



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERIA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERIA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

Tema:

**“DISPOSITIVO AUTOMÁTICO DE DISPARO PARA SUMINISTRO
DE MEDICINA CON FINES ASISTENCIALES”**

Autor:

Wilmer Reney Cadena Ramos

Directora:

Ing. Luz María Tobar Subía Contenido MSc.

IBARRA-ECUADOR

AGOSTO 2021



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	100412988-6		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Cadena Ramos Wilmer Reney		
DIRECCIÓN:	Urcuquí – Elías Salvador y Antonio Ante		
EMAIL:	wrcadenar@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062-939-094	TELÉFONO MÓVIL:	0959931729

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.
AUTOR (ES):	Cadena Ramos Wilmer Reney
FECHA: DD/MM/AAAA	20/08/2021
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR:	Ing. Luz María Tobar Subía Contento MSc.

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 20 días del agosto de 2021

EL AUTOR:



Wilmer Reney Cadena Ramos

C.I. 100412988-6



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN

Magister Luz María Tobar Subía Contenido con cédula de identidad Nro. 1002444204, directora del presente trabajo de titulación certifica:

Que, el presente trabajo de titulación denominado: “**DISPOSITIVO AUTOMÁTICO DE DISPARO PARA SUMINISTRO DE MEDICINA CON FINES ASISTENCIALES**”. Ha sido desarrollado por el Sr. Wilmer Reney Cadena Ramos bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en honor a la verdad.

LUZ
MARIA
TOBAR
SUBIA

Digitally signed
by LUZ MARIA
TOBAR SUBIA
Date:
2021.08.20
00:14:50 -05'00'

Ing. Luz María Tobar Subía MSc

C.I. 1002444204

DIRECTORA DEL PROYECTO

Ibarra, Agosto de 2021

AGRADECIMIENTO

Expreso mi agradecimiento a Dios por bendecirme con la vida, la salud y por darme tanto la fortaleza para superar los obstáculos presentes como la sabiduría para tomar buenas decisiones a lo largo de estos años.

A mis queridos padres, familia y novia por ser los principales promotores de mis sueños, quienes con esfuerzo, amor y dedicación me brindaron su apoyo incondicional, consejos, confianza y compañía en cada uno de los pasos que he dado hasta hoy y los que se vienen a lo largo de mi vida.

A los docentes y a todas las personas relacionadas con la institución académica que me dieron su apoyo a lo largo de la carrera, a mis cotutores por la guianza y el tiempo propiciados y en especial a mi directora del trabajo Luz María Tobar Subía Contento por su paciencia, colaboración, sabiduría y orientación que fueron necesarias para cumplir mi objetivo.

A mis amigos, compañeros quienes me brindaron su apoyo, confianza y buenos momentos a lo largo de este recorrido; y a mi gran amiga que siempre estuvo pendiente, gracias por tu paciencia, por darme tus consejos y estar desde siempre.

Wilmer Reney Cadena Ramos

DEDICATORIA

El presente trabajo se lo dedico principalmente a Dios por ser el inspirador y fuerza para obtener este anhelo deseado. Además por haberme bendecido con una familia y grandes padres ejemplares, Celia Ramos y Wilson Cadena, quienes con su amor, trabajo, constancia y sacrificio a lo largo de estos años me han permitido estar aquí y convertirme en la persona que soy.

A todas las personas que me han apoyado de alguna manera, han estado conmigo durante mis largas jornadas de estudio y quienes han permitido que el trabajo se realice con éxito y aportado en mi formación tanto profesional como humana.

Wilmer Reney Cadena Ramos

RESUMEN

En la actualidad existe en el mercado una gran variedad de dispositivos de suministro médico, enfocados en solventar las necesidades para enfermedades específicas con un control periódico, los cuales se centran en la capa subcutánea de la piel, los cuales tienen un costo elevado y se encuentran fuera del mercado nacional.

Por esta razón, y con la finalidad de mejorar la capacidad de control e interacción con el usuario se ha propuesto realizar un prototipo que aporte al campo investigativo creciente relacionado con la construcción de dispositivos electrónicos de uso médico.

Dentro del desarrollo de este documento se presenta información relevante recopilada acerca de parámetros mecánicos de la piel humana, factores que intervienen en el proceso como agujas, modos de accionamiento, estado del arte y normas de diseño ligadas a la construcción de dispositivos invasivos. Además de la experimentación realizada con software de modelamiento mecánico, se ha realizado un análisis de esfuerzos, simulación de control lógico, modelamiento dinámico del sistema, interacción con el usuario de diversas formas y los resultados obtenidos de las pruebas realizadas.

Dicho sistema consta de partes mecánica, electrónica y de control, donde se ha implementado un mecanismo de transmisión de potencia que permita desplazar la aguja en ambos sentidos dentro de condiciones específicas determinadas. La adquisición de datos se realiza mediante un sensor de fuerza. La lectura analógica de esos valores se ejecuta con ayuda de un microcontrolador, y para visualización del proceso una pantalla OLED (Diodo orgánico de emisión de luz).

También se ha diseñado un modelo impreso en 3D con la finalidad de experimentar que el objetivo de desplazamiento se cumpla a cabalidad. Dicho modelo se basó en elementos como la jeringa de 5ml para inyección intramuscular y el sistema de transmisión tornillo-tuerca implementado.

ABSTRACT

At present, there is a great variety of medical supply devices in the market, focused on solving the needs for specific diseases with a periodic control, which are focused on the subcutaneous layer of the skin, which have a high cost and are out of the national market.

For this reason, and with the purpose of improving the capacity of control and interaction with the user, it has been proposed to develop a prototype that contributes to the growing research field related to the construction of electronic devices for medical use.

Within the development of this document, relevant information collected about mechanical parameters of the human skin, factors involved in the process such as needles, actuation modes, state of the art and design standards related to the construction of invasive devices is presented. In addition to the experimentation carried out with mechanical modeling software, a stress analysis, logic control simulation, dynamic modeling of the system, interaction with the user in different ways and the results obtained from the tests performed have been carried out.

The system consists of mechanical, electronic and control parts, where a power transmission mechanism has been implemented to move the needle in both directions under specific conditions. Data acquisition is performed by means of a force sensor. The analogical reading of those values is executed with the help of a microcontroller, and for visualization of the process an OLED (Organic Light Emitting Diode) display.

A 3D printed model has also been designed to experiment that the displacement objective is fully met. This model was based on elements such as the 5ml syringe for intramuscular injection and the screw-nut transmission system implemented.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	VII
ABSTRACT	VIII
ÍNDICE DE CONTENIDOS	IX
ÍNDICE DE FIGURAS	XVI
ÍNDICE DE TABLAS	XX
ÍNDICE DE ECUACIONES	XXII
Introducción.....	1
Objetivos.....	2
Objetivo General.....	2
Objetivos Específicos	2
Alcance	2
Justificación.....	3
CAPÍTULO I	4
1. MARCO REFERENCIAL	4
1.1. Riesgos biológicos	4
1.1.1. Hepatitis.....	4
1.1.2. Hepatitis C	5
1.1.3. VIH	5
1.2. Administración de vacunas vía parental	5
1.2.1. Vía intradérmica	5
1.2.2. Vía Subcutánea	5

1.2.3.	Vía intramuscular	6
1.3.	Estructura de la piel humana.....	6
1.3.1.	Epidermis.....	7
1.3.2.	Dermis	7
1.3.3.	Hipodermis	7
1.3.4.	Propiedades mecánicas de la piel	7
1.3.4.1.	Elasticidad.....	7
1.4.	Dispositivos de inyección	8
1.4.1.	Jeringas	9
1.4.2.	Estructura de la jeringa.....	9
1.4.3.	Agujas hipodérmicas	11
1.4.3.1.	Tipos de agujas.....	12
1.4.3.2.	Esterilización de las agujas	12
1.4.4.	Normativa	13
1.4.5.	Criterios de diseño FDA de dispositivos invasivos	13
1.4.6.	Sistemas de inyección.....	14
1.4.6.1.	Sistemas de auto inyección con aguja.....	14
1.4.6.2.	Sistemas de auto inyección sin aguja	15
1.4.6.2.1.	Base de trabajo o accionamiento	16
	Sistema de resorte	16
	Alimentados por láser	16
	Propulsados por fuerza Lorentz	16
	Propulsados por gas/ forzado por aire	17
	Propulsados por ondas de choque	18
1.4.6.2.2.	Tipo de carga del fármaco	18

Polvo	18
Líquido	18
Proyectil/ depósito.....	18
1.5. Estado del arte.....	19
1.5.1. Dispositivos electrónicos con aguja	19
1.5.1.1. Sistema easypod de Saizen.....	19
1.5.1.2. Rebismart	20
1.5.1.3. Betaconnect.....	21
1.5.1.4. Comparación de dispositivos electrónicos con aguja.....	21
1.5.2. Dispositivos electrónicos sin aguja.....	23
1.5.2.1. Biojector 2000.....	23
1.5.2.2. Vitajet 3.....	24
1.5.2.3. Madajet.....	24
1.5.2.4. Iject.....	25
1.5.2.5. Comparación de dispositivos electrónicos sin aguja.....	25
CAPÍTULO II.....	27
2. METODOLOGÍA	27
2.1. Requerimientos	27
2.1.1. Fijación del objetivo	27
2.1.2. Voz del usuario.....	27
2.1.3. Voz del ingeniero.....	28
2.1.4. Diagrama de la función de calidad (QFD).....	28
2.1.5. Diseño y Selección de Componentes del Dispositivo	30
2.1.5.1. Análisis Funcional	30
2.2. Alternativas de diseño.....	32

2.2.1.	Actuadores	33
2.2.2.	Alternativas de Sistemas de Transmisión de Potencia	33
2.2.3.	Alternativas de sistema de control.....	35
2.3.	Matriz Morfológica.....	36
2.4.	Selección de Alternativas.....	37
2.4.1.	Evaluación Del Peso Específico Para Cada Criterio	38
2.4.2.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio de Torque y Fuerza del Actuador.....	40
2.4.3.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Corriente Nominal del Actuador.....	40
2.4.4.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Eficiencia del Sistema de transmisión.....	41
2.4.5.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Precisión del Sistema de transmisión.....	41
2.4.6.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Resistencia Mecánica del Sistema de transmisión.....	42
2.4.7.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Resolución y Sensibilidad del Sensor.	42
2.4.8.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Capacidad del Sensor.	43
2.4.9.	Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Adaptabilidad del Sensor.	43
2.4.10.	Cálculo de la Tabla de Conclusiones.....	44
2.5.	Consideraciones de diseño.....	45
2.6.	Diseño conceptual del prototipo	46
2.6.1.	Fuerza mínima para administración de aguja	47
2.6.2.	Mecanismo de Transmisión de Potencia	48
2.6.3.	Torque requerido del sistema	49
2.6.4.	Velocidad lineal para administración de la aguja.....	50

2.6.5.	Velocidad angular del motor	50
2.6.6.	Fuerza mínima para administración de fármaco.....	51
2.7.	Diseño CAD de los elementos a utilizarse.....	52
2.7.1.	Estructura general del prototipo	53
2.7.2.	Mecanismo de disparo	53
2.7.3.	Soporte del sensor.....	54
2.7.4.	Soporte del servomotor SG90.....	55
2.7.5.	Soporte del émbolo.....	56
2.8.	Implementación de la estrategia de control	56
2.8.1.	Sistemas de control aplicados en servomotores	56
2.8.2.	Control en lazo abierto	56
2.8.3.	Control en lazo cerrado.....	57
2.8.4.	Selección de la Estrategia de Control	57
2.8.5.	Diseño de la estrategia de control.....	58
2.8.5.1.	Fuente de alimentación	58
2.8.5.2.	Conexión de sensores.....	59
2.8.5.3.	Conexión de los servomotores y OLED.....	60
2.8.6.	Consideraciones y esquema de conexiones del Microcontrolador.....	62
2.8.7.	Diseño PCB	64
2.8.8.	Consideraciones de Batería	65
2.8.9.	Diseño del software de control	66
2.9.	Diseño de la Interfaz de Usuario.....	69
2.10.	Fabricación de piezas Impresas 3D.....	73
2.10.1.	Consideraciones de Diseño.....	74
2.10.2.	Consideraciones de Impresión 3D.....	75

2.11.	Protecciones del dispositivo	75
CAPÍTULO III		77
3.	RESULTADOS Y ANÁLISIS	77
3.1.	Diseño final del prototipo	77
3.2.	Sistema de transmisión	77
3.2.1.	Fuerza mínima para administración de aguja	77
3.3.1.	Torque del motor	78
3.3.2.	Velocidad lineal del émbolo	79
3.3.3.	Velocidad angular del motor	79
3.3.4.	Fuerza mínima para administración de fármaco.....	80
3.4.	Análisis estático del modelo CAD.....	81
3.4.1.	Análisis del mecanismo de disparo	81
3.5.	Análisis del sistema de control	83
3.5.1.	Caracterización del sistema de control	83
3.5.2.	Modelado matemático del mecanismo de desplazamiento.....	85
3.5.2.1.	Función de Transferencia de un Motor eléctrico CC	86
3.5.2.2.	Función de Transferencia de un Tornillo sin fin	90
3.5.2.3.	Función de Transferencia de la Tuerca	91
3.5.2.4.	Función de Transferencia del Mecanismo de Desplazamiento	92
3.5.3.	Diseño del controlador.....	94
3.6.	Análisis de resultados	101
3.6.2.	Valores obtenidos del proceso de suministro	105
3.6.3.	Funcionalidad del prototipo.....	106
3.6.4.	Análisis Financiero	108

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	111
Conclusiones.....	111
Recomendaciones	112
Trabajo Futuro	113
Glosario de términos.....	114
A. Planos de construcción.....	130
B. Esquemas eléctricos.....	141
C. Diseño PCB.....	142
D. Código de Arduino.....	143
E. Acceso multimedia	147

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Capas de la piel [39].....	6
Figura 1.2: Estructura de una jeringa [66].....	10
Figura 1.3: Clasificación de conos de jeringas [66].	10
Figura 1.4: Componentes de un dispositivo de inyección sin aguja [71].....	11
Figura 1.5: Partes de aguja hipodérmica [31].....	12
Figura 1.6: Componentes del dispositivo Easypod [10].....	19
Figura 1.7: Dispositivo Electrónico Rebismart [10].....	20
Figura 1.8: Dispositivo Electrónico Betaconnect [10].	21
Figura 1.9: Dispositivo Biojector 2000 [94].....	23
Figura 1.10: Vitajet 3 [71].....	24
Figura 1.11: Madajet XL needle free injector [71].....	24
Figura 1.12: Iject [94].....	25
Figura 2.1: Matriz QFD.....	29
Figura 2.2: Diagrama Funcional.....	31
Figura 2.3: Descomposición Funcional.....	31
Figura 2.4: Esquema de partes de una jeringa.	45
Figura 2.5: Diseño conceptual del prototipo.	46
Figura 2.6: Estructura general del prototipo.....	53
Figura 2.7: Estructura interna del prototipo.....	53

Figura 2.8: Mecanismo de móvil de la jeringa.	54
Figura 2.9: Soporte. (A) Sensor de fuerza. (B) Rodamiento 8mm.	55
Figura 2.10: Sistema de transmisión de la jeringa.	55
Figura 2.11: Sistema de transmisión del émbolo.	56
Figura 2.12: Diagrama de bloques del Sistema de Control.	57
Figura 2.13: Conexión para fuente de alimentación externa del microcontrolador.	59
Figura 2.14: Conexión del sensor de fuerza.	59
Figura 2.15: Conexión fin de carrera.	60
Figura 2.16: Esquema interno de fin de carrera.	60
Figura 2.17: Conexión Arduino nano con SG90.	61
Figura 2.18: Esquema de conexiones Servomotor MG90S.	61
Figura 2.19: Esquema de conexiones OLED 96".	62
Figura 2.20: Esquema general de conexiones.	63
Figura 2.21: Rutas del PCB.	64
Figura 2.22: Variables del programa general.	67
Figura 2.23: Diagrama de flujo general.	68
Figura 2.24: Pantalla de inicio de la interfaz.	70
Figura 2.25: Pantalla de lectura de Fuerza.	71
Figura 2.26: Datos obtenidos a exportar.	72
Figura 2.27: Monitoreo de velocidad de servos.	73

Figura 3.1: (A)Vista Isométrica del Prototipo Final. (B) Vista Isométrica con cubierta lateral y superior desmontada.	77
Figura 3.2: Mallado del mecanismo de disparo.....	81
Figura 3.3: Esfuerzo de Von Mises en mecanismo de desplazamiento.....	82
Figura 3.4: Deformación generada en el mecanismo de desplazamiento.....	82
Figura 3.5: Lógica de control general.....	83
Figura 3.6: Lógica de control switch.	84
Figura 3.7: Lógica de control secuencia de servomotores.....	85
Figura 3.8: Mecanismo de desplazamiento de la jeringa.....	86
Figura 3.9: Diagrama electromecánico del motor CC [125].	86
Figura 3.10: Diagrama de bloques del sistema.....	92
Figura 3.11: Datos de Torque.	93
Figura 3.12: Datos de velocidad angular.	93
Figura 3.13: Datos de distancia recorrida.	94
Figura 3.14: (A) Creación de funciones de transferencia del sistema. (B) Respuesta a un step de función de transferencia $G_0(s)$	95
Figura 3.15: Ubicación de polos y zeros del sistema.	97
Figura 3.16: Control Proporcional del sistema.....	98
Figura 3.17: Controlado PI al sistema.	99
Figura 3.18: Respuesta del sistema con controlador PI.....	100
Figura 3.19: Ensamble de la superficie y soportes del dispositivo.....	101

Figura 3.20: Ensamble completo de prueba.	102
Figura 3.21: Piezas rediseñadas.	103
Figura 3.22: Ensamble de la PCB.	103
Figura 3.23: Ensamble completo del prototipo.	104
Figura 3.24: Fase de suministro de inyección y aguja.	106
Figura 3.25: Fase de retiro de inyección y aguja.	107
Figura 3.27: Diseño de rutas para PCB (A) Frontal. (B) Posterior.	142
Figura 3.28: Diseño PCB obtenido. (A) Frontal. (B) Posterior.	142

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Principales dispositivos auto inyectables con aguja.....	22
Tabla 1.2: Principales dispositivos autoinyectables sin aguja.....	26
Tabla 2.1: Descripción de las subfunciones de la descomposición funcional del dispositivo.....	32
Tabla 2.2: Alternativas de actuadores.....	33
Tabla 2.3: Mecanismos de Transmisión de movimiento giratorio en lineal.	34
Tabla 2.4: Alternativas de sensores.	35
Tabla 2.5: Matriz morfológica del dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.....	36
Tabla 2.6: Valores de ponderación para el método de criterios ponderados.	37
Tabla 2.7: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del actuador.	38
Tabla 2.8: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del sistema de transmisión.....	39
Tabla 2.9: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del sensor.....	39
Tabla 2.10: Evaluación del Peso Específico del Criterio de torque y fuerza del actuador.	40
Tabla 2.11: Evaluación del Peso Específico del Criterio de corriente nominal del actuador.	40
Tabla 2.12: Evaluación del Peso Específico del Criterio de eficiencia del sistema de transmisión.....	41
Tabla 2.13: Evaluación del Peso Específico del Criterio precisión del sistema de transmisión.....	41

Tabla 2.14: Evaluación del Peso Específico del Criterio resistencia mecánica del sistema de transmisión.....	42
Tabla 2.15: Evaluación del Peso Específico del Criterio de resolución y sensibilidad del sensor.....	42
Tabla 2.16: Evaluación del Peso Específico del Criterio uso del sensor.....	43
Tabla 2.17: Evaluación del Peso Específico del Criterio adaptabilidad del sensor.....	43
Tabla 2.18: Cálculo de la Tabla de conclusiones del actuador.....	44
Tabla 2.19: Cálculo de la Tabla de conclusiones del sistema de transmisión.	44
Tabla 2.20: Cálculo de la Tabla de conclusiones del sensor.	44
Tabla 2.21: Dimensiones tomadas de jeringa comercial de 5 mL.....	46
Tabla 2.22: Asignación de Bloques del Sistema de Control.	58
Tabla 2.23: Corriente consumida por cada elemento del sistema.	62
Tabla 2.24: Librerías usadas por el microcontrolador.....	66
Tabla 2.25: Consideraciones de diseño de piezas 3D.....	74
Tabla 3.1: Costos electrónicos del proyecto.....	108
Tabla 3.2: Costos mecánicos del proyecto.	109
Tabla 3.3: Costos de software.....	109
Tabla 3.4: Costos de desarrollo del prototipo.....	110
Tabla 3.5: Costo total del prototipo.....	110

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación (1):Fuerza del mecanismo.....	47
Ecuación (2):Masas del cuerpo.....	48
Ecuación (3):Sumatoria de fuerzas del mecanismo.....	48
Ecuación (4):Torque general del sistema	49
Ecuación (5):Torque del émbolo de la jeringa	49
Ecuación (6):Velocidad lineal del mecanismo	50
Ecuación (7):Potencia mecánica.....	50
Ecuación (8):Potencia máxima.....	51
Ecuación (9):Velocidad angular equivalente.....	51
Ecuación (10):Velocidad angular total	51
Ecuación (11):Fuerza de Poiseuille	52
Ecuación (12):Amperios horas	65
Ecuación (13):Capacidad real amperios hora.....	65
Ecuación (14):Análisis de malla de la armadura del motor.....	86
Ecuación (15):Torque del motor eléctrico.....	87
Ecuación (16):Relación voltaje y velocidad angular.....	87
Ecuación (17):Relación torque y corriente eléctrica	88
Ecuación (18):Transformada de Laplace $v(t)$	88
Ecuación (19): Transformada de Laplace $T_m(t)$	88
Ecuación (20): Transformada de Laplace de $E_a(t)$	88

Ecuación (21) Transformada de Laplace de $k_m(t)$	88
Ecuación (22):Función de transferencia $T_m(s)/v(s)$	88
Ecuación (23):Velocidad angular $w(s)$	89
Ecuación (24):Voltaje $v(s)$	89
Ecuación (25):Función de transferencia del motor eléctrico.....	89
Ecuación (26):Función de transferencia $w(s)/v(s)$	89
Ecuación (27):Par torsor con Ley de Newton	90
Ecuación (28):Inercia de un sistema rotación-traslación.....	90
Ecuación (29):Fricción viscosa de un sistema rotacional.....	91
Ecuación (30):Desplazamiento lineal.....	91
Ecuación (31):Desplazamiento angular	91
Ecuación (32):Función de transferencia $x(s) / \theta (s)$	94

Introducción

Las políticas asociadas con la seguridad en las inyecciones que la OMS presenta en [1], brindan información relevante acerca de la importancia de utilizar jeringas seguras o que estén dotadas de sistemas que protejan al personal sanitario de cualquier pinchazo accidental con una aguja, y del posterior riesgo de infección [1].

