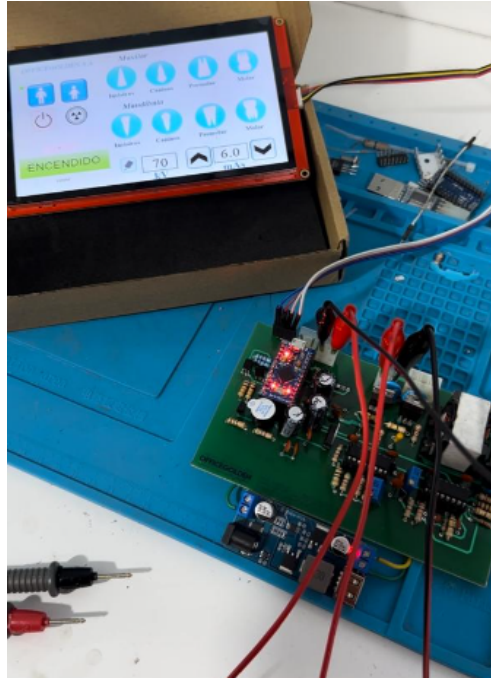


Figura 83. Circuito de control. Fuente: Autor

Finalmente en la figura 84 se muestra el mensaje de disparo cuando el equipo se encuentra emitiendo rayos X y en la figura 85 se observa el mensaje de finalizado.

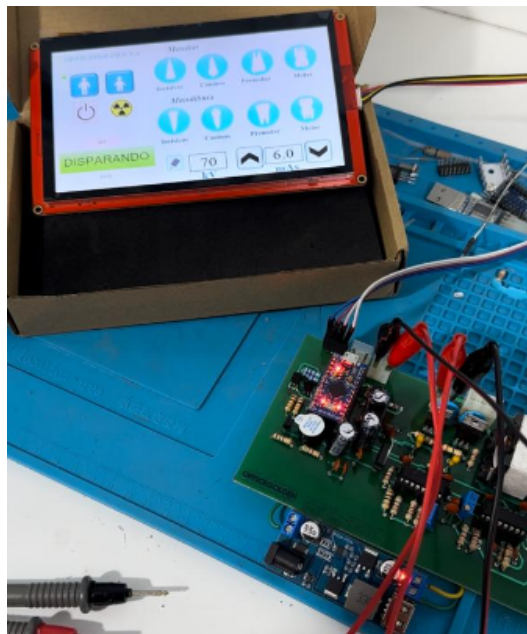


Figura 84. Señal de disparo. Fuente: Autor



Figura 85. Mensaje que se muestra cuando ya finalizo el disparo. Fuente: Autor

◇ **Mecánico:**

Una vez terminado el diseño 3D como se muestra en la figura 53, se procedió a cortar las partes para poder armar el brazo mecánico.



Figura 86. Partes del brazo mecánico Fuente: Autor

Una vez listas las piezas, se armo el brazo mecanico como se muestra en la figura 88.



Figura 87. Brazo mecánico Fuente: Autor



Figura 88. Brazo mecánico Fuente: Autor

Además se elaboro el manual de usuario el cual se encuentra en el apéndice A

VI. RESULTADOS

VI-A. Construcción de prototipo

La construcción del prototipo se dividió en tres etapas, electrónica, software y mecánica, las cuales serán detalladas a continuación.

VI-A1. Electrónica : Se comenzó con el diseño del circuito de control, para esto primero se realizaron simulaciones en el programa proteus, como se observa en la figura 28.

Luego de dichas pruebas se procedió a probar el circuito con la ayuda de un protoboard, para así comprobar su correcto funcionamiento, como se detalla en la figura 89.

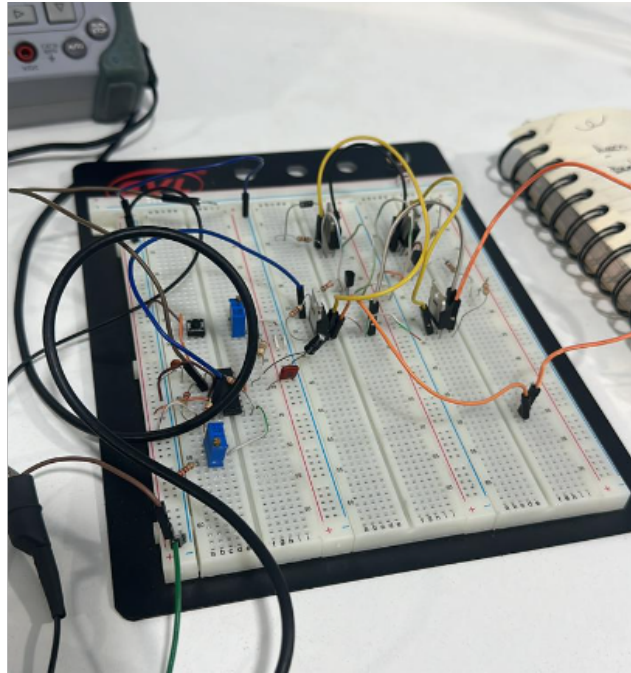


Figura 89. Pruebas del circuito físico. Fuente: Autor

Posterior a ello se diseñó la tarjeta PCB asegurando la correcta ubicación de cada componente, como se observa en la figura 90.

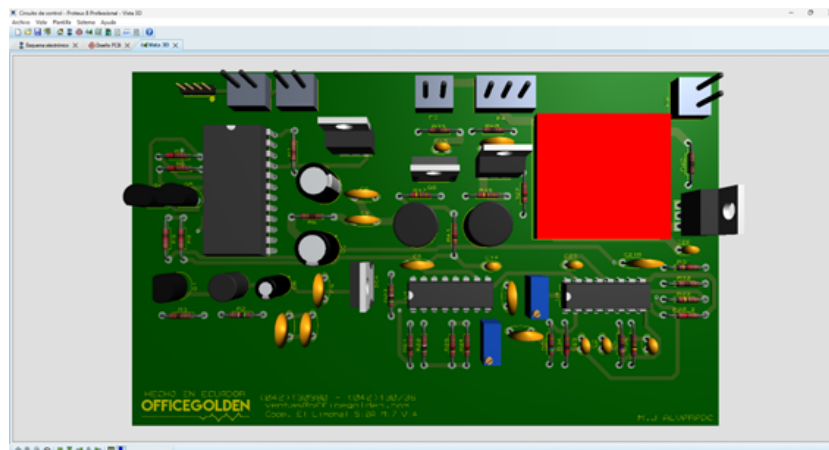


Figura 90. Construcción del circuito de control en la PCB. Fuente: Autor

Una vez todas las pruebas dieran resultados exitosos, se procedió a soldar los componentes en la placa PCB, como se puede observar en la figura 91.