Desde hace mucho tiempo los encargados de los programas de inmunización han reconocido los beneficios de las prácticas seguras de inyección, las cuales han permitido un mejor control de las infecciones, las adquisiciones de productos seguros de buena calidad, e impulsando el uso de estrategias para la eliminación de desechos [2].

Las inyecciones administradas bajo protocolos de seguridad evitan 1,3 millones de defunciones, previenen la pérdida de 26 millones de años de vida útil y ahorran al sistema de salud entre 6000 y 29.000 millones de dólares [3] [4] [5] [6]. Por otro lado, las prácticas de inyecciones seguras (PIS) previenen la aparición de 9.260.000 nuevos casos de hepatitis B, C y VIH al año [7] [8] [9].

Incentivar el desarrollo de dispositivos para suministro de fármacos vía intramuscular o subcutánea, aportan en patologías que requieren un tratamiento urgente, como reacciones de tipo anafiláctico o intoxicaciones [10]. De esta manera estos instrumentos proporcionarían autonomía a pacientes con afecciones crónicas que requieren una administración periódica de medicamentos vía parental y sin necesidad de acudir a los centros sanitarios [10].

En el funcionamiento de un dispositivo autoinyectable (AI) es crítico y esencial el control de las fuerzas implicadas en su activación, descarga e inyectabilidad [11]. Estos parámetros influyen directamente en la operabilidad del dispositivo y en la liberación de la solución contenida en la jeringa. Se debe considerar que la fuerza necesaria para mantener un flujo de solución a través de la aguja depende tanto de la capacidad máxima requerida como de la eficacia en la extracción, dicha fuerza debe superar la presión hidrodinámica y la fricción existente [11].

De esta manera con el desarrollo del prototipo propuesto se busca aportar a las políticas de salud internacionales que promueven el uso de dispositivos de inyección de manera segura, reducir el riesgo de infección, para contribuir con el ambiente por medio de la reducción de émbolos y jeringuillas; y así mejorar la calidad de vida de las personas.

Objetivos

Objetivo General

Diseñar un dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.

Objetivos Específicos

- Analizar los sistemas de disparo comerciales de suministro médico y literatura relacionada con el tema.
- Definir requerimientos mínimos para el diseño del sistema.
- Diseñar el sistema de control del dispositivo.
- Construir un prototipo para validar el diseño realizado.

Alcance

Se diseñará un dispositivo automático de disparo usando software de código abierto para el modelado del sistema de control y un sistema de seguridad para evitar el accionamiento involuntario del usuario. Además, se realizará un modelo 3D para visualizar el desplazamiento generado por el prototipo.

Justificación

El dispositivo se enfoca en sugerir una alternativa para el suministro de medicina vía parental, con el propósito de mejorar la calidad de vida de las personas y contribuir con la proclamación de la OMS [12], la cual incentiva a utilizar jeringas con mecanismos de seguridad, que brinden protección a la población mundial de la exposición a infecciones como el VIH, la hepatitis y otras enfermedades.

Existen diversos factores que contribuyen a la necesidad de incrementar la autoadministración de medicamentos, tales como el crecimiento y prevalencia de enfermedades crónicas asociadas al envejecimiento de la población, los nuevos tratamientos biológicos asociados a tratar enfermedades de tipo autoinmune, un mejor acceso a la asistencia sanitaria en todo el mundo, y el cambio emergente de la atención ambulatoria [13].

Esta propuesta de tesis es parte del proyecto de investigación denominado “Métodos para mejorar el agarre y la manipulación de las extremidades de personas y dispositivos robóticos”. Facilitando así un desarrollo en las áreas afines que tratan de brindar soluciones en el ámbito de salud, y que permitan la contribución a la matriz productiva del Ecuador.

Además, se busca generar un impacto económico y ambiental a la hora de generar jeringuillas y émbolos de un solo uso, ya que según el estudio de Karmanos Cancer Center Study en [13]. ha determinado que se produce una contaminación considerable de ciclofosfamida en los émbolos de las jeringas [14].

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

Dentro del ambiente de trabajo de las instituciones de la salud se presentan ciertas condiciones que generan riesgos a cada uno de los trabajadores; los cuales pueden ser físicos, químicos, psicológicos, ergonómicos, biológicos, entre otros. Siendo el riesgo biológico el que ocurre con más frecuencia en el personal de enfermería [15].

1.1. Riesgos biológicos

Según Gutiérrez [16] se determinó que las causas principales de accidentes laborales dentro del personal de la salud fueron el mal manejo de material contaminado durante la manipulación de desechos. Otro factor relevante por considerar es que las heridas punzantes se producen con una frecuencia del 22,5 % dentro del entorno hospitalario [17].

En uno de los estudios sobre factores de riesgo biológico realizados en los hospitales de Irán, se presenta que de una muestra de 2180 enfermeros/as [18], existe una prevalencia de vida al contacto con objetos cortopunzantes del 50 %, de las cuales el 73 % se otorga a la participación de agujas hipodérmicas y el acto inseguro con más incidencia fue el re-encapsulamiento de las mismas agujas con el 35%.

Padilla y García [19] afirman que de acuerdo con OIT [20], en el área de enfermería se presenta el porcentaje más alto de pinchazos accidentales, considerando la probabilidad de que una herida ocasione de 3 a 5 veces por 1000 VIH, de 300 por 1000 Hepatitis B y de 20 a 50 veces por 1000 Hepatitis C.

Mismas enfermedades ocupacionales que Alarcón y Rubinos [21] destacan entre las principales, donde las infecciones por Hepatitis B y C representan el 40% y por VIH el 2,5%. Estos virus de transmisión sanguínea pueden provocar desde un impacto emocional hasta enfermedades agudas, crónicas, discapacitantes y muerte del personal de salud infectado.

1.1.1. Hepatitis

El virus de hepatitis B (VHB) es un inconveniente trascendental en el ámbito de la salud que puede originar una infección crónica y persistente por medio de la anergia inmunitaria [22]. Además, es responsable de la mayoría de las enfermedades hepáticas crónicas existentes y es posible la transmisión por vía parenteral, sexual y vertical [23]. Una alternativa para reducir la carga de esta enfermedad es lograr un diagnóstico pronto de casos agudos, crónicos de VHB.

1.1.2. Hepatitis C

El virus de la hepatitis C (VHC) es un virus de ARN que se transmite por vía sanguínea. Principalmente ataca las células presentes en el hígado [24]. La infección por VHC puede ser considerada crónica en el 70% de los casos, una condición que puede causar enfermedades como la cirrosis hepática y carcinoma hepatocelular [25] [26].

En la actualidad alrededor del mundo existen más de 170 millones de personas infectadas, siendo así que el 2,5% de la población mundial padezca VHC de manera crónica [27].

1.1.3. VIH

A escala mundial el VIH/SIDA es considerado una de las problemáticas más representativas para la salud, teniendo una alta morbilidad y mortalidad [28]. El Virus de la Inmunodeficiencia Humana afecta al sistema inmunológico del huésped, influye en las funciones normales del organismo y reduce la respuesta. Su transmisión puede darse a través de vía sexual, vía maternofilial y por contacto con sangre infectada [29].

1.2. Administración de vacunas vía parental

A la hora de administrar medicina un método eficaz, exacto, con rápida acción es la administración parental [30]. Para usar un dispositivo de inyección con aguja se debe considerar varios subtipos de administración en el paciente dependiendo de la superficie de contacto, con el fin de que el fármaco se absorba de forma activa.

1.2.1. Vía intradérmica

Se usa con frecuencia para la aplicación de la vacuna BCG, pruebas cutáneas, pruebas de alergia y para administran anestésicos locales [30]. En este tipo de inyecciones se suministra una cantidad de medicamento en la dermis (5°-15°), debido al ritmo sanguíneo reducido que permite una absorción lenta del fármaco. Se debe considerar que la cantidad de medicamento suministrado no debe ser mayor a 0,1 cc [31].

1.2.2. Vía Subcutánea

Para lograr una introducción de medicamentos en el tejido celular subcutáneo (45°-90°) se utiliza una aguja [32]. En este tipo de administración se logra una velocidad de absorción muy similar a la vía intradérmica. Es decir, es muy lenta, por lo que se considera sencilla, poco agresiva, no representa un dolor excesivo y permite la autoadministración del paciente [33] [34]

[35]. La cantidad suministrada no debe ser mayor de 1,5 ml [31], y es comúnmente usada para vacunas triple vírica, varicela, neumocócica polisacárida y la fiebre amarilla [32].

1.2.3. Vía intramuscular

Es la técnica más frecuente en la aplicación de vacunas para la hepatitis B [32], las inyecciones intramusculares son consideradas aquellas que poseen una absorción mayor a la administración subcutánea debido a que se colocan en el tejido muscular (90°), especialmente los de tipo acuoso [30]. Además, estos tejidos pueden admitir volúmenes de entre 5 y 7 ml sin producir dolor. Generalmente usado para el suministro de vacunas y fármacos como analgésicos, antibióticos y antiinflamatorios [31].

1.3. Estructura de la piel humana

En la literatura existe diferentes tipos de piel humana, teniendo que la piel glabra que se puede encontrar en las superficies palmares, dedos, labios y órganos reproductores se considera que tiene una epidermis relativamente gruesa [36]. La piel vellosa que es la base de estudio de este trabajo se encuentra en la mayor parte del cuerpo humano y es utilizada para el análisis de propiedades biomecánicas [37].

Así también, en la piel humana se logran identificar tres capas las cuales representan niveles distintos de profundidad, la epidermis considerada superficial, la dermis como intermedia y la hipodermis la capa más profunda [38], en la figura 1.1 se muestra la estructuración de la piel y sus respectivas capas.

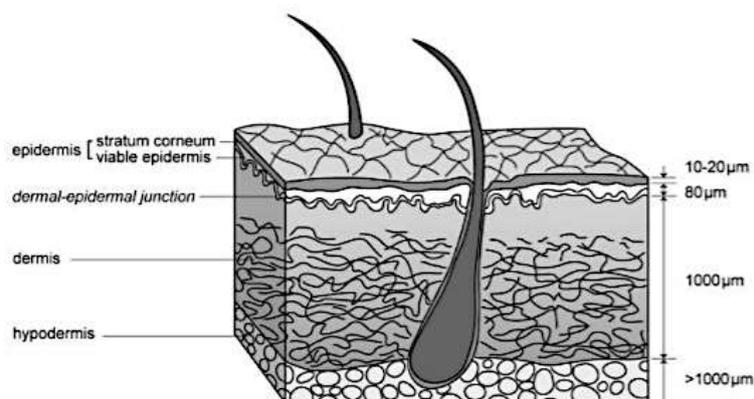


Figura 1.1: Capas de la piel [39].

1.3.1. Epidermis

Conocida como la capa externa de la piel, la cual está conformada por el epitelio estratificado plano [40]. Es una capa alrededor que tiene un espesor de 0,4 mm [37] y cuatro capas de células principales en la mayor parte del cuerpo, compuesta de epitelio escamoso, estratificado y de muchas otras capas celulares [41] [42].

1.3.2. Dermis

Considerada como una capa profunda de tejido conjuntivo compuestas por fibras de colágeno y elásticas que dan la capacidad de consistencia y elasticidad de la piel [38], con un espesor aproximado de 4 mm en las partes más gruesas del cuerpo humano, es de 15 a 40 veces más gruesa que la epidermis [37]. Se menciona en [43] que esta capa debe ser considerada como la resistencia mecánica de la piel.

1.3.3. Hipodermis

El tejido subcutáneo o hipodermis no forma parte de la piel pero se la considera como una capa más ya que es la continuación en profundidad de la dermis [40], compuesto por tejidos que brindan la funcionalidad de regulación térmica y movilidad a través del cuerpo [43]. Dependiendo de la zona, nutrición del organismo, edad, género raza y estado endocrino varía el grosor del tejido [37], teniendo así en el abdomen alrededor de 3 cm de espesor [43].

1.3.4. Propiedades mecánicas de la piel

Según lo mencionado en [44] se afirma que el comportamiento biomecánico de la piel puede ser considerado dependiendo la capa dérmica, teniendo así que la capa blanda o epidermis tiene una naturaleza elástica, y que la dermis viscoelástica debido a la presencia de elastina y colágeno.

1.3.4.1. Elasticidad

El comportamiento de la piel depende de los factores de análisis, región del cuerpo, y otras variables antropomórficas [45]. A lo que Hendriks [36] aporta que el espesor de cada capa de la piel varía dependiendo de la edad [46] [47], ubicación anatómica [48] [49], hidratación [50] [51], género y raza [52].

Sin embargo, el módulo de Young de la piel puede ser estimado mediante métodos de experimentación, teniendo así los siguientes valores en función del estudio realizado en [53]:

- Pruebas de torsión: 0,42 y 0,85 (MPa) [54].
- Pruebas de tracción: 4,6 y 20 (MPa) [55].
- Pruebas de succión: 0,05 y 0,15 (MPa) [56] [57].
- Pruebas de indentación: 1,1 y 8 (kPa) [58] [50].

Debido a que el proceso de inyección médica lleva consigo un accionamiento de carga normal sobre la piel del paciente se ha usado las propiedades mecánicas obtenidas del método de indentación. Método que permite obtener las propiedades mecánicas de la piel en dirección normal a la misma, sin existir una pretensión previa [59] [60].

A partir de esto Pailler-Mattei [50] en sus ensayos sobre elasticidad en la piel informó un módulo elástico de 35 kPa para el cutis (dermis y epidermis), de 2 kPa para la hipodermis, pruebas realizadas a una velocidad de 400 $\mu\text{m/s}$ con un penetrador cónico.

Al tratarse de un dispositivo de inyección intramuscular hay que considerar el músculo, lo que en la literatura de [61] [62] se menciona que el músculo esquelético tiene valores de elasticidad entre 12 kPa y 24 kPa. Teniendo así que para este trabajo es necesario considerar que el dispositivo debe sobrepasar un valor de módulo elástico de aproximadamente 61 kPa para lograr su función.

Este valor se reafirma con lo mencionado por Krizek [63], quien hace referencia en su estudio que el valor para administrar líquidos a los tejidos biológicos con mayor elasticidad que la piel sana es de 60 kPa.

1.4. Dispositivos de inyección

Para la administración médica vía parental es imprescindible el uso de un dispositivo que permita dicha acción, durante la historia se han desarrollado varios instrumentos que han usado desde mecanismos sencillos hasta sistemas de control para el suministro de medicina, basándose en la estructura de la jeringuilla de Luer por su simplicidad y fácil esterilización como se menciona en [64].

1.4.1. Jeringas

Según [31], una jeringuilla es un equipo que tiene la finalidad de extraer sustancias de una ampolla, para su posterior administración en el organismo.

Mientras la RAE [65], hace referencia que una jeringa es un instrumento compuesto por un tubo, con un émbolo móvil el cual inyecta un líquido cualquiera. Definiendo así que este es un dispositivo que permite suministrar medicamentos al organismo de un ser vivo a través del accionamiento de un mecanismo.

Sin embargo, pese a que estos dos términos son usados para representar el instrumento para distintos usos, en la actualidad las autoridades sanitarias han optado por usar el término de jeringa frente al de jeringuilla [66].

A partir de esto se ha generado una gran variedad de jeringas, las cuales Castro presenta en [67] la clasificación general de acuerdo con la funcionalidad y tipo de accionamiento. Teniendo así la siguiente lista [67]:

- Reutilizables o esterilizables
- Desechables
- Jeringas de seguridad
- Jeringas operadas por energía

Por otro lado Hackett y Göckel [68] clasifican a las jeringas hipodérmicas según el tipo de material usado en su fabricación, teniendo entre las más destacadas a la jeringa de vidrio, metal y de nylon.

En las últimas décadas se ha enfocado el desarrollo de las jeringuillas seguras aportando a las nuevas directrices y políticas relacionadas con la seguridad de las inyecciones que la OMS presenta en [1]. Generando así diversas patentes del tema de seguridad, donde se recalca entre las más modernas la “nueva jeringa automática, antisida, antifección” [69], la cual consta con un mecanismo para introducir la aguja en el interior del conector luego de su accionamiento.

1.4.2. Estructura de la jeringa

Tomando en cuenta la definición de este dispositivo y la finalidad de uso, es necesario relacionarse con el funcionamiento y la estructura de la jeringa para entender el funcionamiento adecuado de cada componente. De acuerdo con Hernández y Navascués [66] una jeringa está estructurada de los componentes que se presentan en la figura 1.2.

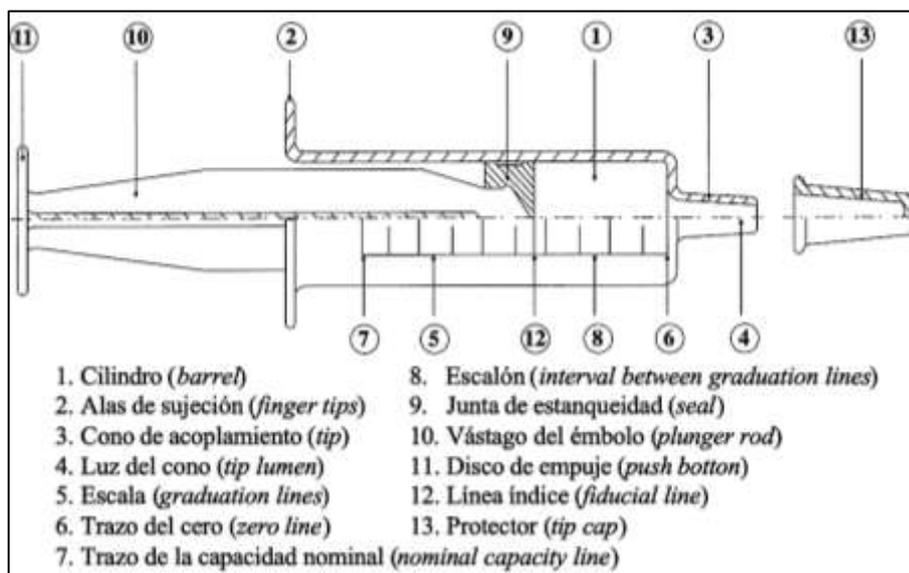


Figura 1.2: Estructura de una jeringa [66].