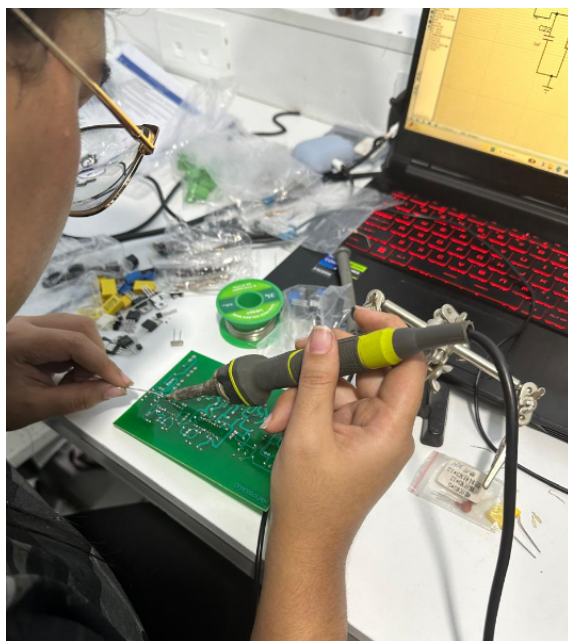


Figura 91. Construcción del circuito de control en la PCB. Fuente: Autor

Luego de soldar todos los componentes, con la ayuda de un multímetro, se comprobó si las pistas que conectaban los elementos entre si tenían continuidad, ver figura 92.

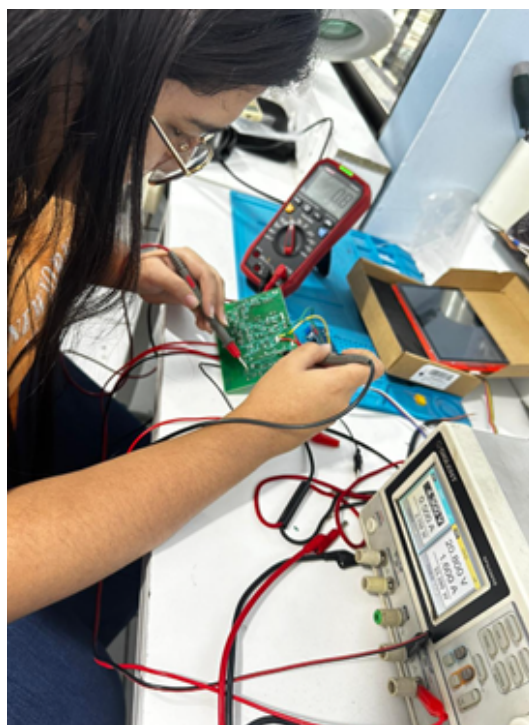


Figura 92. Pruebas de continuidad. Fuente: Autor

En la figura 93 se puede observar como quedo la tarjeta de control una vez terminada.

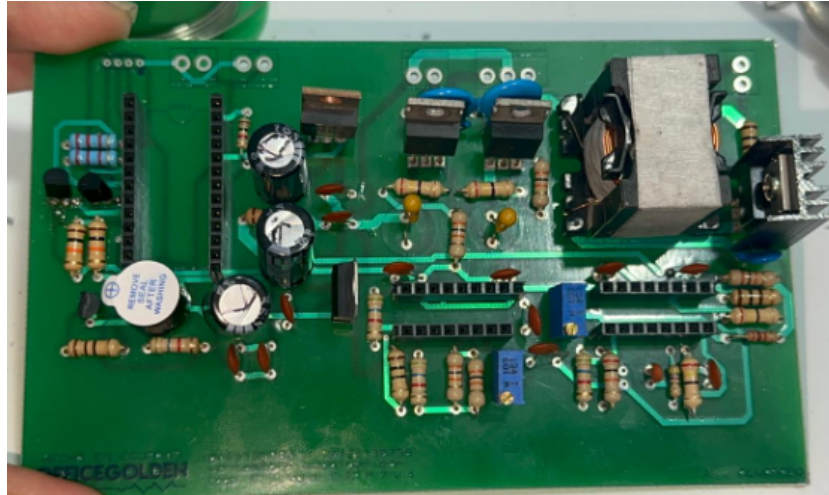


Figura 93. Tarjeta de control. Fuente: Autor

VI-A2. *Software* : Para el diseño de la interfaz gráfica se utilizo la plataforma nextion, programando todas las acciones y botones que se van a utilizar para poder realizar los exámenes radiográficos, como se muestra en la figura 94.

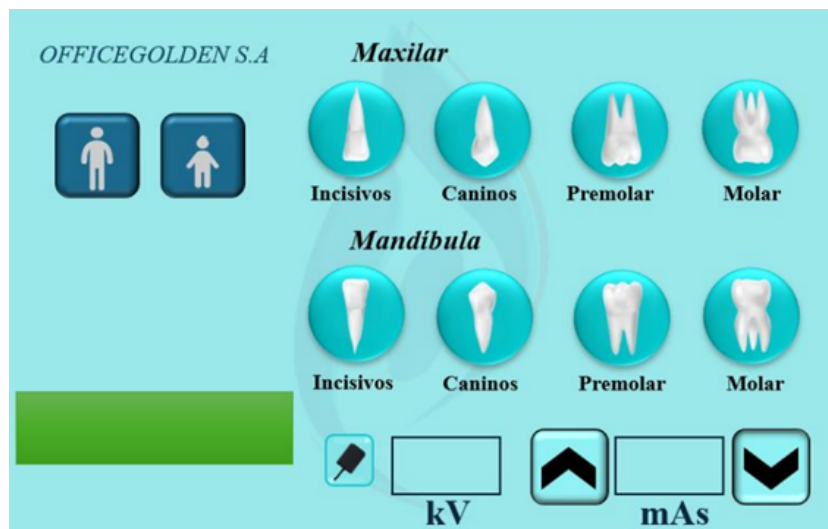


Figura 94. Interfaz gráfica. Fuente: Autor

En la figura 95 se observa que la pantalla táctil ya cuenta con el software cargado, el cual va ayudar a controlar el prototipo.



Figura 95. Software en la pantalla Nextion. Fuente: Autor

VI-A3. *Mecánica* : Para esta etapa se realizó el diseño de las piezas CAD en el software solidworks, se comenzó con el diseño del brazo mecánico, el cual se ilustra en la figura 97.

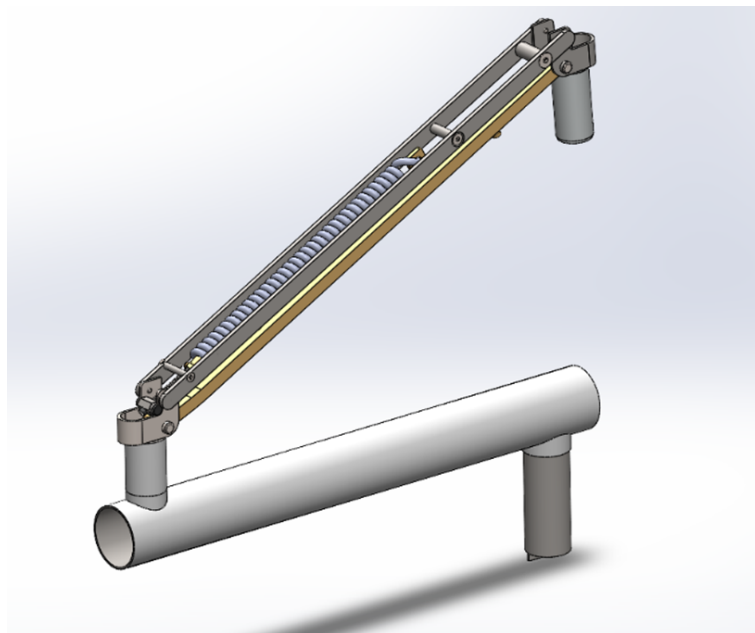


Figura 96. Diseño del brazo en 3D. Fuente: Autor

Una vez realizadas todas las simulaciones y pruebas de esfuerzos, se llevó el diseño a un torno para cortar piezas y armar el brazo.



Figura 97. Construcción del brazo mecánico. Fuente: Autor

En la figura 98 se observa el brazo mecánico ya listo para ser implementado en el prototipo, se añadió una placa de acero la cual ayudara a poder sujetar el equipo a la pared y tener mejor estabilidad como se muestra en la figura 99.



Figura 98. Brazo mecánico. Fuente: Autor

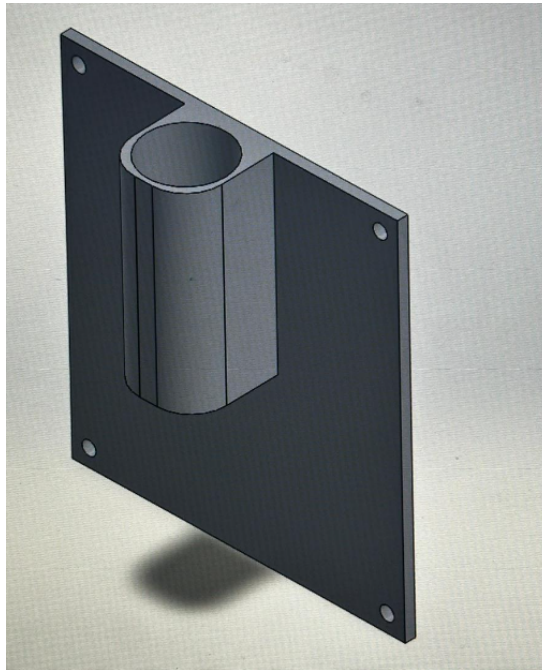


Figura 99. Diseño CAD de la placa de acero. Fuente: Autor

También en el software solidworks se realizó la carcasa que protegerá a la placa de control, la cual se observa en la figura 100.



Figura 100. Brazo mecánico. Fuente: Autor

En la figura 101 y 102 se puede observar el prototipo de equipo de rayos X periapical terminado.



Figura 101. Prototipo de rayos X periapical. Fuente: Autor



Figura 102. Prototipo de rayos X periapical. Fuente: Autor

VI-B. Validación de prototipo:

Durante este procedimiento, se llevó a cabo una validación exhaustiva del desempeño del prototipo, enfocándose en la comprobación detallada de las señales de salida que se dirigen al transformador. Estas señales son cruciales, ya que determinan la eficiencia y estabilidad en la operación del equipo. Como se observa en la figura 103, se analizaron tanto la forma de onda como los niveles de voltaje, verificando que las características técnicas cumplan con los parámetros esperados para un funcionamiento óptimo.



Figura 103. Señal de salida que se dirige al transformador. Fuente: Autor

De manera similar, en las figuras 104 se presentan la señal de entrada del transformador, proporcionando evidencia clara de su correcto funcionamiento. En la figura 1, se muestra la señal de entrada, donde se observa una forma de onda consistente con los parámetros de diseño establecidos, lo que garantiza que el transformador recibe la energía necesaria para operar dentro de los límites esperados.

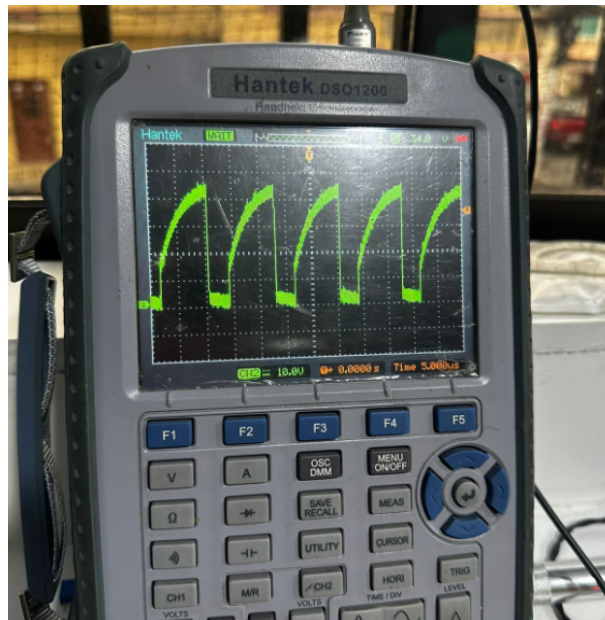


Figura 104. Señal de entrada del transformador. Fuente: Autor

Por otro lado, en la figura 105, se muestra la señal de salida, donde se verifica que la conversión y transmisión de la energía se realizan de manera eficiente, sin pérdidas significativas ni distorsiones que puedan comprometer el rendimiento del sistema.

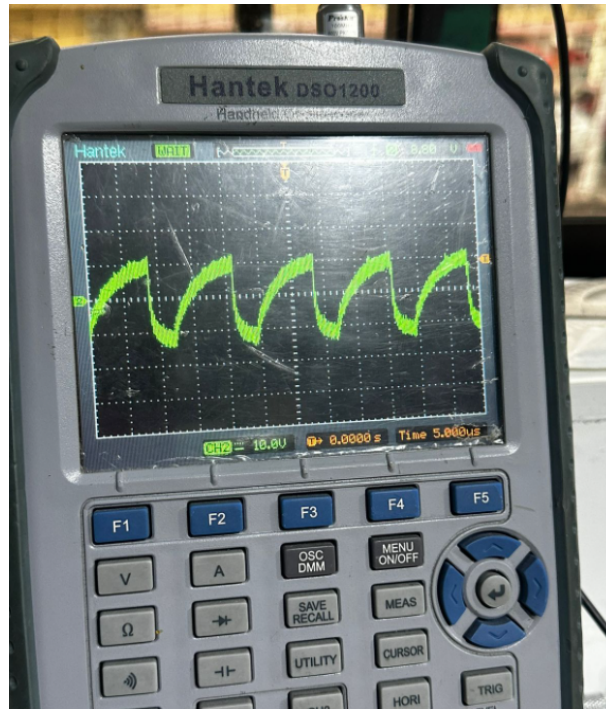


Figura 105. Señal de salida del transformador. Fuente: Autor

De manera similar, en la figura 106 se verifica la señal de salida del transformador encargado de alimentar el filamento, elemento crítico en el proceso de generación de radiación. La forma de onda observada en la figura 106 no solo confirma la correcta operación del transformador, sino que también asegura que los niveles de corriente y voltaje son adecuados para calentar el filamento de manera precisa, un factor esencial para la emisión de electrones y, por ende, la producción efectiva de radiación.

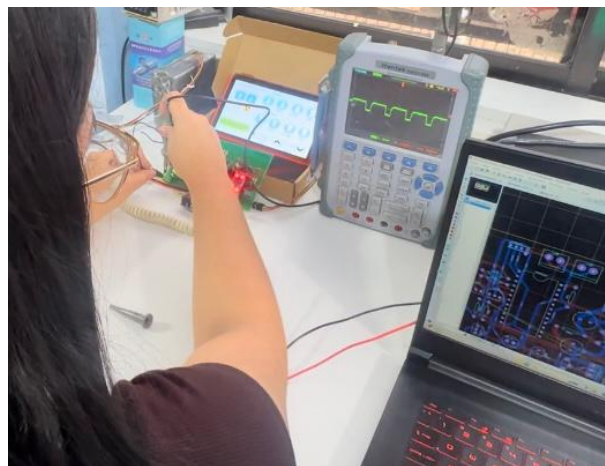


Figura 106. Señal de salida del transformador de filamento. Fuente: Autor

VII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la figura 107.

DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE EQUIPO DE RAYOS X PERIAPICAL DE ALTA FRECUENCIA PARA EVALUAR LA VIABILIDAD DE UNA PRODUCCION NACIONAL.		MESES																														
Proyecto de grado	Autor:	ObjetivoEspecífico	Actividad	Responsable	MAYO				JUNIO				JULIO				AGOSTO															
Objetivo general					SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS				SEMANAS															
					1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4												
Desarrollar el diseño estructural mecánico realizando los análisis de selección de material, esfuerzos, deformación, tolerancia, factor de seguridad.	María José Alvarado Morales	Desarrollar un prototipo de rayos X periapical de alta frecuencia utilizando conocimientos mecatrónicos para la evaluación de viabilidad de producción nacional.	Recolectar datos de propiedades mecánicas de los materiales disponibles.	María José Alvarado Morales																												
			Evaluar la magnitud y la distribución de las deformaciones, esfuerzos, fds en las diferentes partes del diseño.	María José Alvarado Morales																												
			Realizar iteraciones de diseño para mejorar la eficiencia y reducir el peso sin comprometer la integridad.	María José Alvarado Morales																												
			Elaborar un informe detallado que incluya todos los análisis, cálculos y simulaciones realizados.	María José Alvarado Morales																												
Desarrollar un sistema electrónico que permita el control del prototipo de equipo de rayos X periapical de alta frecuencia.			Seleccionar componentes que cumplan con los estándares de seguridad y compatibilidad para equipos médicos.	María José Alvarado Morales																												
			Diseñar el circuito electrónico que integrará todos los componentes seleccionados.	María José Alvarado Morales																												
			Escribir el firmware para el microcontrolador, asegurando que pueda controlar todos los componentes del sistema.	María José Alvarado Morales																												
			Montar físicamente todos los componentes en una placa de prueba o prototipo.	María José Alvarado Morales																												
Construir el prototipo de rayos X periapical de alta frecuencia para la validación de sus etapas mecánicas y electrónicas.			Revisar y validar todos los diseños mecánicos y electrónicos previamente desarrollados.	María José Alvarado Morales																												
			Realizar la fabricación de las piezas mediante técnicas adecuadas (como mecanizado, impresión 3D, corte por láser, etc.).	María José Alvarado Morales																												
			Realizar pruebas iniciales para asegurar que los circuitos están funcionando correctamente.	María José Alvarado Morales																												
			Realizar pruebas integrales del prototipo, combinando los sistemas mecánicos y electrónicos.	María José Alvarado Morales																												
Desarrollo de un manual de usuario para el uso correcto y seguro del prototipo de equipo de rayos X periapical de alta frecuencia.			Preparar un informe de validación que incluya todos los resultados de las pruebas y las conclusiones.	María José Alvarado Morales																												
			Evaluar el rendimiento del prototipo bajo diferentes escenarios y condiciones de uso.	María José Alvarado Morales																												
			Escribir una introducción que explique el propósito del manual y una descripción general del equipo.	María José Alvarado Morales																												
			Incluir advertencias generales y precauciones específicas para el uso de equipos de rayos X.	María José Alvarado Morales																												

Figura 107. Cronograma

VIII. PRESUPUESTO

Tabla XIX
PRESUPUESTO

Descripción	Cantidad	Precio	Total
Componentes Electrónicos			
Capacitores varios	15	\$1,70	\$25,50
Uc3535a	5	\$3,00	\$15,00
Preset 103	5	\$0,35	\$1,75
Irf540	3	\$1,50	\$4,50
L7812cv	2	\$1,00	\$2,00
L7805	2	\$1,00	\$2,00
Buzzer	1	\$0,80	\$0,80
Transistor s8050	5	\$0,15	\$0,75
Diodo	2	\$0,20	\$0,40
Resistencias	100	\$0,05	\$5,00
Cristal	2	\$0,80	\$1,60
Impresión PCB	1	\$72,00	\$72,00
Ampolla de Rx	1	\$700,00	\$700,00
Transformador de alta	1	\$300,00	\$300,00
Transformador de filamento	1	\$50,00	\$50,00
Componentes Mecánicos			
Brazo Mecánico	1	\$300,00	\$300,00
Impresión 3D	1	\$30,00	\$30,00
Total			\$1.511,30

IX. CONCLUSIONES

Se diseñó un brazo articulado capaz de soportar el peso del cabezal del equipo y ofrecer una flexibilidad excepcional. Este brazo permite ajustarse en cualquier posición deseada por el operador, proporcionando una facilidad de uso sin precedentes. La ingeniería detrás de este componente asegura que el brazo no solo sea robusto y duradero, sino también suave y preciso en su movimiento. Esto garantiza que los usuarios puedan posicionar el cabezal con exactitud, optimizando así la calidad de las imágenes radiográficas y mejorando la experiencia general de operación.

El diseño del transformador de alta tensión se llevó a cabo de manera meticulosa y precisa, alcanzando así los objetivos propuestos de generar alta tensión de manera satisfactoria. Este logro se complementó perfectamente con la implementación del transformador de filamento, resultando en la exitosa producción de rayos X. La cuidadosa selección de materiales y el riguroso proceso de pruebas aseguraron que el transformador operara de manera eficiente y segura, cumpliendo con todos los estándares requeridos. Este desarrollo no solo demuestra la viabilidad técnica del proyecto, sino que también abre nuevas oportunidades para aplicaciones avanzadas en el campo de la radiografía. Además, se programó una interfaz de usuario que destaca por su amigabilidad y facilidad de uso, minimizando así la posibilidad de errores durante las tomas radiográficas. La interfaz fue diseñada para ser ergonómica e intuitiva, facilitando un manejo preciso y confiable del equipo. Con menús claros y ayudas visuales, mejora la eficiencia operativa, la seguridad del paciente y la fiabilidad de los diagnósticos.

El uso adecuado del equipo de rayos X periapical es fundamental para obtener imágenes precisas y garantizar la seguridad tanto del paciente como del operador. Siguiendo las instrucciones descritas en el manual de usuario el cual se encuentra en el apéndice A, se pueden realizar radiografías intraorales con eficiencia y seguridad, asegurando configuraciones óptimas para pacientes adultos y pediátricos. Es esencial que el equipo sea operado por personal capacitado y que se realice un mantenimiento regular para prolongar la vida útil del dispositivo y mantener la calidad de las imágenes.

En cuanto a la viabilidad de llevar a cabo una producción nacional, la respuesta es afirmativa. Se ha confirmado que es posible fabricar la tarjeta de control en el país, ya que se dispone de la mayoría de los componentes necesarios en el mercado local. Solo sería necesario importar algunos elementos específicos, como los núcleos de ferrita, debido a que estos deben ser diseñados según las particularidades de cada aplicación. Este enfoque permite reducir la dependencia de importar equipos, optimizando costos y fomentando la industria nacional en la medida en que se aprovechan los recursos y capacidades locales.