Determinando como partes principales: El cilindro que es donde se encuentra contenido el fármaco por lo general marcado con una escala graduada. Un émbolo que se encuentra en uno de los extremos del dispositivo cuya finalidad es empujar el líquido a través del cilindro, y un cono o conector de la jeringa con la aguja hipodérmica [70].

Hay que destacar que hay un desarrollo de distintos tipos de conos de acoplamiento de la aguja hipodérmica [31], esto con la finalidad de abarcar otras áreas de aplicación, así como aportar positivamente al cumplimiento de su función. Es así como la clasificación principal de los conos de jeringas es la mostrada en la figura 1.3.

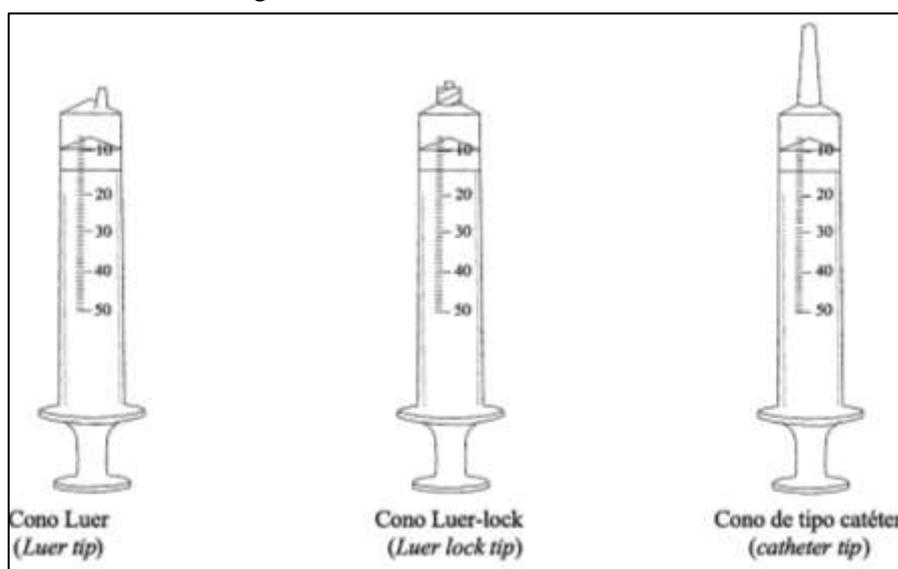


Figura 1.3: Clasificación de conos de jeringas [66].

Para lograr una adecuada integración de las partes de la jeringa y el funcionamiento de este sea adecuado, hay que realizar ensayos en el comportamiento del émbolo y el cono frente a la compresión del líquido contenido en el cilindro [66]. Y al tratarse de un dispositivo precargado se debe incluir el comportamiento de los elementos principales de la jeringa frente a la aspiración del fluido externo.

Los dispositivos de inyección sin aguja se estructuran según lo presentado en la figura 1.4. Destacando tres componentes esenciales [71]:

- Dispositivo de inyección: Tiene una cámara para el fármaco, hecho de material estéril, sin presencia de aguja y diseñado para auto suministro.
- Boquilla: Superficie de contacto con la piel, dispara las partículas de fármaco.
- Fuente de presión: Uso de un resorte para liberar la presión necesaria, o mediante liberación del almacenamiento de un gas comprimido.



Figura 1.4: Componentes de un dispositivo de inyección sin aguja [71].

1.4.3. Aguja hipodérmicas

Estos elementos son de estructura metálica fabricados a partir de acero inoxidable, en su mayoría son destinadas para un único uso [31]. Están constituidas de tres partes principales como se muestra en la figura 1.5: El cono Luer, que es universal y se acopla con el cono de la jeringa, la cánula que es el cuerpo de la aguja y el bisel que es la punta afilada y aguda [68].

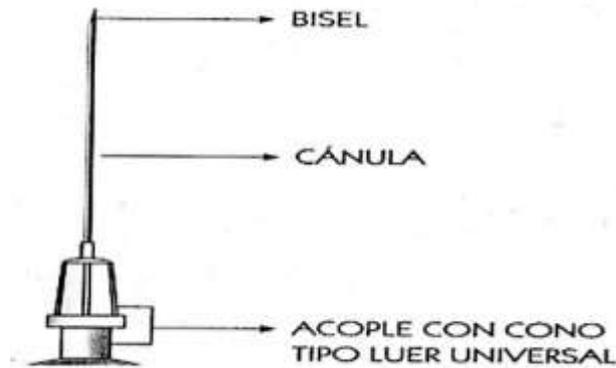


Figura 1.5: Partes de aguja hipodérmica [31].

1.4.3.1. Tipos de agujas

Para realizar la selección del tipo de aguja se debe considerar factores externos al dispositivo como el tamaño, espesor de la piel, y el tipo de medicamento [72]. Siendo así que pueden existir agujas hipodérmicas con longitud de bisel, longitud de cánula y calibre variable dependiendo los factores mencionados. Para lo cual teniendo en cuenta jeringas de alrededor de 1cc, se ha clasificado de la siguiente manera [31] [73].

- Inyecciones intradérmicas: agujas calibre 25 G a 27 G, bisel de 12 a 13 mm.
- Inyecciones subcutáneas: agujas calibre 23 G a 25 G, bisel de 16 a 25 mm.
- Inyecciones intramusculares: agujas calibre 23 G a 25 G, bisel en niños de 16 mm y adultos 25mm dependiendo del desarrollo muscular.
- Inyecciones intravenosas: agujas calibre 18 G a 23 G, bisel de 25 a 40 mm.

Hay que tener en cuenta que en el mercado, el calibre de las agujas viene determinado en unidades de Gauge y la longitud en pulgadas.

1.4.3.2. Esterilización de las agujas

Cuando hay que reutilizar las agujas hipodérmicas se requieren procesos especiales de esterilización, donde se realiza un afilamiento de las agujas previo a la etapa mencionada ya que se pierde la agudeza en el uso o incluso ocurren daños [31].

Existe una ventaja de las jeringas precargadas frente a las agujas tradicionales, debido a que estas son de único uso, facilitando la preservación de la esterilidad de la solución a suministrar [66].

En este caso la esterilización será omitida, debido a que se tomará en cuenta para la construcción del dispositivo la estructura de la jeringa precargada, y en el caso de las agujas hipodérmicas se usará las agujas de un solo uso; evitando así exposición tanto de la medicina como de la aguja a riesgos externos.

1.4.4. Normativa

En el caso de normativa se ha recopilado información acerca de temas relevantes que se asocien con normas de materiales para aplicación médica, procesos de fabricación de dispositivos de inyección, sistemas de inyección con aguja y sin aguja. A continuación se detalla una lista de aquellas que apoyarían al desarrollo del dispositivo bajo normativa vigente que fundamente su funcionalidad.

- UNE-EN ISO 23908:2013 [74].
- UNE-EN ISO 11608-1:2015 [75].
- UNE-EN ISO 7886-1:2018 [76].
- UNE-EN ISO 7886-2:2020 [77].
- UNE-EN ISO 7886-3:2020 [78].

1.4.5. Criterios de diseño FDA de dispositivos invasivos

La fabricación de dispositivos médicos se encuentra regido por organismos encargados de mantener un control de estos previo a la comercialización, un ejemplo de esto es La Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA), que es una agencia de los Estados Unidos [79].

La FDA [80] clasifica a los dispositivos de uso médico (DM) en tres tipos: Clase I, II y III dependiendo del riesgo, eficiencia y seguridad necesaria de dicho producto.

En el caso del desarrollo de este dispositivo se ubica en la clasificación II/III, clase que presenta a aquellos DM que son invasivos en el cuerpo humano durante un corto o largo periodo de tiempo y cumple un objetivo específico [81].

Para este tipo de dispositivos innovadores es necesario la implementación de estudios clínicos previos que se encargan del control [80], en específico al código general de regulaciones 21 CFR 820 que se aplica a dispositivos médicos que pueden ocasionar riesgo a la salud, bienestar e integridad del sujeto [81].

Según el documento Guía para el control de diseño en la manufactura de dispositivos médicos [82], se menciona que el diseño debe contener lo siguiente, previo a la evaluación por la FDA:

- Realizar un plan de diseño definido.
- Satisfacer las necesidades del paciente.
- Documentos de validación del rendimiento del dispositivo.
- Considerar tolerancias de medición.
- Control de diseño ante ensayos e imprevistos.
- Ingeniería de factores humanos.
- Simulación y análisis de riesgos.
- Planos de ensamblaje.
- Código fuente del software.
- Especificaciones de componentes y materiales.
- Especificaciones de producción y proceso.
- Instrucciones de trabajo.
- Especificaciones de calidad.
- Procedimiento de instalación y mantenimiento.

1.4.6. Sistemas de inyección

Los dispositivos autoinyectables son encargados de liberar de manera automática una dosis exacta, segura y apirógena de un fármaco por vía parental [83], para administración intramuscular de un medicamento en casos de primera línea.

Es importante considerar que es esencial el control de las fuerzas implicadas en la activación, descarga e inyectabilidad [83], para que exista un adecuado funcionamiento del auto inyector.

1.4.6.1. Sistemas de auto inyección con aguja

Existen varios dispositivos de auto inyección, cuyos sistemas son encargados de administrar medicina de clase IIb, siendo así que [10] clasifica dentro de los sistemas de sanidad a los auto inyectores con aguja en:

- Tipo jeringa precargada
- Tipo pluma

Los de tipo jeringa precargada que se encuentran diseñados con un resorte para el suministro de una sola dosis [71], estos son usados en la actualidad con fines de suministro urgente de insulina o anafilácticos. Así el desarrollo de los auto inyectores brinda un perfil de seguridad al paciente, ya que automatiza el suministro de fármacos y la inserción de la aguja después de su uso [40].

Los inyectores de pluma poseen cartuchos, una jeringa y una aguja, usados comúnmente como viales de múltiples dosis [40], ya que el paciente puede extraer la dosis recetada de dichos cartuchos.

1.4.6.2. Sistemas de auto inyección sin aguja

Estos dispositivos funcionan bajo el mismo principio de funcionamiento, el cual consta del contacto de los fármacos presurizados con la piel. Es decir, la medicación se traslada a través de un pequeño orificio en contacto con la piel, y este suministro requiere tener una potencia controlada para comodidad y seguridad [84].

Estos sistemas pueden ser diversos dependiendo de las características que se mencionan en [85], clasificando así la tecnología de inyección de la siguiente manera:

- Base de trabajo o accionamiento
 - Sistemas de muelles
 - Alimentado por láser
 - Sistemas propulsados por energía
- Tipo de carga del fármaco
 - Líquido
 - Polvo
 - Proyectil
- Mecanismos de administración de fármacos
 - Nano-parches
- Base del lugar de suministro
 - Intradérmicos
 - Intramusculares
 - Subcutáneos

De los cuales para este proyecto se hará un enfoque principal en su base de trabajo. Previo a esto es esencial conocer las aplicaciones y funcionalidades de aquellos existentes según el tipo de carga y el lugar de suministro a aplicarlos.

1.4.6.2.1. Base de trabajo o accionamiento

Según [85] los sistemas pueden ser de tipo mecánico o alimentados por algún tipo de energía, teniendo en cuenta así los sistemas de resorte, los alimentados por láser y aquellos propulsados por fuerza Lorentz, gas, aire u ondas de choque. A lo que se suma [10] dividiendo a este tipo de sistemas en inyección con propulsión mecánica e inyección a chorro.

Sistema de resorte

Este sistema ha demostrado que es efectivo para alimentar dispositivos de inyección con aguja debido a su capacidad de almacenar energía y la fácil transmisión que este aporta [85].

Aquellos que usan un accionamiento mecánico para la administración de fármacos, es decir utilizan un resorte o muelle son usados en su mayoría para el suministro vía subcutáneo [84] [10]. Se considera que estos dispositivos son de fácil uso, desechables, y con un rango de fuerza limitado [10].

Sin embargo, este sistema presenta inconvenientes relacionado con la fuerza generada la cual es proporcional a la distancia sobre la que se aplica la carga tomando en cuenta la Ley de Hook [86], es decir la fuerza disminuirá a lo largo del proceso de inyección.

Alimentados por láser

Utiliza un sistema basado en láser el cual direcciona micro chorros de medicamento directamente sobre la piel, dicho láser es de granate de itrio dopado con erbio y para lograr precisión en la aplicación se debe controlar una cantidad de fuerza de manera adecuada [87].

Además, posee una cámara de agua que aporta al impulso del fármaco, donde estos dos fluidos se encuentran separados por una membrana. Al emitir el láser se genera vaporización del agua ejerciendo una presión sobre la membrana que a su vez impulsa al fármaco a través de una boquilla de micro diámetro direccionada sobre la piel del paciente [88].

Propulsados por fuerza Lorentz

El elemento principal de este sistema es un actuador de fuerza Lorentz que influye significativamente en el proceso de inyección, donde dicha fuerza ejerce presión sobre un pistón de manera lineal para expulsar el fármaco a alta presión y velocidad [88] [89].

El dispositivo está estructurado por un actuador que consiste en un imán rodeado por una bobina de alambre que al aplicar una corriente interactúa con el campo magnético de manera que una fuerza empuje el pistón colocado en uno de sus extremos [87].

Es posible regular la velocidad de la bobina, es decir la velocidad de expulsión del fármaco, controlando la corriente de suministro de la bobina, e inclusive es posible controlar la fuerza de manera deseada por medio de regular la presión [85] [89].

Propulsados por gas/ forzado por aire

Dispositivos con esta fuente de alimentación tiene un mayor alcance en comparación con los demás existentes [88]. Sin embargo, son considerados menos adecuados para reutilizarlos debido a que en el diseño es imprescindible considerar variables adicionales como las pérdidas de presión, forma de reinicio del resorte al final de cada ciclo, y requieren un reemplazo periódico de cartuchos [85].

Existen dispositivos que usan gases como nitrógeno, dióxido de carbono, helio, entre otros para suplir la funcionalidad del resorte [85], pese a esto un inconveniente adicional es el de la validación de protocolo debido al mal olor generado por la combustión de estos reactivos [87].

Así los dispositivos accionados por gas o inyectores a chorro brindan una mayor flexibilidad al generar una fuerza sostenida y capacidad de brindar un volumen mayor en comparación a aquellos accionados por muelle [84].

Momin y Kale [71] en su trabajo presentan algunos tipos de métodos de inyección por gas clasificados de la siguiente manera.

- Inyector de chorro de carga de resorte: Usa un mecanismo de resorte para generar un chorro de fármaco el cual se retrae. Usado para la administración subcutánea e intramuscular.
- Inyector de chorro en polvo a batería: Posee una batería recargable para retraer el instrumento de dosificación usado igual al anteriormente mencionado.
- Inyector de chorro de gas en polvo: Consta de un cartucho de aire conectado por medio de un sistema de tubos, se administra energía al pistón para crear un chorro de fármaco posterior a la activación del gatillo.

Propulsados por ondas de choque

Estas se basan en la liberación repentina de energía, de manera que se pueda direccionar el fármaco al sitio deseado [87]. Se induce una micro explosión controlada que se extiende a velocidad supersónica, lo que genera una alta presión y temperatura capaz de suministrar la medicina en la piel del paciente sin afectar la seguridad de este [88] [90].

1.4.6.2.2. Tipo de carga del fármaco

Los sistemas de suministro pueden optar por inyección de fármacos en forma de polvo, líquido o de proyectil [10], siendo así se ha de considerar estos tipos de sistemas para la entrega de medicamentos sin aguja [84].

Polvo

Para la administración se debe perforar la barrera de la piel conocida como estrato córneo. Se trata de acelerar el fármaco en partículas [10] [91] [92]. Los polvos usados deben tener una densidad y tamaño específico para lograr una adecuada difusión en el tejido [87].

Es necesario conseguir que las partículas se aceleren a una velocidad lo suficiente para penetrar la piel y suministrar la dosis recomendada para el tratamiento [93].

Líquido

Un fluido genera una presión para perforar la piel y suministrar el fármaco en los tejidos dentro y debajo de la misma, sin exponer la integridad del paciente [91] [92] [94].

Hay que considerar una aplicación total de la mecánica de fluidos para comprender que el fluido debe forzarse a una presión suficiente para mantener los orificios de la piel abiertos durante el proceso de suministro [85], el pulso inicial del fluido debe alcanzar una profundidad suficiente para que no exista desvíos de la dosis fuera de la piel, y que la caída de presión sea rápida para no perforar músculos [95].

Proyectil/ depósito

Está es una técnica avanzada donde el fármaco se procesa en un depósito en forma de cilindro [85], el cual es suficientemente fuerte para perforar la piel y con una resistencia para permanecer alojado en el músculo, donde se libera de forma continua y periódica la medicina almacenada [87]. Se suministran en el músculo y se libera periódicamente en un depósito creado en el mismo [91] [92] [94].

1.5. Estado del arte

Existe un gran desarrollo en el área de investigación y comercial relacionada con dispositivos de auto inyección de medicamentos, por lo que a continuación se presenta una recopilación de los más destacados y sus respectivas características.

1.5.1. Dispositivos electrónicos con aguja

A la hora del tratamiento de patologías crónicas se requieren un control y adherencia de los tratamientos prescritos por el médico, para lo cual el diseño de dispositivos electrónicos de auto inyección se ha basado en estas características que brinden comodidad a un tipo de paciente [10]. Los dispositivos con características relevantes se presentan en forma de resumen en la siguiente sección y a continuación una tabla comparativa de los mencionados.

1.5.1.1. Sistema easypod de Saizen

Este dispositivo tiene varias características físicas las cuales se muestran en la figura 1.6, entre los cuales destaca su pantalla y comandos que ayudan al usuario a tener una mejor interacción con este. El dispositivo se ha usado para tratamientos relacionados con déficit de la hormona de crecimiento (r-hGH), está basada en la aplicación del IoT con capacidad de generar electrónicamente los datos acerca del suministro de las dosis a los pacientes, mismos que pueden ser monitorizados por los profesionales sanitarios [96].

Posee características como la dosificación preestablecida, ajuste de configuración de inyecciones, un sensor capaz de distinguir la piel del usuario configurado [97]. Además del monitoreo constante de variables como la hora, fecha, dosis en mg de cada inyección, detalles de la última inyección suministrada y dosis restantes del cartucho [97], que brindan simplicidad, comodidad en el paciente.

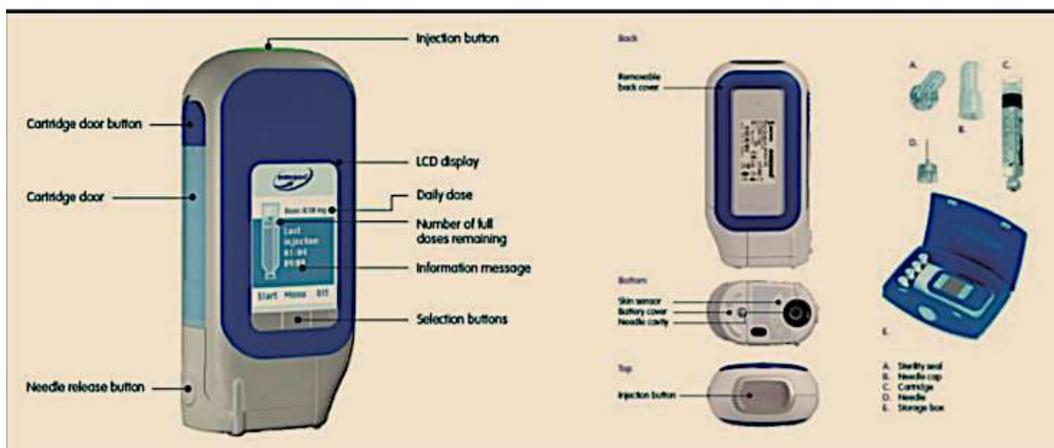


Figura 1.6: Componentes del dispositivo Easypod [10].