X. RECOMENDACIONES

La estructura mecánica del equipo puede construirse con materiales más ligeros y una mayor cantidad de articulaciones para alcanzar una precisión óptima en los movimientos del brazo.

La selección del núcleo de ferrita es otra etapa crucial en este proceso, una decisión que puede definir el éxito o el fracaso del prototipo. El núcleo no es simplemente una pieza más; es el corazón que regula la eficacia del transformador. Un error en los cálculos puede desencadenar efectos imprevistos como la variación en el efecto piel o, aún más preocupante, un incremento en las pérdidas de energía.

Al concluir el uso del prototipo, es imperativo apagarlo. Este simple acto no es solo una medida preventiva, sino una salvaguarda esencial para proteger los componentes electrónicos de posibles daños o errores operacionales. La idea de dejar el dispositivo en funcionamiento más allá de su uso puede ser tentadora, pero es un riesgo innecesario que podría desencadenar fallos imprevistos. Apagar el prototipo asegura que cada componente descansa y se preserva, permitiendo que el sistema opere con la fiabilidad y precisión necesarias cuando sea requerido nuevamente.

REFERENCIAS

- [1] M. V. Alajo Tarco, «Estudio de la generación de la radiación en un tubo de rayos X y la propagación en un paciente,» 2021.
- [2] G. A. Almeida Padilla y G. M. Alvarez Zambrano, «Estudio de la penumbra geométrica de un generador de rayos X y su influencia en la evaluación de discontinuidades,» B.S. thesis, Quito, 2017., 2017.
- [3] A. Alzate-Ibáñez, J. Ramírez Ríos y S. Alzate-Ibáñez, «MODELO DE GESTIÓN AMBIENTAL ISO 14001: EVOLUCIÓN Y APOORTE A LA SOSTENIBILIDAD ORGANIZACIONAL.,» *Revista chilena de economía y sociedad*, vol. 12, n.º 1, 2018.
- [4] C. Andrade, «Diagnóstico por imágenes en América Latina.,» <https://www.elhospital.com/>, vol. 1, 2019.
- [5] S. Baisakhiya, R. Ganeasn y S. K. Das, «IEC 60601-1-2, 2001: new EMC requirements for medical equipment,» en *8th International Conference on Electromagnetic Interference and Compatibility*, IEEE, 2019, págs. 409-414.
- [6] F. J. Banguera Del Castillo y B. A. Mera Bautista, «Diseño e implementación de módulos didácticos para el desarrollo de aplicaciones HMI mediante el uso de microcontroladores SMD y pantallas NEXTION,» B.S. thesis, 2021.
- [7] L. Barba Ramírez, V. Ruiz García de Chacón y A. Hidalgo Rivas, «El uso de rayos X en odontología y la importancia de la justificación de exámenes radiográficos,» *Avances en Odontoestomatología*, vol. 36, n.º 3, págs. 131-142, 2020.
- [8] M. Barra, «DIAGNÓSTICO,» [Disponible en: <https://https://clinicadentalbarrasoto.com/>], 2019.
- [9] F. P. Beer, E. R. Johnston, J. T. DeWolf y D. F. Mazurek, *Mecánica de Materiales*, 5th edición. 2010.
- [10] R. G. Budynas y K. J. Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, 9th ed. 2012.
- [11] U. Busch, «Wilhelm Conrad Roentgen. El descubrimiento de los rayos X y la creación de una nueva profesión médica,» *Rev Argent Radiol.* [http://dx. doi. org/10.1016/j. rard](http://dx.doi.org/10.1016/j.rard), vol. 3, 2017.
- [12] J. A. Cabrera, «Cáculo de transformadores,» Tesis doct., Universidad Nacional de Mar del Plata. Facultad de Ingeniería. Argentina, 2018.
- [13] E. F. De la Cruz Echaccaya, «Fluorescencia de rayos X y su aplicación en la determinación de elementos químicos en determinadas muestras,» 2018.
- [14] Dentalia, «Qué son los Rayos X Dentales,» [Disponible en: <https://https://dentalia.com/conoce-la-importancia-de-los-rayos-x-dentales/>; Accedido el: 3 de Febrero del 2022], 2022.
- [15] F. Donoso, «Equipos de rayos X y su funcionamiento,» *Editorial del cardo. Chile*, vol. 3, 2003.
- [16] J. E. Fernández y M. A. Sambrizzi, *Radiología bucomaxilofacial. Técnicas radiológicas intra-orales convencionales*. Académica Española, 2020.
- [17] J. Fernández, «Centro de Masas,» [Disponible en: <https://www.fisicalab.com/apartado/centro-de-masas>; Accedido el: 3 de Marzo del 2023], 2021.
- [18] D. J. Freire Macias y V. X. García Alaña, «Análisis matemático y simulación en matlab del fenómeno de ferresonancia en banco de transformadores trifásicos.,» B.S. thesis, 2018.
- [19] A. O. GARZÓ, D. A. LANDÍNEZ TÉLLEZ, J. R. RAMOS BARRADO, G. PEÑA RODRÍGUEZ y J. ROA-ROJAS, «ELECTRIC AND MECHANICAL PROPERTIES OF HDPE/FERRITE COMPOSITES,»
- [20] GNATUS, *Manual del propietario Rayos-X Timex 70 E*, 2016.
- [21] F. M. P. GRANADOS, «DESARROLLO TECNOLÓGICO EN LA HISTORIA DE LA HUMANIDAD: INVENTORES E INVENTOS. RÖNTGEN Y LOS RAYOS X,»
- [22] A. C. Herrera Osorio, «Diseño, implementación y control de un convertor Diode-Clamped multinivel operando en modo rectificador de potencia,» 2020.

- [23] S.-Y. Lee, J.-R. Kim, J.-H. Lee y C.-W. Park, «A study on development of guideline on writing technical document for electrical medical devices: dental X-ray equipment,» *Journal of radiological science and technology*, vol. 39, n.º 4, págs. 651-660, 2018.
- [24] A. M. de Marco, P. Antequera y L. Jiménez, *Cálculo y diseño de estructuras de materiales compuestos de fibra de vidrio*. Reverte, 2021.
- [25] J. A. G. Martínez, *Guía para la aplicación de ISO 9001 2015*. Alpha Editorial, 2016.
- [26] F. L. C. Medina, A. d. P. L. Díaz y C. R. Cardenas, «Sistema de gestión ISO 9001-2015: técnicas y herramientas de ingeniería de calidad para su implementación,» *Ingeniería Investigación y Desarrollo: I2+ D*, vol. 17, n.º 1, págs. 59-69, 2017.
- [27] MEM, «Trámites y Servicios Institucionales,» [Disponible en: <https://www.gob.ec/mem>; Accedido el: 3 de Diciembre del 2022], 2019.
- [28] N. Mohan, *Electrónica de Potencia, Convertidores, aplicaciones y diseño.*, Monterrey, 2018.
- [29] I. Ningob Runyes Medical Instrumet co., «Equipos de rayos X de diagnostico,» *Ningob. China*, vol. 1, 2019.
- [30] R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria*, vol 4th. 2008.
- [31] J. Novillo-Vicuña, D. H. Rojas, B. M. Olivo, J. M. Ríos y O. C. Villavicencio, *Arduino y el Internet de las cosas*. 3Ciencias, 2018, vol. 45.
- [32] M. Pérez Pascual, «Análisis de un rectificador de media onda,» 2018.
- [33] J. A. Pinilla-Rodríguez, F. de Jesús y C. Reyes-Olán, «Fundamentos de sistemas de transmisión de alta tensión en Co-rriente Directa (HVCD),» *Revista Ingeniantes*, vol. 11, n.º 1, pág. 2, 2024.
- [34] A. Pressman, *Switching power supply design*. McGraw-Hill Education, 2019.
- [35] S. M. Quinto Martínez y J. B. Paredes Cuyo, «Diseño y simulación de un inductor para el tratamiento térmico de materiales ferrosos o aleaciones,» 2020.
- [36] P. Y. Reyes-Rodríguez, D. A. Cortés-Hernández, J. C. Escobedo-Bocardo et al., «Síntesis y estudio de propiedades estructurales y magnéticas de ferritas $Mg_{1-x}Zn_xFe_2O_4$ ($x= 0-0, 9$),» *Matéria (Rio de Janeiro)*, vol. 23, n.º 02, pág. 12 124, 2018.
- [37] O. A. Rosas Zuluaga et al., «Estudio de las características magnéticas de ferrofluidos a través de curvas de histéresis,»
- [38] D. E. Salazar Correa, E. Escobar Londoño et al., «Comprobación experimental del efecto piel en conductores,» 2018.
- [39] SN, «Radiología Estomatologica,» [Disponible en: <http://venturaestrada roberto.blogspot.com/>; Accedido el: 2 de Febrero del 2023], 2017.
- [40] C. Wen, *Metallic biomaterials processing and medical device manufacturing* (Woodhead Publishing series in biomaterials). Duxford, United Kingdom: Woodhead Publishing, 2021, ISBN: 978-0-08-102966-4.

APÉNDICE A
MANUAL DE USUARIO

OFG PERIAPICAL DENTAL
MANUAL DE USUARIO
OFFICEGOLDEN S.A

En la figura 110 se encuentran los símbolos gráficos que se utilizaron en el prototipo del rayos X periapical:



Figura 108. Símbolos según Normativa. Fuente: Autor

- ◇ **Introducción:** El equipo OFG Periapical Dental de pared, el cual se puede apreciar en la figura 109, es un dispositivo médico que ha sido diseñado y desarrollado por OFFICEGOLDEN S.A, con un constante rendimiento que te proveerá de muchos años de servicios. El dispositivo medico OFG Periapical Dental de pared está diseñado para cubrir las necesidades de la radiografía dental, con el propósito de diagnosticar enfermedades o desarrollos dentales en las regiones maxilofaciales.



Figura 109. Prototipo de Rayos X. Fuente: Autor

El OFG Periapical Dental de Pared generara radiografías de excelente calidad, su rendimiento es eficaz al usar la radiografía tradicional o radiografía digital. El OFG Periapical Dental de Pared este compuesto por lo siguiente:

- ◇ Cabezal 70kVp 7mA
- ◇ Panel de Control
- ◇ Brazo fijo
- ◇ Cable de alimentación AC 110/220v
- ◇ Manual de uso
- **Modo de Uso** El equipo de rayos X periapical está diseñado para obtener imágenes intraorales de alta calidad en pacientes adultos y pediátricos. Siga estas instrucciones para un uso seguro y eficiente.
 - ◇ Botón de encendido del equipo: Ubicado en la parte lateral del dispositivo como se muestra en la figura 110. Presione para encender el equipo. Asegúrese de que el equipo esté conectado a la fuente de energía antes de activarlo.
 - ◇ Botón de encendido del programa: Después de encender el equipo, presione el botón de encendido del programa que se muestra en la figura 111 para activar la interfaz de usuario. Esto permite el acceso a las opciones de selección de paciente y tipo de examen.



Figura 110. Boton de encendido y apagado. Fuente: Autor

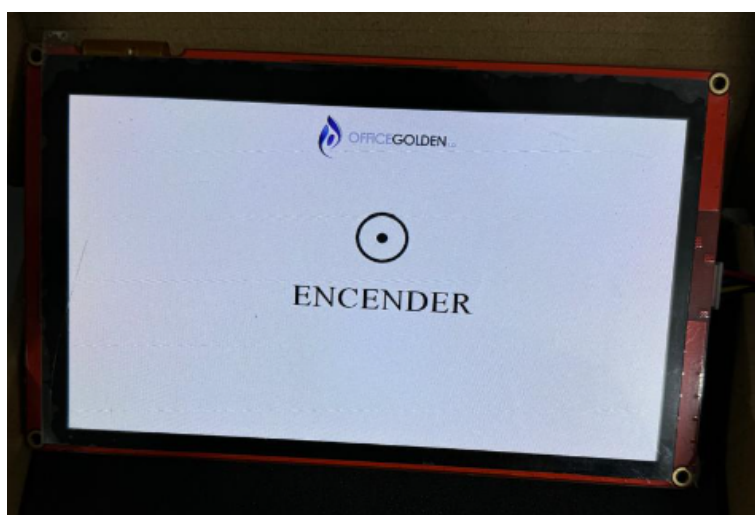


Figura 111. Boton de encendido del programa. Fuente: Autor

- ◇ Presione el botón de encendido del equipo.
- ◇ Una vez encendido, presione el botón de encendido del programa para activar la interfaz
- ◇ Botón de selección de paciente (adulto/pediátrico): Seleccione el tipo de paciente según la edad (adulto o pediátrico). Esto ajusta los parámetros de exposición para una imagen segura y efectiva.
- ◇ Elija entre paciente adulto o pediátrico utilizando el botón correspondiente.
- ◇ Botón de selección de examen intraoral: Presione este botón para seleccionar el modo de examen intraoral. Este modo está configurado para capturar imágenes periapicales de dientes individuales o áreas específicas de la cavidad bucal.
- ◇ Seleccione el tipo de examen (intraoral).

En la figura 112, se mostrará el tiempo de exposición recomendado para el tipo de paciente y examen seleccionado. Ajuste si es necesario.



Figura 112. Interfaz de usuario. Fuente: Autor

- ◊ Indicadores de estado:
- ◊ Listo para disparar: La pantalla mostrará un mensaje indicando que el equipo está listo para capturar la imagen.
- ◊ Exposición en progreso: Durante la exposición, un indicador visual y/o auditivo confirmará que el equipo está disparando.
- ◊ Una vez finalizado el uso, presione el botón de apagado para desconectar el equipo.
- **Responsabilidad limitada:** El fabricante del dispositivo no es responsable por daños causados por el uso incorrecto de este equipo. Advertencia: Los equipos de rayos x generan radiaciones ionizantes que pueden ser perjudiciales para el paciente o el operador si no se utiliza adecuadamente, se deben seguir las instrucciones detalladas en este manual. La unidad debe de ser operada por personal capacitado.
- **Precauciones:** Antes de instalar y encender este equipo lea las instrucciones.
- **Riesgo Ambiental y Disposición final:** Este dispositivo contiene en algunas de las partes sustancias solidas y liquida, las mismas que deben tener una disposición final apropiada en los centros de reciclajes autorizados y siguiendo la normativa legal vigente.