Así también, García [10] menciona que, por el diseño del dispositivo, el cual no permite la visualización de la aguja; genera seguridad y comodidad en los niños que usan este instrumento en los tratamientos. Mientras Dallaren [97] afirma que dicho dispositivo brinda la oportunidad de seleccionar la velocidad y la profundidad de la aguja.

1.5.1.2. Rebismart

El dispositivo electrónico, portátil para auto inyección multidosis se usa para la administración de Rebif en tratamientos de Esclerosis Múltiple [98], posee varias características mostradas en la figura 1.7, las cuales destacan al dispositivo entre los pacientes que la usan, el más importante es que no existe una visibilidad de la aguja [99], presenta un cartucho que contiene tres dosis de 44 mg [100], es posible configurar la profundidad, velocidad de la aguja y la inyección de manera independiente. También incorpora un registro de dosificación electrónico y un recordatorio de administración mediante el uso de una alarma [99].



Figura 1.7: Dispositivo Electrónico Rebismart [10].

1.5.1.3. Betaconnect

Usado para la autoadministración de Interferón beta 1-b en el tratamiento de la esclerosis múltiple [10]. En la figura 1.8 se muestra la estructura interna que usa este dispositivo para la administración de fármacos, la cual está basada en el mecanismo de inyección manual común pero a diferencia de modelos anteriores posee un sistema electrónico con una programación para el recordatorio de inyecciones a futuro, una batería recargable, un registro de inyecciones en forma de calendario que es almacenado en el dispositivo y un sensor que evita liberaciones involuntarias del fármaco [101].



Figura 1.8: Dispositivo Electrónico Betaconnect [10].

Posee variables configurables como la velocidad de inyección, la cual puede ser ajustada en tres configuraciones distintas, la profundidad y adaptabilidad de las preferencias del usuario en tres modos predeterminados [101].

1.5.1.4. Comparación de dispositivos electrónicos con aguja

En la tabla 1.1 que se muestra a continuación, se presenta el resumen de varios dispositivos de las dos últimas décadas, cada uno con sus respectivas características, aplicaciones, fabricante y otros datos considerados relevantes en el proceso de investigación.

Tabla 1.1: Principales dispositivos auto inyectables con aguja.

Dispositivo	Fabricante	Tipo de dispositivo	Dosificación	Vida del dispositivo	Aplicaciones
Autoinyector Alsuma	Meridian Medical	Autoinyector	Fija	Reutilizable	Supamitrán /Migraña
Autoject II	Owen Mumford	Autoinyector	Fija	Reutilizable	Glatiramero /Esclerosis
Betaconnect	Bayer	Autoinyector	Fija	Reutilizable	Interferón beta 1-b /Esclerosis múltiple
HumaPen Luxura HD	Eli Lilly	Pluma	Fija	Reutilizable	Insulina pediátrica /Diabetes
Humira	Abbvie	Pluma	Fija	Desechable	Adalimumab /Tipos de artritis
NovoLog FlexPen inyector	NovoNordisk	Pluma	Fija	Desechable	Insulina aspart /Diabetes
Physioject	Becton Dickinson	Autoinyector	Fija	Desechable	Abatacept Metrotexate Artritis
RebiSmart	EMD Serono Canada Inc.	Autoinyector	Fija	Reutilizable	Ifn-1a /Esclerosis múltiple
Smartject autoinyector	Centocot Biotech	Autoinyector	Fija	Desechable	Golimumab /Artritis
Saizen easypod system	Merck	Autoinyector	Variable	Reutilizable	Somatropin /Hormona del crecimiento
SurePal	Novartis AG	Pluma	Variable	Reutilizable	Omnitrope /Hormona de crecimiento
Twinject	Amedra Pharmaceuticals	Pluma	Fija	Desechable	Adrenalina

De esta tabla se puede recalcar aspectos como que todos sin importar el diseño poseen una aguja para suministrar el fármaco de manera invasiva, el método de dosificación en su mayoría es de manera fija, debido a que las dosis ya son preestablecidas por el médico dependiendo del fármaco, y aquellas que se consideran desechables son los dispositivos tipo pluma, ya que solo poseen un mecanismo de accionamiento único.

Sin embargo, hay que considerar que el campo de investigación de estos dispositivos crece exponencialmente a favor de mejorar la experiencia y la seguridad del paciente. Aportando funcionalidades adicionales como selección de dosis, dispositivos programables con memoria integrada, control de profundidad, velocidad y tiempo de inserción de la aguja e inyección [102]. Funcionalidades que se presentan enmarcadas en la siguiente sección.

1.5.2. Dispositivos electrónicos sin aguja

En el diseño de estos dispositivos autoinyectables hay que destacar la tecnología implementada para la administración de fármacos de tipo líquidos y sólidos en forma de polvo sin presencia de una aguja [71]. Estos requieren de una fuerza de accionamiento de tipo eléctrico, neumático o mecánico para administrar el fármaco a una determinada velocidad y tiempo.

1.5.2.1. Biojector 2000

Este es considerado un sistema de inyección de grado profesional y reconocido por la FDA para administrar inyecciones intramusculares, intradérmicas y subcutáneas de manera autorizada [71]. En pruebas realizadas a pacientes en condiciones de riesgo con VIH y hepatitis demostró ser seguro y exitoso. Este dispositivo mostrado en la figura 1.9, es energizado por un pequeño cartucho de CO₂ que administra entre 10 y 15 inyecciones [103] [104].



Figura 1.9: Dispositivo Biojector 2000 [94].

1.5.2.2. Vitajet 3

Presenta el diseño de la figura 1.10, el cual indica un sistema de inyección reusable para administrar insulina de manera sencilla, contiene boquillas desechables para seguridad y esterilidad de este. Además, permite inspeccionar la dosis antes y durante el proceso de administración por medio de su Crystal Check [105].



Figura 1.10: Vitajet 3 [71].

1.5.2.3. Madajet

Este dispositivo mostrado en la figura 1.11, es comúnmente usado para aplicaciones odontológicas, tiene una fuente de alimentación neumática para suministrar el analgésico [71]. Inyecta vía intradérmica un volumen de 0.1 cc por inyección a una profundidad de entre 4 y 5.5 mm, presenta un pistón y un resorte en su diseño que evita el uso de cartuchos de gas [106].



Figura 1.11: Madajet XL needle free injector [71].

1.5.2.4. Iject

El dispositivo presentado en la figura 1.12, es desechable ya que se encuentra precargado para un solo uso, está configurado para administrar hasta 1 ml de manera subcutánea e intramuscular. No requiere de piezas adicionales para su funcionamiento y aplicación, cuenta con un gatillo rotativo de 180 grados, la inyección es administrada mientras avanza el gatillo y la boquilla se encuentra sobre la piel del paciente [94].



Figura 1.12: Iject [94].

1.5.2.5. Comparación de dispositivos electrónicos sin aguja

En la tabla 1.2 que se muestra a continuación, se presenta el resumen de varios dispositivos de suministro de carga tipo líquido, cada uno con sus respectivas características, fabricante y otros datos considerados relevantes en el proceso de investigación.

Tabla 1.2: Principales dispositivos autoinyectables sin aguja.

Dispositivo	Fabricante	Tipo de carga	Mecanismo de actuación	Lugar de suministro	Comentarios
Medi-jector vision	Antares Pharma Inc.	Líquido	Resorte	Subcutáneo, Intramuscular, Intradérmico	Compatible con todos los tipos U-100 insulina
Biojector 2000	Bioject	Líquido	Gas comprimido	Subcutáneo, Intramuscular	Vacunación, CO2
Cool.click	Bioject	Líquido	Resorte	Subcutáneo	Dosificación variable
Depixol Depo injection	Lundbeck Limited	Deposito	Gas comprimido	Intramuscular	Utiliza gas comprimido
Iject	Bioject	Líquido	Gas comprimido	Subcutáneo, Intramuscular, Intradérmico	Utiliza gas comprimido
Injex30	Injex	Líquido	Resorte	Subcutáneo	Sistema doble de seguridad
Intraject	Weston medic	Líquido	Gas comprimido	Subcutáneo	Libera el fármaco en menos de 60 milisegundos
Madajet	Mada International	Líquido	Resorte	Intradérmico	Odontología
Penjet	Penjet corporation	Líquido	Gas comprimido	Subcutáneo, Intramuscular, Intradérmico	Bajo coste y fácil uso
Powderject system	Powderject pharmaceuticals	Polvo	Gas comprimido	Intradérmico	Utiliza helio como gas

CAPÍTULO II

2. METODOLOGÍA

En este capítulo se describe el proceso de investigación y aplicación tecnológica llevada a cabo para resolver un problema relacionado al ámbito de la salud, específicamente en la administración vía parental, a través del diseño de un dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.

2.1. Requerimientos

Los requerimientos necesarios para el desarrollo del dispositivo se obtienen al analizar los resultados obtenidos de la matriz QFD, la cual ha sido elaborada a partir de cada una de las especificaciones propuestas, para que el dispositivo cumpla con su objetivo principal, brinde una interacción deseable, cómoda y que satisfaga las necesidades del paciente.

2.1.1. Fijación del objetivo

¿Qué características debe reunir un dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales?

2.1.2. Voz del usuario

Después de conocer las necesidades básicas y específicas del usuario los resultados se plasman y se clasifican dando prioridad a las características principales. Es decir, lo que el dispositivo debe tener obligatoriamente.

Especificaciones que se clasifican en tres grupos según sus características: (usabilidad, desempeño y deseable). Las de usabilidad son aquellas que mejoran la interacción del cliente o paciente. Las de desempeño son aquellas que permiten que el dispositivo cumpla con su objetivo principal. Y las deseables, son aquellas que no influyen en el desempeño total del dispositivo pero que generan una satisfacción en el cliente.

- Que sea operable con una mano [Usabilidad]
- Que brinde seguridad al usuario [Desempeño]
- Que sea de fácil manejo para el usuario [Desempeño]
- Que brinde una precisión de administración [Desempeño]
- Que no presente visibilidad de aguja [Usabilidad]
- Que use software libre [Deseable]

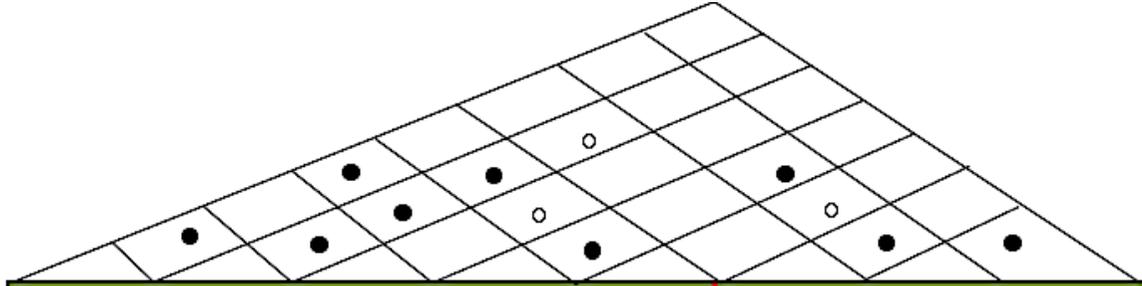
2.1.3. Voz del ingeniero

- Fuerza de accionamiento [N]
- Torque [Nm]
- Tiempo de suministro [s]
- Presión de suministro [Pa]
- Interacción con el usuario [Interacción con el usuario]
- Peso [kg]
- Materiales disponibles en el mercado [Componentes funcionales]
- Forma para colocar la carga médica [Capacidad de desmontaje]

Luego de definir los requerimientos de la voz del ingeniero se procede a elaborar la matriz QFD.

2.1.4. Diagrama de la función de calidad (QFD)

En la matriz QFD, tal y como se muestra en la figura 2.1, se procede a ubicar los pesos que tiene cada requerimiento, se analiza la relación que tiene con los demás y una valoración de cada uno, tomando en cuenta el producto a realizar.



		Parámetros de Técnicos												
		Positivo	1	2	3	4	5	6	7	9				
		Negativo	12,5%	22,9%	9,7%	21,3%	14,2%	7,9%	7,5%	4,0%				
Requisitos de Calidad Nivel 1	No	Requisitos del Calidad Nivel 2	Peso Ponderado	Fuerza de accionamiento	Torque	Tiempo de suministro	Presión de suministro	Interacción usuario	Peso	Material	Capacidad de desmontaje	Eval de clientes en %	Peso Ponderado	Eval ponderada
Proceso	1	Operabilidad	10,73		1	3	1	1	1		1	80%	10,73	8,59
	2	Control visual	9,69					1				80%	9,69	7,75
Diseño	3	Seguridad	14,92	3	3	1	3	3		3		60%	14,92	8,95
	4	Usabilidad	14,66	1	1	1		1	1		1	80%	14,66	11,73
	5	Precisión	14,14	3	9	1	9					100%	14,14	14,14
	6	Confort	13,09	1	1	1	1	3	1	1		60%	13,09	7,85
	7	Software libre	11,52									80%	11,52	9,21
	8	Portabilidad	11,26					1	3	1	1	80%	11,26	9,01
				Fuerza de accionamiento	Torque	Tiempo de suministro	Presión de suministro	Interacción usuario	Peso	Material	Capacidad de desmontaje			
Importancia técnica absoluta y relativa				114,9	210,5	89,0	195,8	130,4	72,3	69,1	36,6	77,5%	100,000	77,225
Dirección de Mejora				Mayor es mejor	Mayor es mejor	Menor es mejor	Mayor es mejor	Mayor es mejor	Menor es mejor	Menor es mejor	Mayor es mejor			

Figura 2.1: Matriz QFD.

Como resultado del QFD se muestra el nivel de importancia de cada requerimiento mencionado, se debe tener presente los requerimientos de mayor peso ya que estos son incondicionales para el desarrollo del dispositivo.

Al realizar el análisis a la matriz se puede determinar que los requerimientos con mayor importancia son:

- Torque con un 22,9 %.
- Presión de suministro con un 21,3 %.
- Interacción con el usuario con un 14,2 %.

El diseño y construcción del dispositivo debe basarse en estos 3 requerimientos ya que son los principales para el desarrollo de esta.

2.1.5. Diseño y Selección de Componentes del Dispositivo

Para el diseño del dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales, se han planteado los requerimientos mencionados con anterioridad y a partir de estos se hará de considerar que dicho instrumento sea fácil de instalar y usar para el usuario.

2.1.5.1. Análisis Funcional

A continuación, se define las funciones primarias y secundarias a las que está regido el dispositivo. Las funciones primarias, son aquellas que permiten que el producto cumpla el objetivo de forma exacta y precisa, mientras que las secundarias son las que permiten satisfacer las necesidades del usuario.

2.1.5.1.1. Diagrama Funcional del Dispositivo

En la figura 2.2 se presenta el diagrama de función principal donde se detalla los requerimientos mínimos necesarios para llevar a cabo la tarea del dispositivo a diseñar con las respectivas entradas y salidas.

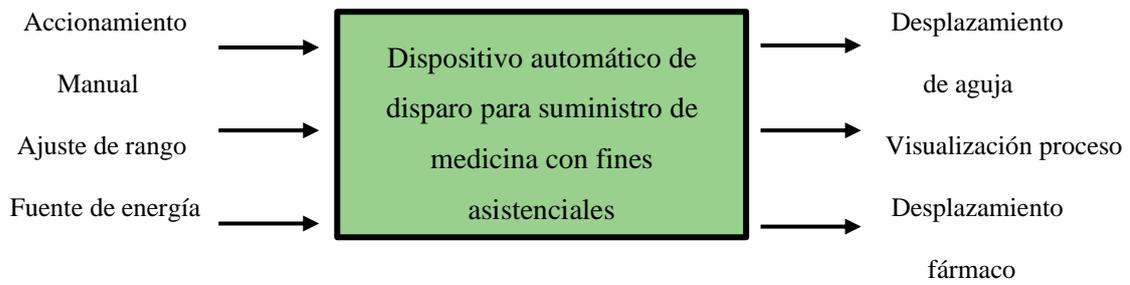


Figura 2.2: Diagrama Funcional.

Las I/O propuestas en el diagrama funcional han sido establecidas en base a las especificaciones del usuario y ha aquello que se desea obtener como resultado.

2.1.5.1.2. Descomposición Funcional del Dispositivo

Partiendo del diagrama funcional elaborado, se procede a desarrollar la descomposición funcional del mismo, se muestra en la figura 2.3 las funciones requeridas por el dispositivo a lo largo de su proceso de funcionamiento, y un detalle de cada una de estas presentadas en la tabla 2.1.

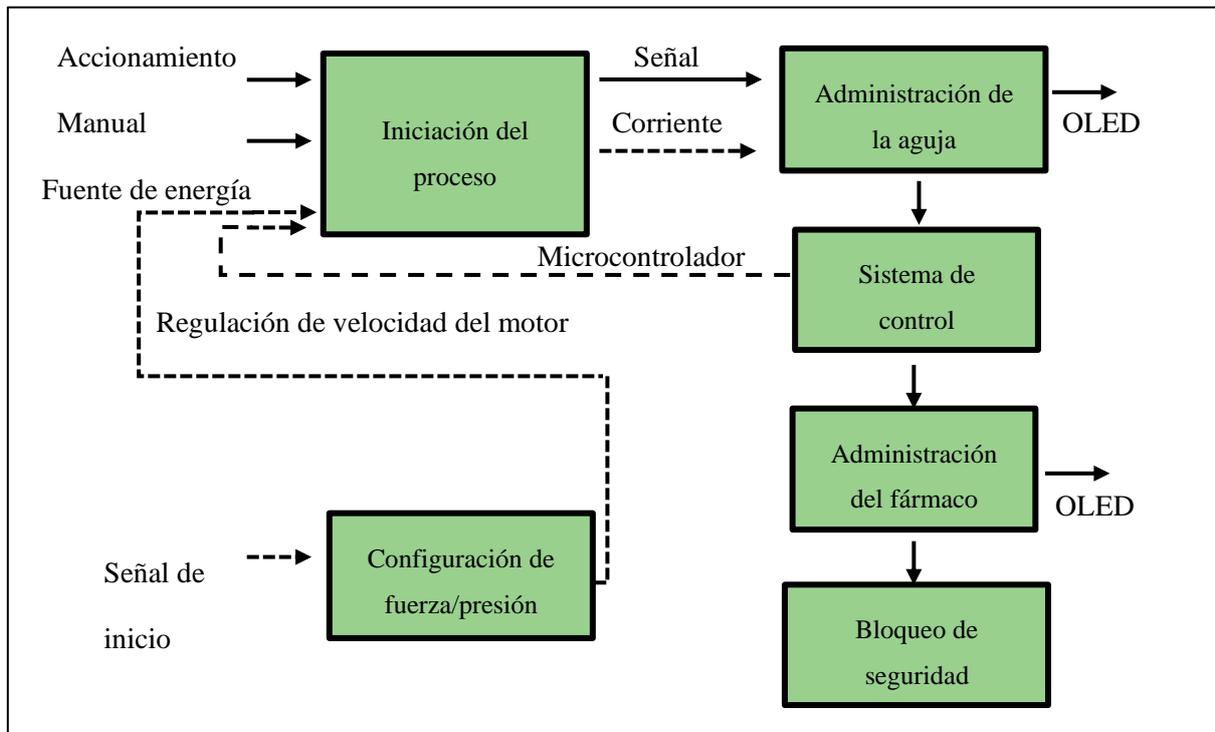


Figura 2.3: Descomposición Funcional.

Tabla 2.1: Descripción de las subfunciones de la descomposición funcional del dispositivo.