Este equipo tiene los siguientes materiales y componentes:

- ◊ Cabezal: compuesto por material plástico no biodegradables, metal, ampolla (vidrio), aceite dieléctrico, plomo.
- ◊ Brazo: compuesto por material plástico no biodegradables, metal.
- ◊ Plástico no biodegradables, circuitos impresos y componentes electrónicos.

OFFICEGOLDEN S.A. no se responsabilidad por la disposición final de este dispositivo o de sus partes.

NOTA:

Este dispositivo ha sido diseñado siguiendo los requerimientos de seguridad.

Solo personal autorizado y calificado por OFFICEGOLDEN S.A. pueden realizar reparaciones en este equipo. Para proteger al paciente de la radiación ionizante, debe utilizar los accesorios de protección recomendados para este tipo de radiación como son los mandiles plomados.

- **Precauciones de seguridad:** No se debe intentar hacer reparaciones internas, solo el personal autorizado puede realizar algún tipo de reparación en el equipo, en su interior contiene componentes de alto voltaje y su manipulación interna de sus partes puede ocasionar daños en el dispositivo o en las personas.
Antes de realizar cualquier tipo de mantenimiento se debe desconectar el equipo de la corriente. No puede ingresar ningún tipo de líquido en el interior del equipo, para evitar que cortos circuitos o que sus componentes electrónicos se sulfaten.
- **Mantenimiento, limpieza y desinfección:** Se debe realizar el siguiente procedimiento.
 - ◇ Desconectar el cable de alimentación de la corriente antes de realizar la limpieza a la unidad.
 - ◇ Limpiar con un paño húmedo con una solución desinfectante no abrasiva la superficie externa y el cono, no rocié solventes líquidos directamente en la unidad dental y deje secar antes de conectar el equipo nuevamente.
- **Mantenimiento:** Para garantizar el correcto funcionamiento del equipo OFG Periapical Dental de pared se debe seguir las operaciones de acuerdo a como se describen en este manual de uso. El mantenimiento preventivo periódico es determinado por las observaciones realizadas por el operador y/o el servicio técnico autorizado por OFFICEGOLDEN S.A.
 - ◇ El montaje de la unidad sea totalmente seguro u ajustado
 - ◇ El cabezal se encuentre libre de residuos de aceite
 - ◇ Que no existan daños externos en el equipo dental.
 - ◇ Que el colimador no presente grietas.
- **Advertencia:** Las observaciones detalladas en el párrafo anterior deben ser realizadas antes de cualquier sesión. Si en algún momento se nota alguna anomalía o problema, no operar el equipo y contactar al fabricante del equipo.
- **Definiciones**
 - ◇ kVp: es la técnica que establece la penetración del rayo, o sea, cuanta radiación se necesita para hacer la radiografía.
 - ◇ mA: son los Amperes q se utilizarán para hacer la radiografía.
 - ◇ mAs: son los Amperes q se utilizarán para hacer la radiografía por segundo. Tiempo de exposición

APÉNDICE B PLANOS

Figura 113. Acople de brazo. Fuente: Autor

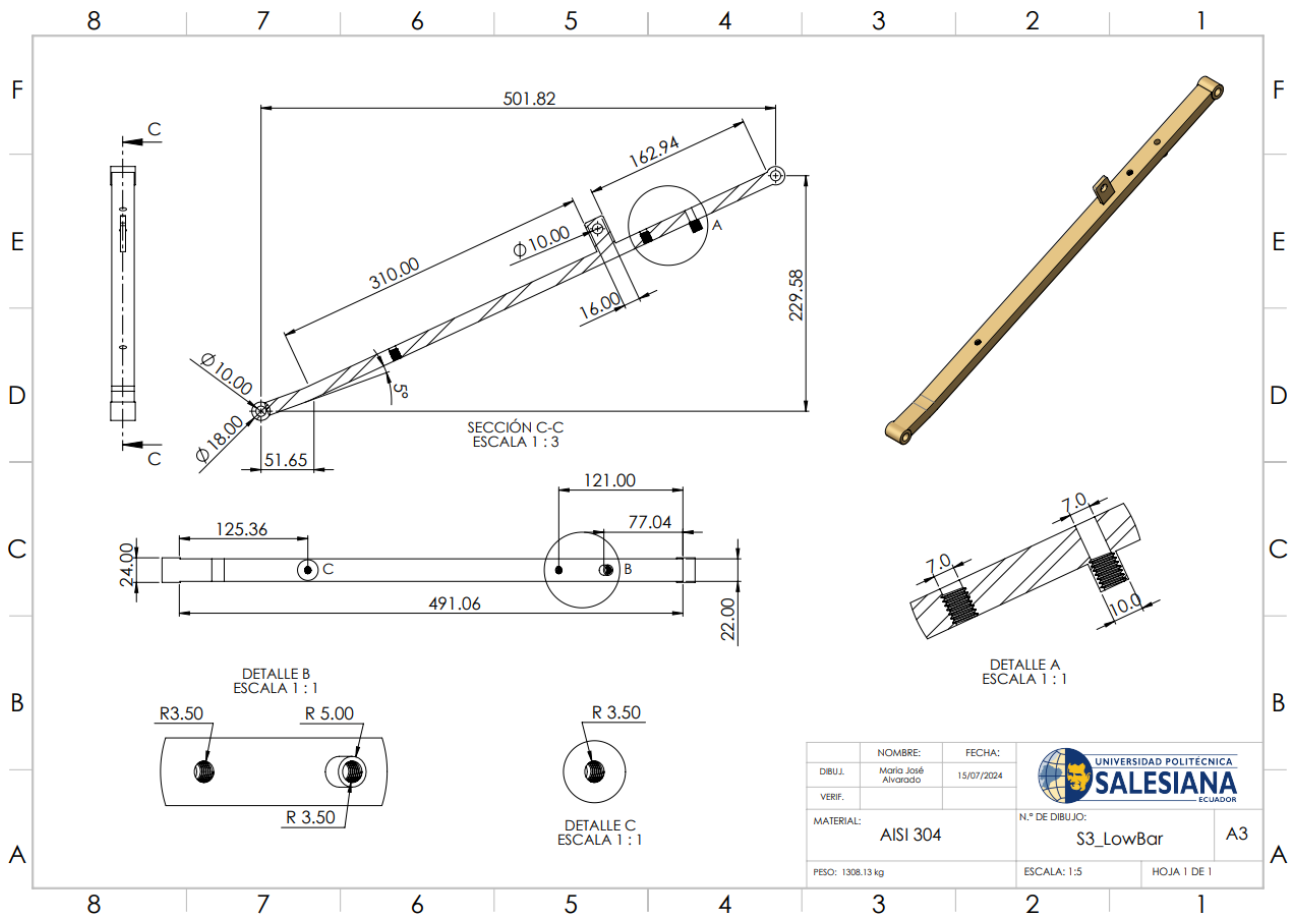


Figura 114. Barra interna. Fuente: Autor.

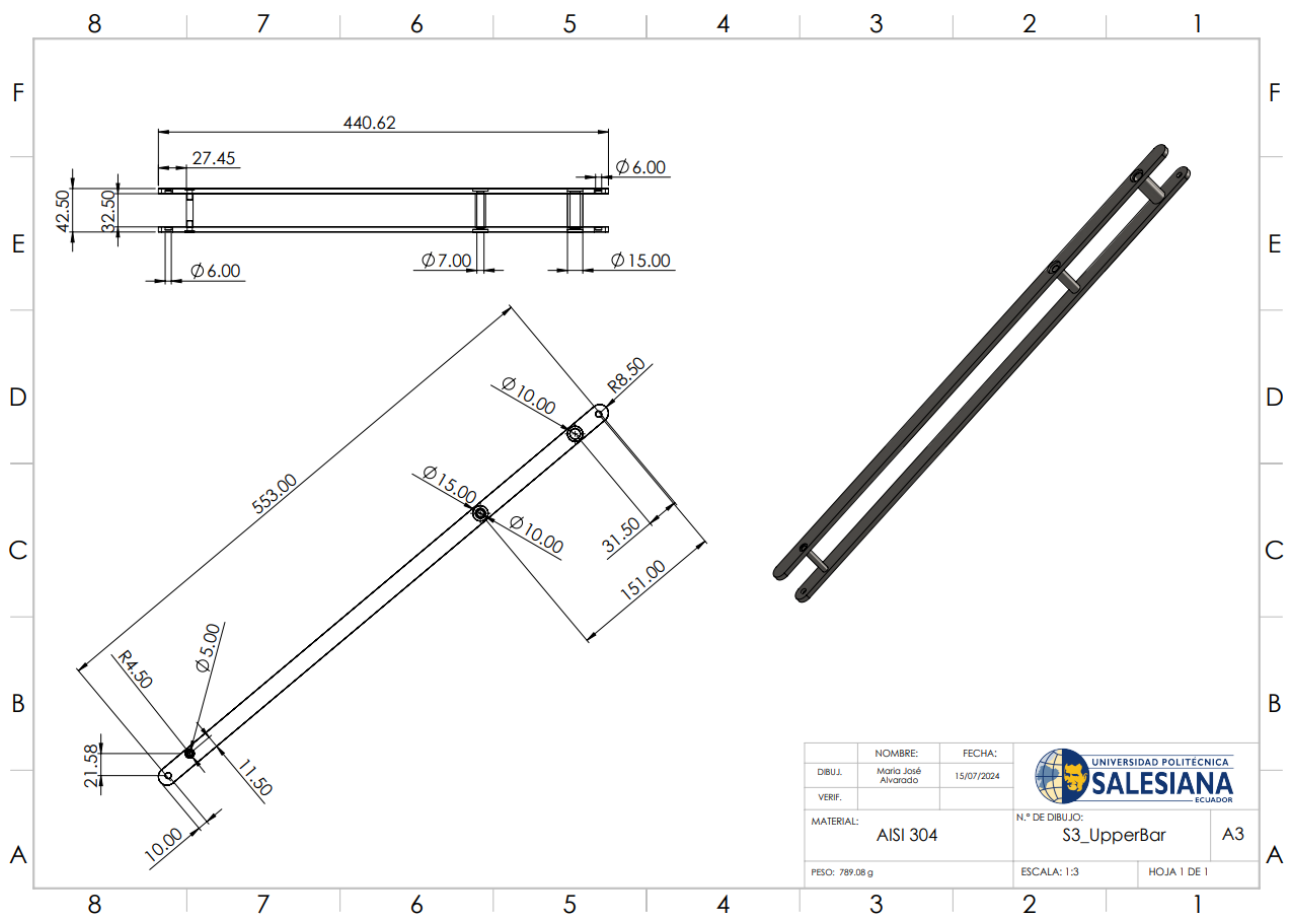


Figura 115. Barra base interna. Fuente: Autor

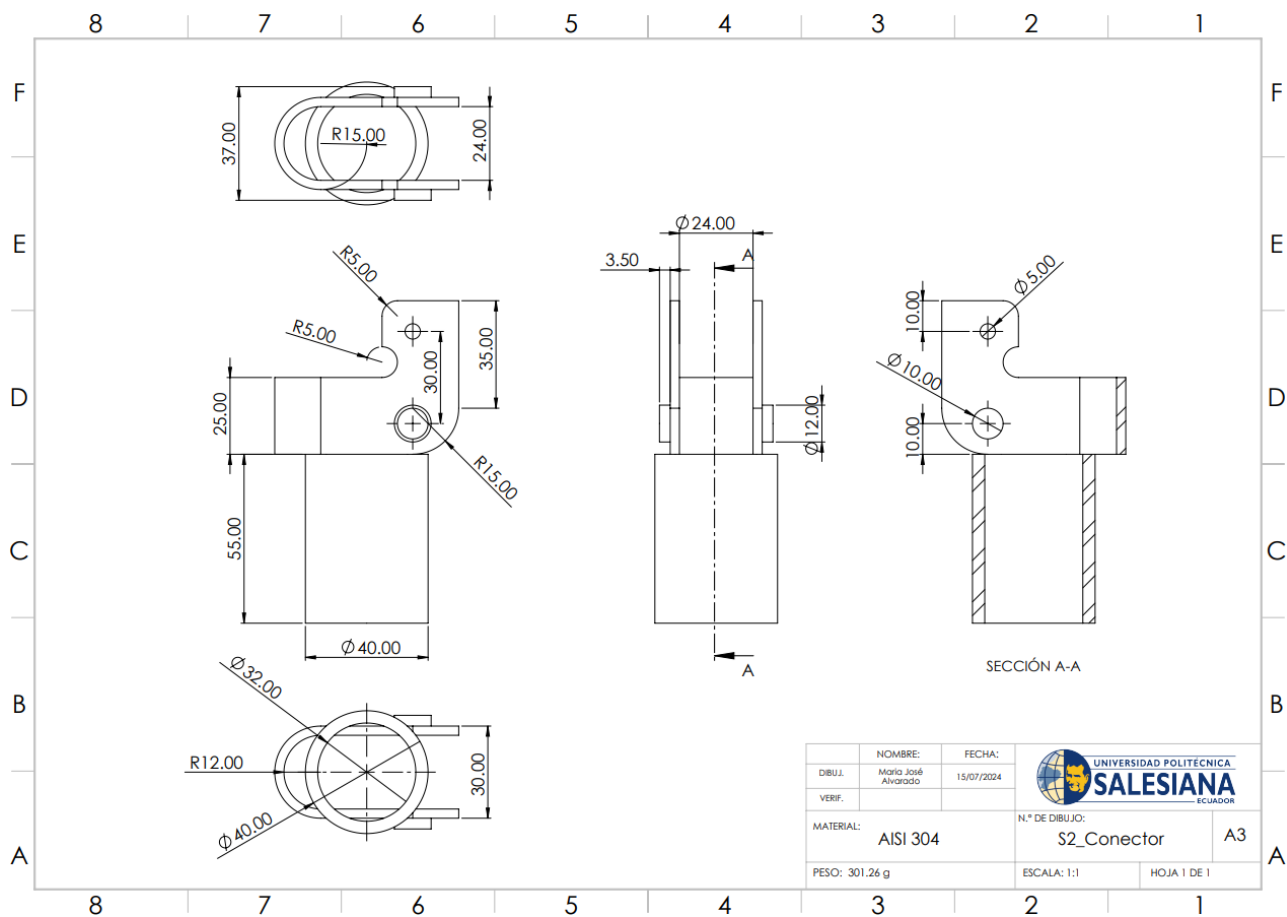


Figura 117. Segundo conector del Brazo. Fuente: Autor.