Función	Descripción
Configuración Fuerza/presión	Permite ajustar los valores de fuerza de administración de la aguja con el sistema de control implementado.
Iniciación del proceso	El sistema se ejecutará cuando se cumplan las condiciones de inicialización. (Suministro de energía, señal ingresada por el usuario, activación manual del proceso, señal del sensor)
Penetración de la aguja	Se realizará de acuerdo con las configuraciones iniciales recomendadas al usuario. Presenta un indicador para conocimiento del progreso de la administración.
Sistema de control	Implementación de un sistema de control de lazo cerrado, en el cual se regule la fuerza de transmisión de potencia generada por la velocidad de rotación del motor.
Administración del fármaco	El sistema permitirá al usuario suministrar el fármaco precargado una vez se haya cumplido la secuencia adecuada. Cuenta con un control visual para seguridad del usuario.
Bloqueo de seguridad	El dispositivo contará con un sistema de retorno automático una vez finalizado el proceso, de manera que el usuario no tenga contacto directo con la aguja en ningún momento.

2.2. Alternativas de diseño

Para la selección de la instrumentación se debe partir de las especificaciones requeridas, las cuales se han visto presentadas en la matriz QFD, y en base a esto seleccionar alternativas adecuadas para el cumplimiento del objetivo.

Es necesario analizar en el mercado los elementos existentes y necesarios para la implementación del dispositivo. A continuación, se detalla cada uno, dividiéndolos en actuador, sensor y sistema de transmisión de potencia.

2.2.1. Actuadores

En la tabla 2.2 se muestran un resumen de varias opciones de actuadores eléctricos capaces de proporcionar alta precisión y cumplir con la fuerza y par torsor mínimo que se han determinado en las secciones 3.2.1 y 3.3.1 respectivamente.

Tabla 2.2: Alternativas de actuadores.

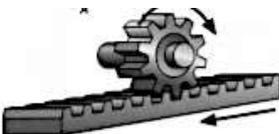
Actuador	Especificaciones	
Micro Servo SG90		<ul style="list-style-type: none"> • Torque: 1.2 kg/cm - 1.8 kg/cm • Velocidad funcionamiento: 0.12seg / 60° • Voltaje: 4.8 – 7.2 V • Corriente: 100 a 120 mA
Micromotor GA12-N20- 6V30		<ul style="list-style-type: none"> • Torque: 1 kg/cm - 10kg/cm • Velocidad funcionamiento: 30 RPM • Voltaje: 6 V • Corriente: 240mA
Micromotor GA12-N20- 12V100		<ul style="list-style-type: none"> • Torque: 2 kg/cm - 16kg/cm • Velocidad funcionamiento: 100 RPM • Voltaje: 12 V • Corriente: 70mA

2.2.2. Alternativas de Sistemas de Transmisión de Potencia

Es necesario analizar mecanismos de transmisión que permitan transformar el movimiento rotacional del motor en un movimiento de desplazamiento lineal, ya que para este proyecto es imprescindible que el émbolo de la aguja se desplace una distancia requerida.

Para lo cual se ha planteado la tabla 2.3, que es resumen de las características principales de los sistemas de transmisión, evaluados según su comportamiento por Díaz y Dorador [107].

Tabla 2.3: Mecanismos de Transmisión de movimiento giratorio en lineal [107].

Sistema de transmisión	Especificaciones
Tornillo-tuerca	 <ul style="list-style-type: none"> • Eficiencia máx.: 98 % • Resistencia mecánica: 5 • Precisión movimientos: 5 • Relación de transmisión: 360:1 • Continuidad en movimiento: 5 • Facilidad de ensamble: 4
Tornillo sin fin	 <ul style="list-style-type: none"> • Eficiencia máx.: 98 % • Resistencia mecánica: 5 • Precisión movimientos: 5 • Relación de transmisión: 360:1 • Continuidad en movimiento: 5 • Facilidad de ensamble: 3
Piñón-cremallera	 <ul style="list-style-type: none"> • Eficiencia máx.: -- • Resistencia mecánica: 5 • Precisión movimientos: 5 • Relación de transmisión: -- • Continuidad en movimiento: 5 • Facilidad de ensamble: 4

2.2.3. Alternativas de sistema de control

Para este es necesario colocar un sensor que permita medir la fuerza mínima requerida, que sea resistente a perturbaciones del medio, brinde precisión de medición con el mínimo rango de error posible y que se adapte al diseño 3D planteado. En la tabla 2.4 se presentan un resumen de dichos instrumentos compatibles con la función requerida.

Tabla 2.4: Alternativas de sensores.

Sensor	Especificaciones
Sensor de presión Df9-40	 <ul style="list-style-type: none"> • Tolerancia: 2% • Capacidad: 0.1N -100 N • Resolución: 2.5 % • Voltaje: 3.3 V • Tiempo de respuesta: <1 ms
Sensor de fuerza resistivo FSR402	 <ul style="list-style-type: none"> • Tolerancia: 2% • Capacidad: 0.2 N-20 N • Resolución: Continua • Voltaje: 5 V • Corriente: 1.7 mA • Tiempo de respuesta: 1 ms
Sensor de Fuerza Serie MicroForce FMA	 <ul style="list-style-type: none"> • Tolerancia: 10% • Capacidad: 25 N • Resolución: 2% • Voltaje: 5 V • Corriente: 2.8 mA • Tiempo de respuesta: 3 ms

2.3. Matriz Morfológica

En la tabla 2.5 se observa una matriz morfológica en la que se analizan las diferentes alternativas de solución, tomando a consideración la tabla 2.2, 2.3 y 2.4 para el desarrollo de un dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.

Tabla 2.5: Matriz morfológica del dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.

Componente	Alternativas		
	Alternativa A	Alternativa B	Alternativa C
Actuador	Servomotor SG90	Micromotor GA12-N20- 12V100	Micromotor GA12-N20- 6V30
Sistema de transmisión de potencia	Tornillo- tuerca	Tornillo sin fin	Piñón- cremallera
Sensor	Sensor de fuerza resistivo FSR402	Sensor de presión Df9-40	Sensor de Fuerza Serie MicroForce FMA

Solución A: Esta solución contiene al Micro Servomotor SG90, el cual tiene una alimentación de hasta 5V, este estaría acoplado a sistema de transmisión tornillo tuerca encargado de transformar la velocidad angular generada al desplazamiento lineal requerido de manera que desplace el mecanismo del émbolo de la aguja. Para la lectura de valores se tiene en cuenta el sensor de fuerza resistivo FSR402 con una resolución continua, un tiempo de respuesta máximo de 1 ms, mide hasta 20 N y tiene una tolerancia de medidas de 2%.

Solución B: Comprende a un Micromotor GA12-N20-12V100, el cual está integrado por un tornillo sin fin que con un mecanismo similar al anterior sistema de transmisión permitirá el desplazamiento lineal de la aguja con mayor eficiencia. Además, se tiene en cuenta el uso de un sensor presión Df9-40 que mide la deformación causada en la galga extensiométrica dando así lectura de hasta 100 N con una tolerancia del 2%.

Solución C: La alternativa presenta un Micromotor GA12-N20-6V30 de alto torque, por lo que tiene una velocidad de 30 RPM sumamente baja, para transmitir esta potencia se tiene en cuenta el uso del mecanismo de transmisión piñón-cremallera por su precisión y resistencia mecánica. Para medir se pretende usar el sensor de Fuerza Serie MicroForce FMA que tiene la capacidad de lectura de la Fuerza en función de la deformación con una velocidad de respuesta de 3 ms. Tiene la capacidad de medición de hasta máximo 25 N.

2.4. Selección de Alternativas

Para obtener la mejor alternativa del dispositivo se usa el método criterios ponderados, donde se realizará un análisis de las posibles soluciones. El método de criterios ponderados consiste en comparar cada uno de los componentes entre sí a través de tablas. Para lo cual se asignará los siguientes valores de importancia mostrados en la tabla 2.6. Hay que tener en cuenta que se analizará las filas con las columnas de cada una de las tablas en dicho orden.

Tabla 2.6: Valores de ponderación para el método de criterios ponderados.

Escala	Ponderación
Mejor	1
Igual	0,5
Peor	0

Se ha determinado los criterios cuantitativos de evaluación que permitirán la adecuada selección de cada uno de los componentes analizados, teniendo lo siguiente.

Para la selección del actuador:

- **Torque y fuerza:** Para el accionamiento del mecanismo del émbolo se requiere que la fuerza sea mayor a la fuerza de fricción entre los mecanismos asociados, y el torque debe ser el indicado para lograr el desplazamiento del mecanismo de transmisión.

- **Corriente nominal:** Es importante debido a que está relacionada directamente con la emisión de calor, y debido a esto es importante mantener la integridad de la pieza construidas por impresión 3D.

Para la selección del sistema de transmisión:

- **Precisión:** Funcionalidad para que el sistema de transmisión produzca movimiento.
- **Eficiencia:** Capacidad para transmitir el movimiento rotacional en lineal de manera adecuada.
- **Resistencia mecánica:** Capacidad para ejercer la función del mecanismo en condiciones óptimas.

Para la selección del sensor:

- **Resolución y sensibilidad:** Debido a que se requiere que el sensor sea lo suficientemente resistente a perturbaciones del medio, brinde precisión de medición con el mínimo rango de error posible.
- **Capacidad:** Rango de medición permitido dentro del diseño realizado.
- **Adaptabilidad:** Considerar que el sensor utilizado se adapte al diseño, es decir que sea de fácil instalación y acople al prototipo.

A partir de esto se sumará una unidad a los valores asignados por cada criterio de manera que no exista asignaciones nulas y así calcular los valores ponderados para cada criterio de manera respectiva. Hay que considerar que para obtener el factor de ponderación (FP) es a partir de la división entre la suma de cada fila y el total de la columna:

$$FP = \frac{\Sigma + 1}{\text{Total}}$$

2.4.1. Evaluación Del Peso Específico Para Cada Criterio

Tabla 2.7: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del actuador.

Criterio	Torque y Fuerza	Corriente nominal	$\Sigma+1$	FP
Torque y Fuerza	-	1	2	0,67
Corriente nominal	0	-	1	0,33
	Total		3	

Tabla 2.8: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del sistema de transmisión.

Criterio	Resolución y sensibilidad	Capacidad	Adaptabilidad	$\Sigma+1$	FP
Resolución y sensibilidad	-	0,5	1	2,5	0,42
Capacidad	0,5	-	1	2,5	0,42
Resistencia mecánica	0	0	-	1	0,17
Total				6	

Tabla 2.9: Evaluación del Peso Específico de cada criterio del sensor.

Criterio	Precisión	Eficiencia	Resistencia mecánica	$\Sigma+1$	FP
Precisión	-	0,5	0,5	2	0,42
Eficiencia	0,5	-	0,5	2	0,42
Resistencia mecánica	0,5	0,5	-	2	0,17
Total				6	

De manera respectiva que en la tabla 2.7, 2.8 y 2.9 se elaboró la evaluación de peso específico para cada uno de los criterios postulados, donde se obtuvo que el criterio de torque tiene la mayor ponderación en el análisis de los actuadores, en la selección del sistema de transmisión el factor principal a considerar es la precisión y eficiencia. Y finalmente, para seleccionar los sensores el criterio con mayor relevancia es la resolución y sensibilidad junto con la capacidad de medición del dispositivo.

Para la evaluación de cada uno de los criterios con las alternativas propuestas se deberá considerar que en el cálculo de peso de la opción (PO) de cada parámetro se utiliza la misma ecuación del factor de ponderación (FP).

2.4.2. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio de Torque y Fuerza del Actuador.

Tabla 2.10: Evaluación del Peso Específico del Criterio de torque y fuerza del actuador.

Torque y Fuerza	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	1	1	3	0,5
Solución B	0	-	0	1	0,17
Solución C	0	1	-	2	0,33
	Total			6	

Una vez analizado los datos de cada uno de los fabricantes, se ha obtenido en la tabla 2.10 que la mejor alternativa en cuanto a torque y fuerza es la solución A.

2.4.3. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Corriente Nominal del Actuador.

Tabla 2.11: Evaluación del Peso Específico del Criterio de corriente nominal del actuador.

Corriente Nominal	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	1	0	2	0,33
Solución B	0	-	0,5	1,5	0,25
Solución C	1	0,5	-	2,5	0,42
	Total			6	

Para esto se ha partido analizando los datos del fabricante de cada elemento, considerando que aquel que consuma menor corriente es el más indicado según este criterio. Teniendo así en la tabla 2.11 que la mejor opción es la solución C.

2.4.4. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Eficiencia del Sistema de transmisión.

Tabla 2.12: Evaluación del Peso Específico del Criterio de eficiencia del sistema de transmisión.

Eficiencia	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0,5	1	2,5	0,42
Solución B	0,5	-	1	2,5	0,42
Solución C	0	0	-	1	0,16
	Total			6	

En la tabla 2.12 se presenta que del análisis realizado la mejor opción en cuanto a la Eficiencia del sistema de transmisión teniendo que las soluciones A y B son las óptimas.

2.4.5. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Precisión del Sistema de transmisión.

Tabla 2.13: Evaluación del Peso Específico del Criterio precisión del sistema de transmisión.

Precisión	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0,5	0,5	2	0,33
Solución B	0,5	-	0,5	2	0,33
Solución C	0,5	0,5	-	2	0,33
	Total			6	

Al analizar la tabla 2.13 se muestra que del criterio precisión del sistema de transmisión donde cada una de las alternativas presentadas brindan la misma capacidad.

2.4.6. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Resistencia Mecánica del Sistema de transmisión.

Tabla 2.14: Evaluación del Peso Específico del Criterio resistencia mecánica del sistema de transmisión.

Resistencia mecánica	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0,5	0,5	2	0,33
Solución B	0,5	-	0,5	2	0,33
Solución C	0,5	0,5	-	2	0,33
	Total			6	

Al analizar la tabla 2.14 se muestra que la solución A, B y C son consideradas eficientes en cuanto a este criterio de selección.

2.4.7. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Resolución y Sensibilidad del Sensor.

Tabla 2.15: Evaluación del Peso Específico del Criterio de resolución y sensibilidad del sensor.

Resolución y sensibilidad	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0	1	2	0,33
Solución B	1	-	1	3	0,5
Solución C	0	0	-	1	0,17
	Total			6	

En la tabla 2.15 se presenta que del análisis realizado la mejor opción en cuanto a la resolución y sensibilidad es la alternativa B.

2.4.8. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Capacidad del Sensor.

Tabla 2.16: Evaluación del Peso Específico del Criterio uso del sensor.

Capacidad	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0,5	1	2,5	0,42
Solución B	0,5	-	1	2,5	0,42
Solución C	0	0	-	1	0,16
	Total			6	

Al analiza la tabla 2.16 se muestra que la solución A y B presenta un rango mayor en cuanto a capacidad de medición de fuerza.

2.4.9. Evaluación Del Peso Específico Del Criterio Adaptabilidad del Sensor.

Tabla 2.17: Evaluación del Peso Específico del Criterio adaptabilidad del sensor.

Adaptabilidad	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	PO
Solución A	-	0,5	0,5	2	0,33
Solución B	0,5	-	0,5	2	0,33
Solución C	0,5	0,5	-	2	0,33
	Total			6	

De la tabla 2.17 se presenta que las alternativas que cada una de las soluciones son adaptables al diseño en igual capacidad.

2.4.10. Cálculo de la Tabla de Conclusiones

Tabla 2.18: Cálculo de la Tabla de conclusiones del actuador.

Criterio	Fuerza y torque	Corriente nominal	Σ	Prioridad
Solución A	0,34	0,11	0,45	1
Solución B	0,11	0,09	0,2	3
Solución C	0,22	0,13	0,35	2

Tabla 2.19: Cálculo de la Tabla de conclusiones del sistema de transmisión.

Criterio	Precisión	Eficiencia	Resistencia mecánica	Σ	Prioridad
Solución A	0,13	0,18	0,06	0,37	1
Solución B	0,13	0,18	0,06	0,37	2
Solución C	0,13	0,07	0,06	0,26	3

Tabla 2.20: Cálculo de la Tabla de conclusiones del sensor.

Criterio	Resolución y sensibilidad	Capacidad	Adaptabilidad	Σ	Prioridad
Solución A	0,13	0,17	0,06	0,36	2
Solución B	0,21	0,17	0,06	0,44	1
Solución C	0,08	0,07	0,06	0,21	3

Una vez realizada la evaluación a través del modelo de pares ponderados, se ha determinado los valores mostrados en las tablas 2.18, 2.19 y 2.20. Obteniendo así que los dispositivos con la mayor ponderación son aquellos pertenecientes a la solución A, para la selección del actuador y sistema de transmisión. Mientras que para la selección del sensor la opción B es la óptima para la función requerida.

2.5. Consideraciones de diseño

El dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales tendrá un sistema de regulación de fuerza mínima de 1,2 N, a partir de esto es necesario calcular la velocidad angular del motor y el tipo de jeringa que se debe usar para conseguir los factores de operación deseados.

Este trabajo parte de la medición con un Vernier de las dimensiones de una jeringa de 5ml, comúnmente de uso intramuscular, con la finalidad de diseñar un mecanismo de desplazamiento para esta y calcular la velocidad de inyección en función de los valores de sección transversal y caudal de la jeringa.

A continuación, en la figura 2.4 se observa un esquema seccionado de la jeringa, obtenido de los planos de la sección Anexos, donde se presentan las partes consideradas esenciales para el proceso, y con ello se ha determinado las respectivas medidas que se encuentran mostradas en la tabla 2.16. Donde la longitud total de la jeringa con el émbolo es su máxima elongación, así como la longitud final, que es la distancia mínima existente entre la lengüeta y la base del émbolo.

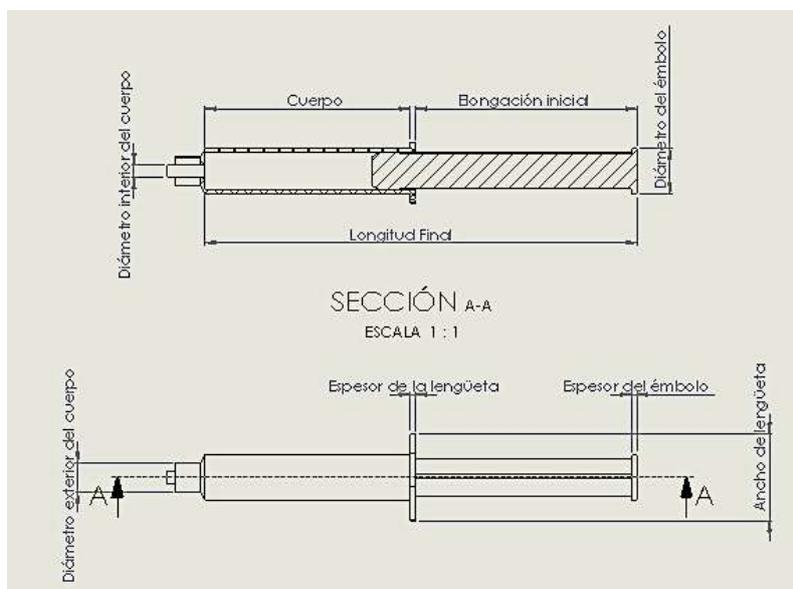


Figura 2.4: Esquema de partes de una jeringa.

Tabla 2.21: Dimensiones tomadas de jeringa comercial de 5 ml.

Dimensiones	
Diámetro exterior	9,1 mm
Diámetro interior	4,1 mm
Longitud de cuerpo	61,9 mm
Ancho de lengüeta	26,8 mm
Espesor de lengüeta	1,6 mm
Elongación inicial	65,2 mm
Elongación final	13 mm
Diámetro del émbolo	13,6 mm
Espesor del émbolo	1,5 mm
Longitud total	127,6 mm

2.6. Diseño conceptual del prototipo

Teniendo ya seleccionado el sistema de transmisión de potencia, sistema de control, actuador y sensor necesarios para cumplir con el objetivo propuesto, se continua con la realización del diseño conceptual del prototipo.

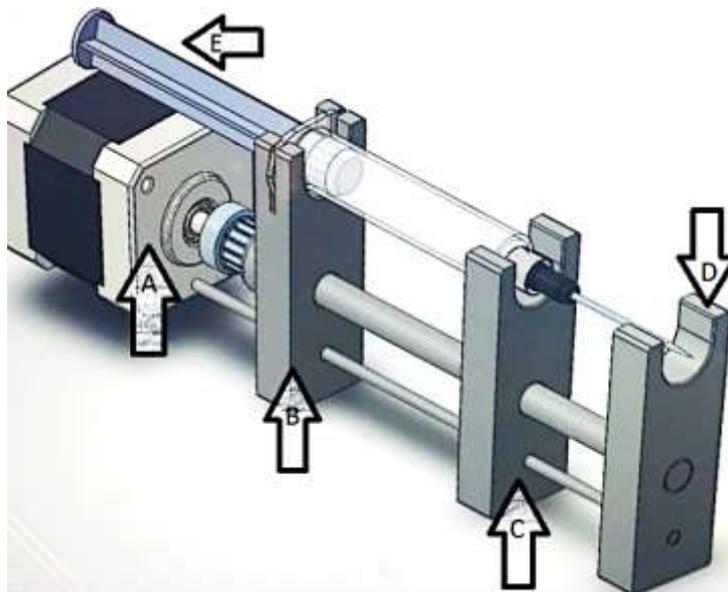


Figura 2.5: Diseño conceptual del prototipo.

En la figura 2.5 se presenta el prototipo base para el diseño del dispositivo, de este se destacan los cuatro componentes principales de la estructura.

- A. Sistema de transmisión compuesto por un motor eléctrico y tornillo sin fin.
- B. Soporte móvil que desplaza linealmente la aguja.
- C. Soporte fijo límite del desplazamiento.
- D. Límite del dispositivo de inyección.
- E. Soporte del émbolo de la jeringa.

Con las especificaciones de diseño mecánico y a partir del diseño conceptual planteado, se elaboró las piezas con un software de modelado mecánico. Elementos que posteriormente serán impresos en 3D con Tereftalato de Polietileno con una modificación de glicol (PETG).

2.6.1. Fuerza mínima para administración de aguja

La fuerza axial para el suministro debe ser suficiente para superar la fuerza de fricción entre la superficie del dispositivo y de la jeringa. Para calcularla se determinó la presión mínima de contacto con la piel determinada en la sección 1.3.4.1, y el área de contacto de la aguja 23 G, la cual es obtenida de la norma internacional para agujas [108].

A través de la ecuación (1) se procede a determinar la fuerza mínima requerida por el actuador en el cumplimiento de la funcionalidad esperada.

$$F_{\min} = PA \quad \text{ecuación (1)}$$

donde:

F_{\min} = Fuerza mínima [N]

P = Presión mínima [Pa]

A = Área de contacto [m²]

Sin embargo, a la fuerza calculada se debe considerar la aplicación de la carga que tendrá el mecanismo móvil encargado del desplazamiento de la aguja, el cual se calcula mediante la ecuación (2).

$$m_{\text{soporte}} = V_{\text{soporte}} \times \rho_{\text{PETG}} \quad \text{ecuación (2)}$$

donde:

$$m_{\text{soporte}} = \text{Masa [kg]}$$

$$V_{\text{soporte}} = \text{Volumen [m}^3\text{]}$$

$$\rho_{\text{PETG}} = \text{Densidad [m}^3\text{/kg]}$$

Y finalmente, la fuerza total necesaria para lograr el desplazamiento del soporte de la aguja de la jeringa será la sumatoria de la fuerza mínima con la fuerza de gravedad del soporte.

$$F_{\text{total}} = F_{\text{min}} + m_{\text{soporte}} \times g \quad \text{ecuación (3)}$$

donde:

$$F_{\text{total}} = \text{Fuerza total [N]}$$

$$F_{\text{min}} = \text{Fuerza mínima [N]}$$

$$M_{\text{soporte}} = \text{Masa [kg]}$$

$$g = \text{Gravedad [9,81 m}^2\text{/s}^2\text{]}$$

2.6.2. Mecanismo de Transmisión de Potencia

En un actuador electromecánico lineal se usa como medio accionante un motor, el cual genera un movimiento rotacional y posteriormente se vuelve lineal, para transmitir dicho movimiento se usa diferentes tipos de mecanismos como caja de engranajes, correa dentada, piñón-cremallera, un tornillo sin fin, entre otros [109].

Para este trabajo se ha utilizado un tornillo sin fin de acero inoxidable (AISI 304) 8 mm de diámetro y paso 2 mm, el cual se conecta mediante un acople flexible al motor seleccionado. Dicho tornillo girará por acción del motor y contendrá una tuerca que se desplazará por dicho tornillo empujando la carga en la dirección establecida por el giro del motor [110].

2.6.3. Torque requerido del sistema

Un factor importante en la selección de un motor para el sistema indicado es el cálculo de torque necesario, lo que se determina a partir de la ecuación (4), donde se relaciona la fuerza que se necesita para rotar el eje del motor con la distancia a dicha aplicación.

$$T = F \times d \quad \text{ecuación (4)}$$

donde:

T = Torque [Nm]

F = Fuerza [N]

d = distancia [m]

Sin embargo, en este caso es necesario considerar de manera adicional el torque mínimo que debe aplicar el motor al tornillo, para lo cual se ha utilizado la ecuación (5) [111].

$$T_{\text{émbolo}} = \frac{P \, dp \times (\mu \pi \, dp + L \times \cos \alpha)}{2 \times (\pi \, dp \cos \alpha - \mu L)} + \mu_c P \frac{dc}{2} \quad \text{ecuación (5)}$$

donde:

$T_{\text{émbolo}}$ = Torque mínimo requerido [Nm]

P = Carga axial aplicada [N]

dp = Diámetro de paso del tornillo [m]

L = Paso de rosca [m]

dc = Diámetro medio de la tuerca hexagonal [m]

μ = Coeficiente de fricción de roscas lubricadas (0.15)

α = Ángulo de cuerda ACME ($2\alpha = 29$)

2.6.4. Velocidad lineal para administración de la aguja

El cálculo del avance lineal del tornillo sin fin se determina mediante la ecuación (6) con los datos del paso del tornillo seleccionado y el número de paso por revolución del motor.

$$V_{a \text{ tornillo}} = \frac{L}{t} \quad \text{ecuación (6)}$$

donde:

L = Distancia a recorrer por la tuerca [mm]

t = Tiempo que la tuerca tarde en recorrer L [s]

Va_{tornillo} = Velocidad de avance lineal del tornillo [mm/s]

2.6.5. Velocidad angular del motor

En la selección del motor se debe considerar la potencia mecánica necesaria en Watts para que la carga establecida se desplace. Para su cálculo se usa la ecuación (7).

$$P = \frac{F \times d}{t} \quad \text{ecuación (7)}$$

donde:

P = Potencia mecánica [W]

F = Carga aplicada [N]

d = Distancia [m]

t = Tiempo [s]

Conocida la potencia máxima y el torque mínimo para que el motor funcione en estado óptimo, se procede a obtener el valor de velocidad angular por medio del uso de la ecuación (8), ya que este influye en la capacidad de acción del motor.

$$P = T \times \omega \quad \text{ecuación (8)}$$

donde:

P = Potencia [W]

T = Torque mínimo requerido [Nm]

ω = Velocidad angular [rad/s]

Con este dato se obtiene la velocidad angular equivalente por medio de la ecuación (9), donde se relaciona la velocidad de avance, el número de entradas y el paso del tornillo.

$$\omega_{eq} = \frac{V_a \text{ tornillo} \times 60}{p \times e} \quad \text{ecuación (9)}$$

donde:

ω_{eq} = Velocidad angular [rpm]

$V_a \text{ tornillo}$ = Velocidad lineal del tornillo [mm/seg]

p = Paso del tornillo [mm]

e = Número de entradas del tornillo

Finalmente, establecida la velocidad angular en función de la potencia como la calculada con anterioridad, se determina una velocidad angular equivalente como se muestra en la ecuación (10).

$$\omega_{total} = \omega + \omega_{eq} \quad \text{ecuación (10)}$$

2.6.6. Fuerza mínima para administración de fármaco

Adicional al cumplimiento del objetivo principal, se ha considerado en el diseño del dispositivo la fuerza de accionamiento del émbolo de la jeringa. Teniendo así que según [112] la

fuerza de inyección líquida en una jeringa con aguja y cilindro newtoniano se puede estimar a partir de la deducción [113] de la ecuación (11) de Poiseuille.

$$F_e = \frac{32 \times D^2 \times L}{d^4} \times Q \times \eta \quad \text{ecuación (11)}$$

donde:

F_e = Fuerza necesaria para la inyección [N]

D = Diámetro de la jeringa [m]

L = Longitud de la aguja [m]

Q = Caudal de fluido [m^3/s]

η = Viscosidad dinámica [Pa.s]

d = Diámetro de la aguja [m]

Se considera que la jeringa para inyección intramuscular utiliza una aguja intradérmica 23 G. Además, para fines prácticos se estima que la viscosidad dinámica de un fluido es igual a la del agua con $8,91 \times 10^{-4}$ Pa.s.

Para el cálculo del caudal del fluido se toma en cuenta el volumen de la jeringa. Según [114] se debe administrar este tipo de inyecciones a una velocidad de 10 segundos por mililitro, recomendando 1 minuto como tiempo ideal para soluciones de 5 ml.

2.7. Diseño CAD de los elementos a utilizarse

Para el diseño CAD se partió del modelo comercial de la jeringa de 5ml y se elaboró con ayuda de software elementos con distintas funciones que ayudarán al cumplimiento del objetivo, entre esas funciones están elementos de soporte o sujeción, desplazamiento o guía del mecanismo, estructura general y carcasa exterior del prototipo.

A continuación, se presenta y explica cada uno de los elementos diseñados con sus respectivos planos de construcción, Anexo A.

2.7.1. Estructura general del prototipo

La estructura general del prototipo mostrado en la figura 2.6 está constituido por la tapa, la cual a su vez se subdivide en dos: (A) una parte fija, donde se encuentra colocado la pantalla OLED y (B) una parte desmontable donde se coloca la jeringa de 5ml. La abertura en la tapa permite al usuario tener un control visual del contenedor de la jeringa.

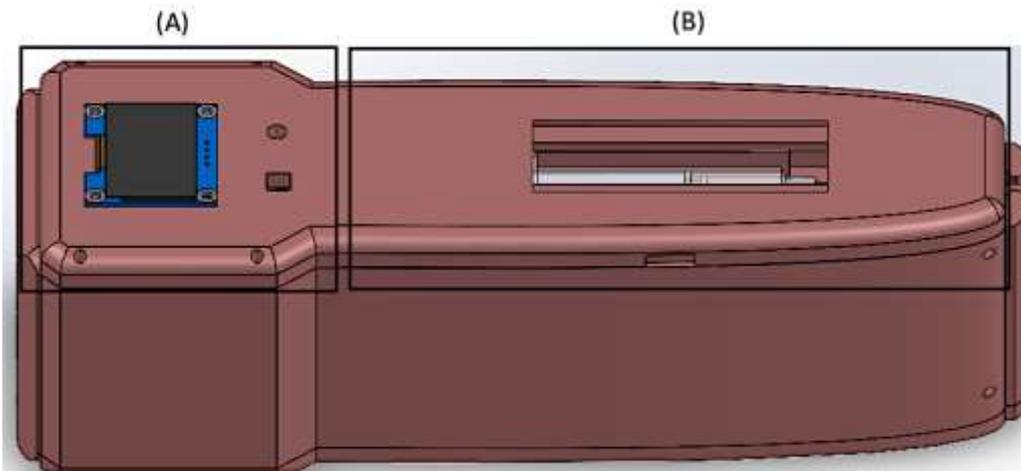


Figura 2.6: Estructura general del prototipo.

Las partes laterales, frontal, posterior del dispositivo son desmontables y ajustadas mediante tornillos al mecanismo de la figura 2.7. Se ha realizado esta estructura desmontable para facilitar el mantenimiento y a su vez reducir el tamaño

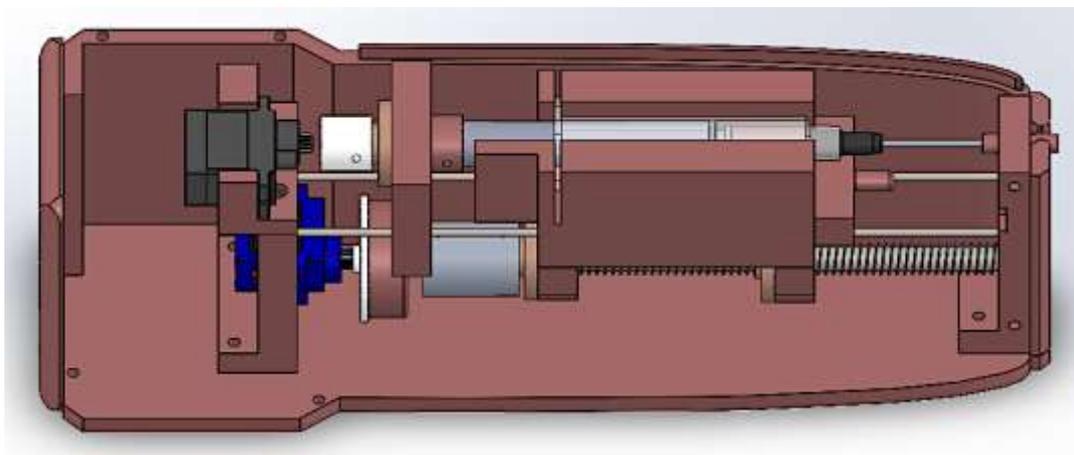


Figura 2.7: Estructura interna del prototipo.

2.7.2. Mecanismo de disparo

Es la parte encargada de desplazar el mecanismo móvil a través del accionamiento del servomotor, el diseño de esta pieza permite colocar de manera manual la inyección de 5 ml. En

la figura 2.8 se tiene el diseño elaborado en software de modelado mecánico a partir de PTEG, donde se presenta soportes de acoplamiento al eje, y en la parte frontal un mecanismo en forma de T que ejercerá una determinada fuerza sobre el sensor al momento de impacto.

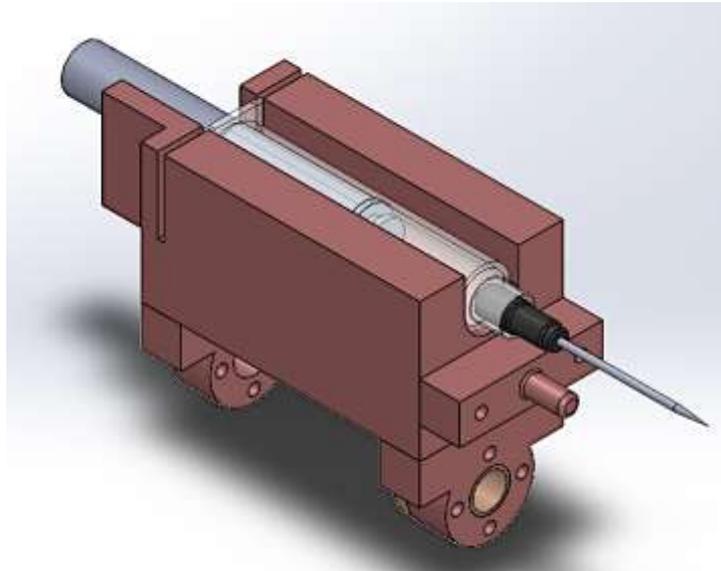


Figura 2.8: Mecanismo de móvil de la jeringa.

2.7.3. Soporte del sensor

El soporte mostrado en la figura 2.9 se coloca en la parte frontal del dispositivo, ha sido diseñado de manera que se acople a la estructura principal mediante tornillos y a su vez sujete a las tapas laterales de la estructura. Dentro de este bloque se introduce el sensor FSR402 y un rodamiento para evitar el desgaste del tornillo sin fin del mecanismo de rotación.

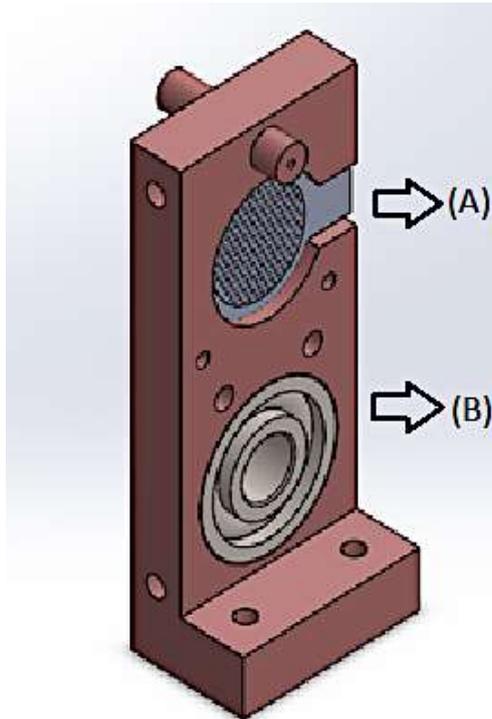


Figura 2.9: Soporte. (A) Sensor de fuerza. (B) Rodamiento 8mm.

2.7.4. Soporte del servomotor SG90

El servomotor de la figura 2.10 se colocará sobre la base, este se encuentra ajustado al tornillo sin fin mediante dos elementos, un acople flexible de 8 a 8 mm de acero inoxidable y el otro que ha sido diseñado a medida para transmitir la potencia del servomotor al eje sin inconvenientes. Además, el soporte posee en su parte superior dos guías de acero inoxidable para evitar desplazamientos no lineales en el mecanismo.



Figura 2.10: Sistema de transmisión de la jeringa.

2.7.5. Soporte del émbolo

De manera adicional, se ha diseñado el mecanismo mostrado en la figura 2.11, el cual posee el mismo tornillo de potencia y tuerca, este se encarga del accionamiento del émbolo de la jeringa, acoplándose al vástago con un servomotor de 180° modificado para giro continuo lo que provoca un desplazamiento lineal a través de las guías del mecanismo principal.

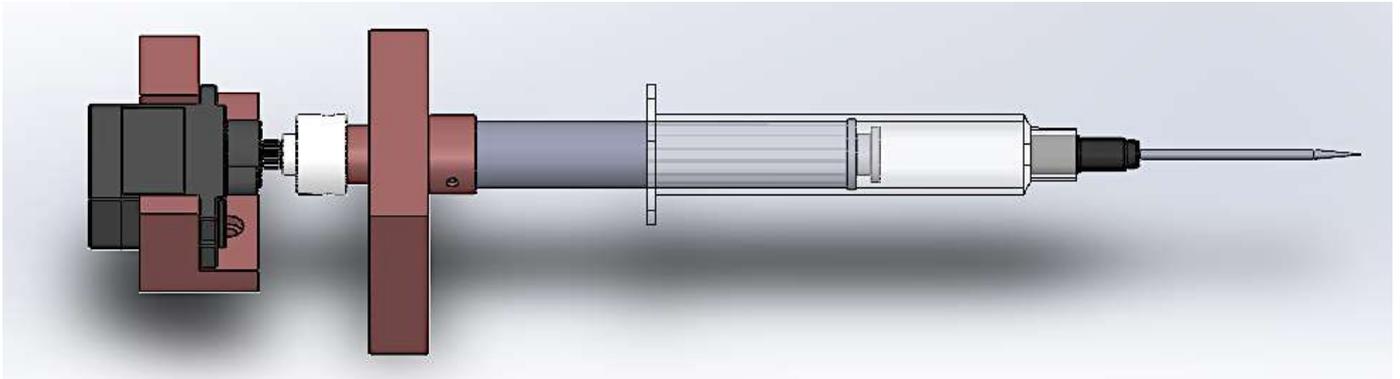


Figura 2.11: Sistema de transmisión del émbolo.

2.8. Implementación de la estrategia de control

A continuación, se detalla el sistema de control para el diseño del dispositivo, los métodos y programación usados en el microcontrolador, diseño de conexiones de la instrumentación y placa electrónica del sistema planteado.

2.8.1. Sistemas de control aplicados en servomotores

En el campo del control y la automatización existen diversas estrategias para llevar a cabo la lectura, proceso y salida de datos según lo requerido. Previo a la selección de una de estas, se analiza las estrategias de control en lazo abierto y control en lazo cerrado.

2.8.2. Control en lazo abierto

Dicho sistema de control utiliza un actuador para obtener una respuesta deseada, este no presenta retroalimentación [115]. Es decir, cada entrada referencial tiene asignada una condición única operativa y la precisión del sistema es dependiente del factor de calibración [116].

Este tipo de sistemas se caracteriza por lo siguiente:

- Su sencillez y fácil definición.
- Estabilidad dependiente de perturbaciones.
- Sin retroalimentación.

2.8.3. Control en lazo cerrado

A diferencia del anterior, este sistema de control utiliza una medida como salida real que se evalúa y compara con una señal deseada [115]. Dicha comparación de la señal de entrada y la de retroalimentación se conoce como error de actuación y se suelen usar para reducir el error de un sistema [116].

Requiere un proceso complejo de monitoreo, producciones de grandes proporciones o percepciones de gran velocidad y otras características como:

- Su complejidad y gran cantidad de parámetros.
- Estabilidad ante perturbaciones en el sistema.
- Retroalimentación.

2.8.4. Selección de la Estrategia de Control

En el dispositivo automático de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales, la implementación de un sistema de control de lazo cerrado es óptimo, ya que el objetivo principal es el de monitorear la señal de salida del sensor instalado en el prototipo en función de la velocidad del actuador. En la figura 2.12 se presenta un esquema general de los componentes que conforman el sistema de control lazo cerrado.

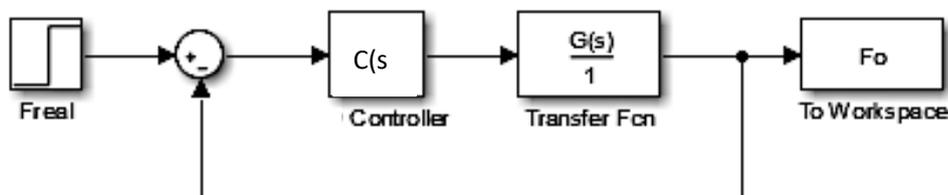
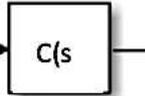
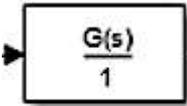
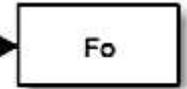


Figura 2.12: Diagrama de bloques del Sistema de Control.

En la tabla 2.22 se tiene la asignación respectiva de cada uno de los bloques, los cuales constituyen el proceso del sistema de control mostrado en la figura 2.12.

Tabla 2.22: Asignación de Bloques del Sistema de Control.

Bloque	Asignación
 Freal	Señal de entrada: la fuerza deseada para suministro de la aguja.
 Sumador	Sumador: compara la señal obtenida del sistema con la ingresada por el usuario
 Controller	Controlador PI: método de control para alcanzar el valor de fuerza deseada con disminución de ruido.
 Transfer Fcn	Función de transferencia: modelo matemático para funcionamiento del sistema
 To Workspace	Señal de salida: respuesta corregida obtenida del sistema.

Este sistema está compuesto por el microcontrolador Arduino nano que tiene toda la programación y control de los instrumentos, un micro Servomotor SG90 de 1,8 kg.cm acoplado al tornillo sin fin, un sensor FSR402 de señal análoga que produce una respuesta resistiva proporcional a la fuerza aplicada sobre él.

2.8.5. Diseño de la estrategia de control

En esta sección se presenta los esquemas eléctricos y conexiones diseñadas acorde a cada etapa de control del sistema.

2.8.5.1. Fuente de alimentación

Se necesita que se genere 5V para el correcto funcionamiento de los sensores, servomotor y OLED instalados.

En este caso es suficiente el uso de una fuente de 5V para el funcionamiento de servomotores y sensores, fuente que puede ser externa o su vez la que provee el microcontrolador. En la figura 2.13 se muestra un esquema para una fuente de alimentación de 5V.

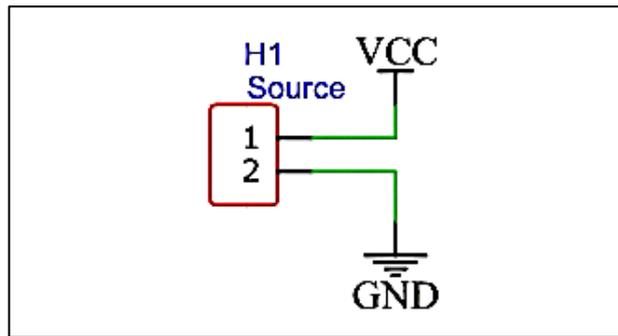


Figura 2.13: Conexión para fuente de alimentación externa del microcontrolador.

2.8.5.2. Conexión de sensores

Para la etapa de control se debe considerar por una parte la conexión del sensor de fuerza FSR402 que determinará la fuerza con que el mecanismo se desplaza, así como del final de carrera que influye en el método de bloqueo del dispositivo, a través de la inversión de giro del servomotor luego de cumplir con los parámetros establecidos.

El sensor de fuerza requiere una conexión como la mostrada en la figura 2.14, uno de sus pines va conectado directamente al voltaje de alimentación del controlador y el otro pin tiene una conexión a una resistencia R2 de 10 Kohm en serie a GND con una derivación al pin de entrada análogo (A0) para lectura de los valores por parte del Arduino Nano.

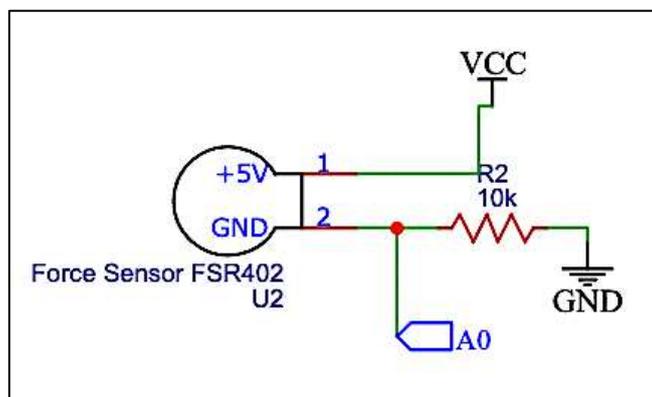


Figura 2.14: Conexión del sensor de fuerza.

Para el caso del fin de carrera se ha considera el mech Endstop V1.2 que trabaja con un voltaje de 5V, para su conexión se tiene en cuenta tres cables: la fuente de alimentación, GND y el pin digital (A2) necesario para el controlador. En la figura 2.15 se muestra un circuito eléctrico

para la conexión directa al Arduino Nano, se usa una conexión pull up con la fuente y R1 es 10 Kohm, el conmutador representa al fin de carrera y en la figura 2.16 el esquema eléctrico de las conexiones de la placa.

El uso de este sensor como placa integrada diseñado por Makerbot Industries, ha facilitado el límite del diseño en espacio y elementos, puesto que tiene integrado el circuito del final de carrera filtrado.

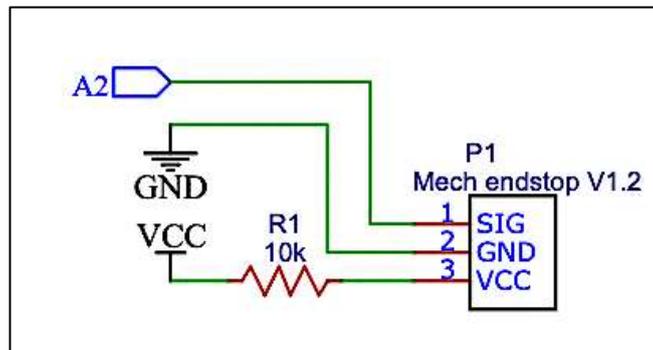


Figura 2.15: Conexión fin de carrera.

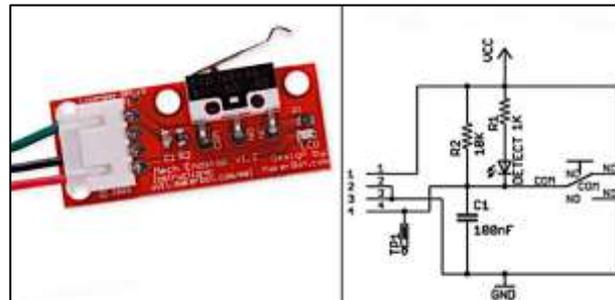


Figura 2.16: Esquema interno de fin de carrera.

2.8.5.3. Conexión de los servomotores y OLED

El diseño del accionamiento del sistema se basa en la transformación del movimiento rotacional en lineal, para esto se ha utilizado un micro servomotor SG90 de rotación continua el cual tiene tres cables, uno va conectado a la fuente 5V del Arduino Nano, otro a un pin de salida analógica (D5) y el final a GND, tal y como se muestra en la figura 2.17.

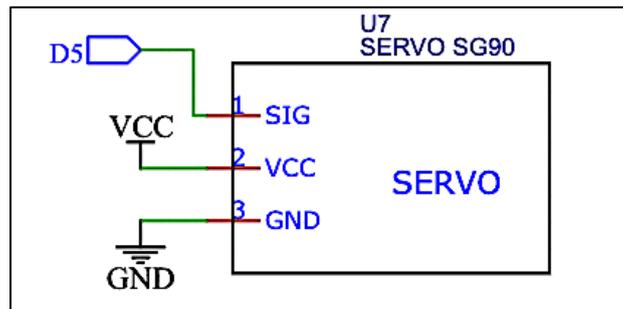


Figura 2.17: Conexión Arduino nano con SG90.

Se ha propuesto para la parte de control del émbolo usar un servomotor de 180 grados modificado, el cual se conecta de similar forma que el antes mencionado, en la figura 2.18 se da a conocer el diagrama de conexión del servomotor con el controlador por medio del pin de salida analógico (D9).

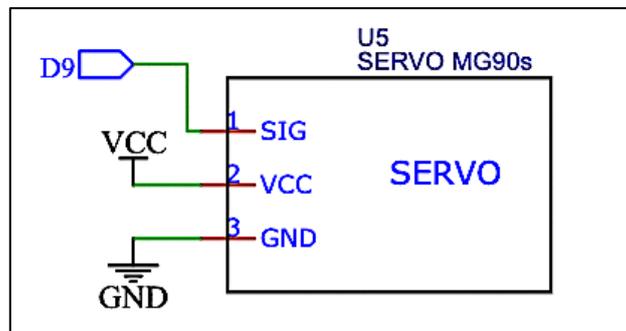


Figura 2.18: Esquema de conexiones Servomotor MG90S.

Además, la comunicación de la pantalla OLED y el otro microcontrolador Arduino Nano se realiza por el protocolo I2C, está conectado a VCC, GND y a los puertos analógicos A4 y A5 que representan los pines SDA y SCL respectivamente.

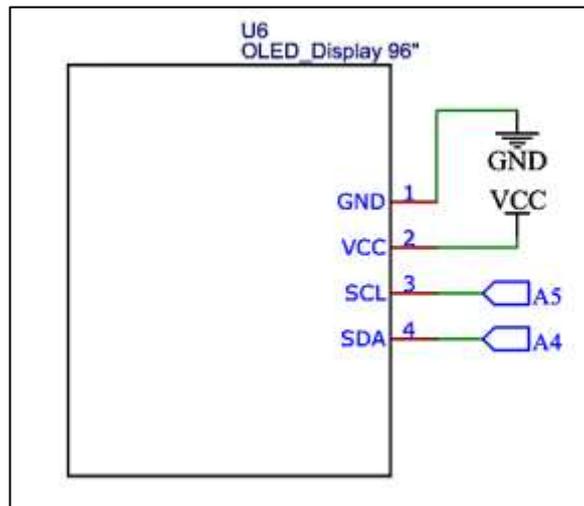


Figura 2.19: Esquema de conexiones OLED 96”.

2.8.6. Consideraciones y esquema de conexiones del Microcontrolador

En la tabla 2.23 se muestra la corriente de funcionamiento en el uso de cada uno de los componentes considerados en la elaboración del dispositivo de disparo para suministro de medicina con fines asistenciales.

Tabla 2.23: Corriente consumida por cada elemento del sistema.

Elemento	Corriente máx. (mA)	Pines Microcontrolador
Sensor Fuerza FSR402	1,7	VCC ,GND, A0
Micro Servo SG90	100	VCC, GND,D5
Servomotor MG90S	100	VCC, GND, D9
Mech Endstop V1.2	0,5	VCC, GND, A2
Pantalla OLED 96”	1,72	VCC ,GND, A4,A5
Otros	20	
Total	223,92	

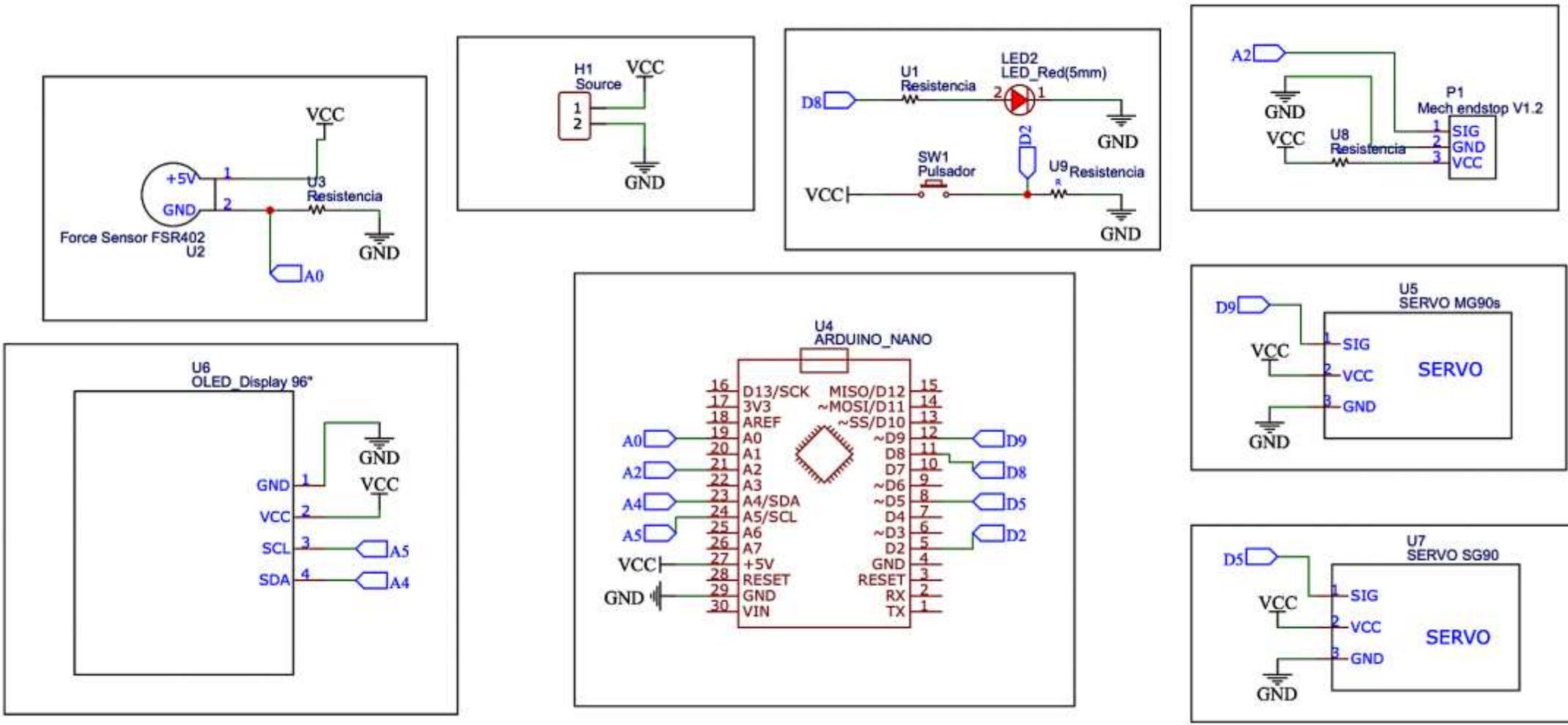


Figura 2.20: Esquema general de conexiones.

De dicha tabla se obtiene que la corriente total en los pines VCC y GND es de 223,92 mA. Sin embargo Arduino Nano tiene la capacidad de trabajar hasta 500 mA siendo así un rango de corriente aceptable para el funcionamiento adecuado de los instrumentos seleccionados.

En la figura 2.20 se muestra el esquema general de los elementos electrónicos que conforman el sistema. Anexo B.

2.8.7. Diseño PCB

Posterior a realizar el esquema de cada componente es necesario elaborar un diseño de la placa del circuito, esto por medio de cualquier software de diseño PCB, obteniendo así el diseño mostrado en la figura 2.21 y en el Anexo C.

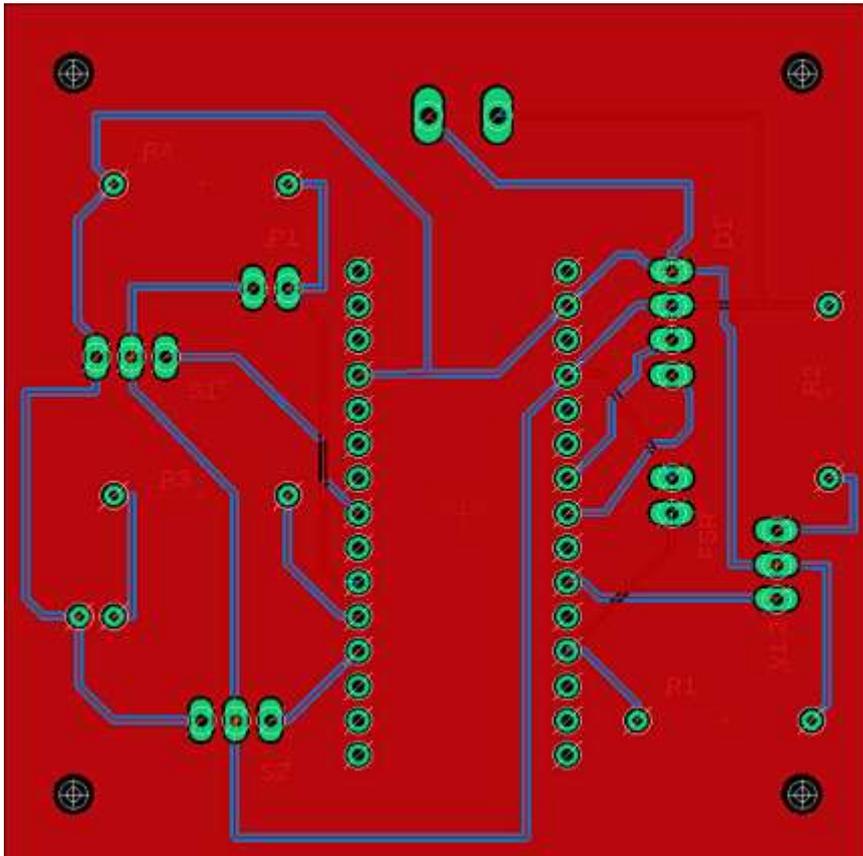


Figura 2.21: Rutas del PCB

2.8.8. Consideraciones de Batería

A la hora del diseño de un dispositivo portable un punto importante a considerar es la capacidad de la batería, y a su vez variables que afecten dicha capacidad, como son la corriente de consumo de cada elemento presentada en la tabla 2.23, teniendo un total de consumo de 204 mA aproximadamente.

Con el valor total de corriente consumida, se aplica la ecuación (12) donde se obtendrá el valor de corriente necesaria durante un intervalo de tiempo específico.

$$C = i * T \quad \text{ecuación (12)}$$

donde:

C = Capacidad de amperios hora [Ah]

i = Corriente que necesita el dispositivo [A]

T = Tiempo en horas de funcionamiento óptimo [h]

Si se considera la anterior ecuación y se reemplaza los valores conocidos del sistema, se determina la capacidad de corriente por hora mostrada a continuación.

$$C = 224 \text{ [mA]} * 1 \text{ [h]}$$

$$C = 224 \text{ [mAh]}$$

Adicionalmente, en la selección de una batería es necesario considerar el factor de descarga según la ecuación (13), para lo cual se toma en cuenta el criterio de que las descargas no deben ser completas, es decir que el consumo de dicho elemento sea del 80 %, alargando la vida útil.

$$C_{\text{real}} = \frac{C}{F} \quad \text{ecuación (13)}$$

donde:

$C_{real} = \text{Capacidad de amperios hora considerando factor de descarga [Ah]}$

$C = \text{Amperios hora [A]}$

$F = \text{Factor del descarga [\%]}$

Reemplazando los valores para un funcionamiento por hora con una carga de la batería mínima del 20 % se obtiene el siguiente valor:

$$C_{real} = \frac{224 \text{ mAh}}{0,8}$$

$$C_{real} = 280 \text{ mAh}$$

2.8.9. Diseño del software de control

Para este trabajo se realizó un código de programación estructurado, el cual consta de diferentes etapas o subfunciones que permitirán el cumplimiento del objetivo principal del dispositivo. Para esto se ha usado la interfaz de programación del software del microcontrolador Arduino Nano, donde se han incluido librerías de la tabla 2.24.

Tabla 2.24: Librerías usadas por el microcontrolador.

Librería	Descripción
<code>#include <Tiny4kOLED.h></code>	Librería de Stephen Denne, usado para que microcontroladores como Arduino nano usen comunicación i2C con un OLED, y un almacenamiento de búfer doble en pantallas de 32 píxeles de altura.
<code>#include <Servo.h></code>	Esta librería permite el control de servomotores con funciones como: <code>attach()</code> , <code>write()</code> , <code>read()</code> , <code>attached()</code> , <code>detach()</code> , <code>writeMicroseconds()</code> .

Las variables utilizadas en el desarrollo del programa son las mostradas en la figura 2.22, donde las dos primeras representan la entrada analógica del sensor de Fuerza FSR y el final de carrera respectivamente.

Así mismo, la entrada digital que representa un led indicador del proceso, y variables a las cuales se les ha asignado valores de almacenamiento requeridos durante el proceso. La variable estado permite el cambio de ciclos, controlando el procedimiento de inyección de manera repetitiva.

```
const int analogin = A0;//entrada FSR
const int value =A2;//Entrada Final de carrera
const int ledPin=8;// Variable del led
const int Pin=2;//Variable del pulsador

//Inicialización de variables

int valor =0;//almacena lecturas FSR
int out;//almacena lecturas FSR mapeadas
int estado=0;// contador de cambio de ciclos

Servo servo1;// control de servo SG90
Servo servo2;// control de servo MG90s
```

Figura 2.22: Variables del programa general.

2.8.9.1. Diseño del programa principal

En esta sección se tiene la estructura de control lógico llevado a cabo para el cumplimiento del objetivo del prototipo planteado. Teniendo así el diagrama de flujo de la figura 2.23, donde se muestra de manera detallada las secuencias del programa junto con su codificación.

La lógica de control usada para elaborar tanto el diagrama de flujo como el código de programación se ha subdivido en cuatro partes principales, cada una de ellas denotada con un color específico.

Teniendo así el bloque de color azul, donde se presenta la inicialización de los pines del microcontrolador asociados con la instrumentación y una parte de ciclo continuo que tendrá la función de mostrar un mensaje de bienvenida en la OLED y encender un indicador led.

La parte de color verde, luego de haber recibido la señal de interrupción proveniente del switch físico tiene el objetivo de llevar a cabo toda la secuencia principal del dispositivo, la que se cumplirá de acuerdo con el estado adecuado de los sensores y temporizadores. Dentro de este bloque se ha considerado dos subfunciones: la primera encargada del giro inicial del servomotor de rotación continua y el segundo llamado paro que permite la lectura de los datos del sensor FSR y mostrarlos en la pantalla OLED.

Finalmente, el bloque de color amarillo se encargará del control de giro del servomotor de 180 grados, objetivo que se realizará según las condiciones establecidas. Mientras el bloque de color morado funciona como retorno del ciclo a estados iniciales de los actuadores y sensores, previo al reinicio del ciclo continuo. Todo este código se encuentra en el Anexo D.

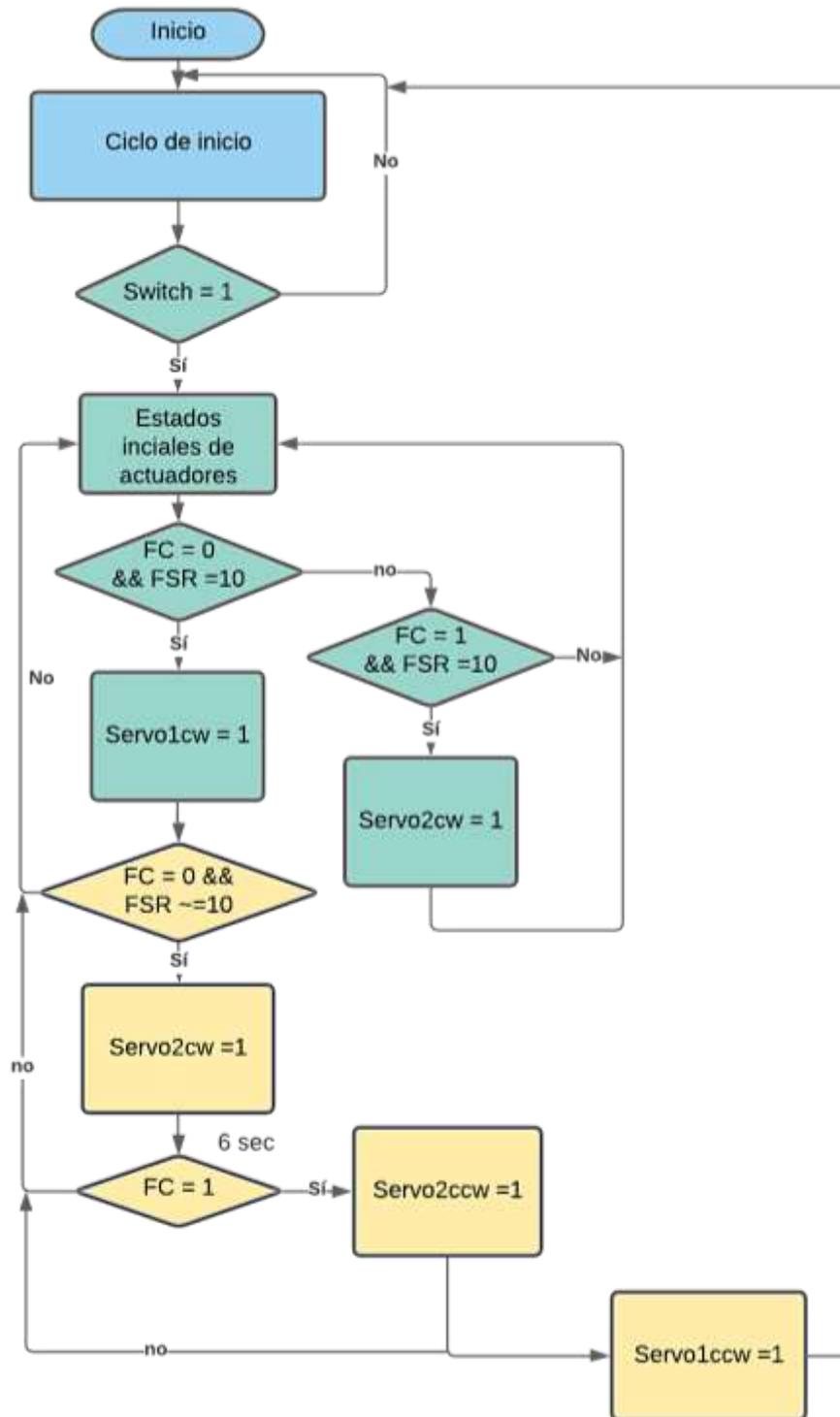


Figura 2.23: Diagrama de flujo general.

2.9. Diseño de la Interfaz de Usuario

Al realizar una interfaz de usuario hay que tomar en cuenta el medio de transmisión de datos, ya que la computadora se comunica con la placa Arduino Nano mediante el puerto serial al igual que la pantalla OLED de 96'', por lo que no se pueden usar con simultaneidad. En el proyecto realizado se usó una OLED como una interfaz más sencilla montada sobre el prototipo.

Pese a esto para el diseño de la interfaz se ha considerado el uso del entorno de Matlab para creación de aplicaciones, la cual permite la distribución de los componentes visuales de una interfaz gráfica junto con la programación de comportamiento de una app. Todo esto haciendo uso de la extensión App Designer con la licencia académica de dicho software.

Teniendo así que mediante la utilización de las herramientas para graficar, mostrar valores o cambiar estados, todos los elementos montados sobre un menú, obteniendo la HMI mostrada a continuación.

En la figura 2.24 se tiene el menú principal con los datos informativos del dispositivo, el control de encendido del dispositivo, un apartado de visualización del proceso de inyección y suministro; así como un botón de ayuda que abre un documento con instrucciones de uso del dispositivo.



Figura 2.24: Pantalla de inicio de la interfaz.

En la figura 2.25 se ha desarrollado un control mediante un botón que accede a leer los datos tomados por el sensor de fuerza en tiempo real, dichos datos serán mostrados dentro de un cuadro de texto y ordenados en función del tiempo en la pestaña de compartir valores. Se tiene la presencia de un indicador luminoso que reafirma el proceso de adquisición y un manómetro que se modifica según dichos datos.



Figura 2.25: Pantalla de lectura de Fuerza.

Se organizó los datos medidos de acuerdo con su tiempo respectivo mediante un arreglo, que posteriormente se asignó a la tabla ordenada de la figura 2.26, con las 50 muestras requeridas. Se tiene dos botones para compartir dicha tabla en formato xls o txt, según la preferencia del usuario.



Figura 2.26: Datos obtenidos a exportar.

De la figura 2.27 se aprecia que se tiene dos lectores analógicos que determinan la velocidad de funcionamiento programado en ambos sentidos.



Figura 2.27: Monitoreo de velocidad de servos.

2.10. Fabricación de piezas Impresas 3D

En la fabricación de piezas necesarias como soportes y acoples entre instrumentos se ha seleccionado el material PETG, cuya resistencia a la tensión es 47,3 MPa y un módulo de Young de 2,59 GPa. Además, este tiene buenas propiedades de aislamiento térmico y eléctrico [117].

2.10.1. Consideraciones de Diseño

Para la elaboración de las piezas impresas en 3D se procedió a diseñar los elementos mediante software CAD, dividiéndolas en cuatro agrupaciones principales. En la tabla 2.25 se presenta las consideraciones del diseño para cada grupo.

Pieza	Consideraciones de diseño
Soporte de montaje del micro Servo SG90.	Debido a que el servomotor permanece fijo se coloca un soporte a la base del dispositivo mediante cuatro tornillos que permiten el ensamble. Se tiene piezas de apoyo para el servo como: el cabezal de rotación diseñado y un elemento de unión de este con el acople flexible del tornillo sin fin.
Soporte móvil de aguja	La zona superior se ajusta al cuerpo de la inyección de 5ml. En la parte inferior se ha diseñado unas camisas tipo chumacera que ajusten el mecanismo y con las tuercas del tornillo de 8 mm.
Soporte límite y émbolo	La parte frontal que actúa como soporte final de la jeringa y es donde se encuentra colocado el sensor de presión FSR402, el rodamiento de 8 mm. La parte posterior que hace de soporte del servomotor MG90s, estos se ajustan tanto a la cubierta lateral, inferior y superior del dispositivo.
Cubierta exterior	Diseñado de manera parcial para aprovechar cada uno de los espacios y que el cuerpo sea estético, es una cubierta desmontable que facilita el mantenimiento y reemplazo de instrumentación.

Tabla 2.25: Consideraciones de diseño de piezas 3D.

2.10.2. Consideraciones de Impresión 3D

Para la impresión de las piezas modeladas en software se ha utilizado la técnica de impresión aditiva por extrusión de filamento mediante el uso de Matter Control, donde se ha considerado un porcentaje de 25% de relleno para las piezas, temperaturas de calentamiento, adición de soportes en determinadas superficies. De los modelos 3D se obtuvo el código G respectivo y se realizó la impresión a una calidad media de 200 micras.

2.11. Protecciones del dispositivo

Hay que tener en cuenta factores que eviten el contacto directo de los usuarios, así como el daño de los dispositivos eléctricos y electrónicos, todo esto mediante el uso de materiales aislantes y protección de circuitos ante fugas y sobrecargas.

En la cuestión de daños en el organismo de una persona basta con una corriente pequeña en escala de microamperios, por lo que se debe considerar precauciones que aseguren una correcta puesta a tierra del dispositivo [118].

En un circuito eléctrico o electrónico el cual vincula a seres vivos con cables activos o fallas como sobrecargas debe existir una conexión de puesta a tierra con impedancia baja, o a su vez un medio conductor relativamente grande que reemplace la tierra [119].

Normalmente en este contexto se usan dispositivos de protección que limiten los picos de sobrecarga entre los conductores y la tierra, este sistema comúnmente conocido como sólidamente puesto a tierra se usa en bajo voltaje [120].

Sin embargo, el uso de aisladores es estrictamente reservado para aplicaciones de campo industrial y control de motores [121] y para este caso donde se usan componentes que no requieren una alta capacidad de corriente como este prototipo, ya que se alimenta con una fuente ya regulada de 5V, son despreciables factores como sobrecargas. Aunque se considera la protección de los dispositivos electrónicos como el microcontrolador con instrumentos donde la corriente fluye en un solo sentido (Zener u optoacopladores), y mediante el uso de normas encargadas de la protección de circuitos impresos como la IPC 2221.

Dicha norma en especial la categoría B, es considerada genérica en el diseño de PCBs con los respectivos esquemas, su clasificación, características térmicas, eléctricas, conexiones y conectividad. Donde lo que se hace relevancia es que los elementos electrónicos se separan según su función, y que la distancia de ruteo entre elementos con voltaje a menor a 15 V es de 0,22 mm

de distancia entre dichos elementos y un ancho de pista máximo de 0,25 para elementos de 0,3 A [122].

En el caso de fugas de corriente se ha tenido en cuenta que tanto los dispositivos eléctricos como aquellos materiales metálicos conductores (Tornillo sin fin, guías) se encuentren protegidos y no expuestos al contacto con el usuario por medio de un material aislante.

Por esto se ha usado el material aislante, conocido como copoliéster PETG cuya resistencia superficial oscila entre $9,30e + 14$ ohms-cm y es considerado como un buen aislante con una resistividad eléctrica de $5,34e + 14$ ohms-cm [117].

CAPÍTULO III

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.1. Diseño final del prototipo

El diseño final del dispositivo automático se muestra en la figura 3.1, donde se aprecian los cambios con respecto al diseño conceptual propuesto, manteniendo el uso de componentes de soporte y movilidad de la jeringa de manera lineal. Los planos del prototipo elaborado se encuentran en el Anexo A.

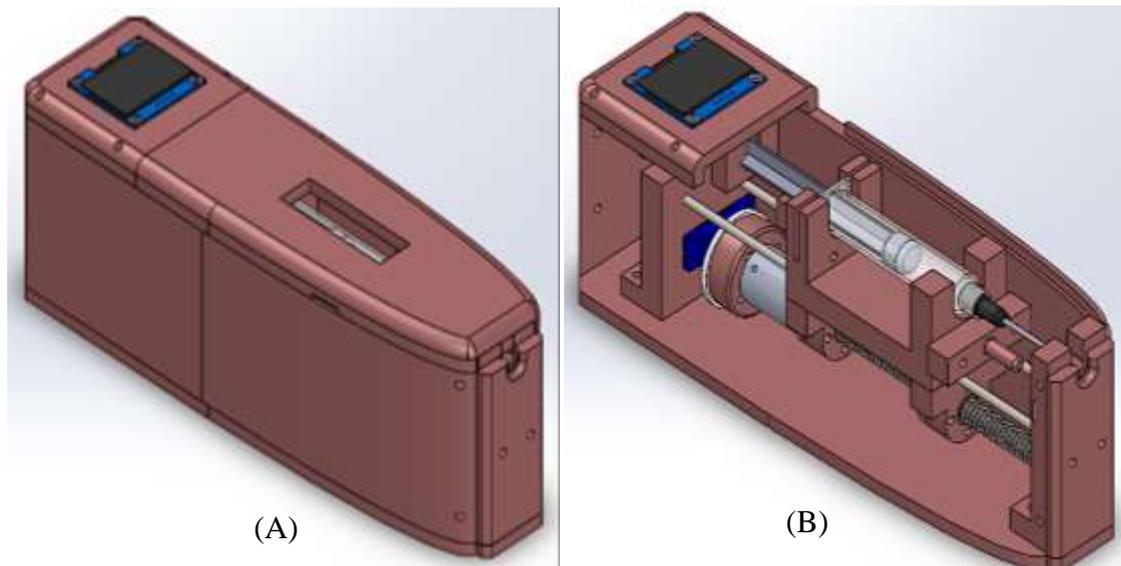


Figura 3.1: (A) Vista Isométrica del Prototipo Final. (B) Vista Isométrica con cubierta lateral y superior desmontada.

3.2. Sistema de transmisión

3.2.1. Fuerza mínima para administración de aguja

Como se ha definido en la sección 2.6.1 la fuerza mínima requerida para desplazar la aguja a través de la piel viene dada por la ecuación (1). Dado que el módulo de elasticidad de la piel humana es de 60 kPa aproximadamente, y que el radio de la aguja 23 G para administración intramuscular es de 0,3 mm, se ha obtenido el siguiente valor.

$$F_{\min} = (60000 \text{ Pa}) \times (\pi \times (0,0003 \text{ m})^2) = 1,9 \text{ mN}$$

$$F_{\min} \approx 17 \text{ mN}$$

Siendo así que se necesita una fuerza mínima proveniente del motor seleccionado de 17 mN.

Así mismo, hay que considerar el cálculo de la fuerza de gravedad existente en el soporte diseñado para la aguja, por lo que se parte determinando el volumen de la pieza 3D obtenida en el Software de modelado mecánico y la densidad del material a usar, en este caso PTEG.

$$m_{\text{soporte}} = 91,49 \text{ cm}^3 \times 1,25 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3} = 114,4 \text{ g} \approx 115 \text{ g}$$

$$m_{\text{soporte}} = 0,12 \text{ kg}$$

Con estos datos se estima con la fórmula ecuación (3) que la fuerza total necesaria para la selección de la instrumentación es la siguiente.

$$F_{\text{total}} = 17\text{mN} + (0,12 \text{ kg}) \times \left(9,81 \frac{\text{m}^2}{\text{s}} \right) = 1,19 \text{ N}$$

$$F_{\text{total}} = 1,2 \text{ N}$$

3.3. Transmisión de potencia

3.3.1. Torque del motor

Definido el tornillo sin fin en la sección 2.6.2. se utilizó un paso de 2 mm, en base a la ecuación (5) se calcula el torque mínimo para que se logre el desplazamiento del mecanismo de administración de la aguja.

$$T_{\text{émbolo}} = \frac{1,2 \text{ N} \times 0,052 \text{ m} \times (0,15 \times \pi \times 0,052 \text{ m} + 0,002 \text{ m} \times \cos 14,5^\circ)}{2 \times (\pi \times 0,052 \cos 14,5^\circ - (0,15 \times 0,002 \text{ m}))} + 0,15 \times 1,2 \text{ N} \times \frac{0,085 \text{ m}}{2}$$

$$T_{\text{émbolo}} = 12,8 \text{ mNm} \approx 13 \text{ mNm}$$

De manera que se ha obtenido que el dispositivo deberá tener un torque mínimo de 13 mNm para lograr que se transmita la potencia a la aguja.

3.3.2. Velocidad lineal del émbolo

Para determinar datos como el tiempo y la velocidad de avance del husillo, se considera los datos experimentales obtenidos por Rodríguez [123], donde se menciona que para calibres de aguja de entre 17 y 23 G con profundidad de hasta 30 mm se ha obtenido una velocidad de penetración de 100 mm/min.

Usando la ecuación (6) y teniendo en cuenta la velocidad de avance mencionada, se procede a obtener el tiempo de penetración en función de la distancia requerida.

$$1,67 \text{ mm/seg} = \frac{25 \text{ mm}}{t}$$

$$t = 14,97 \text{ s} \approx 15 \text{ s}$$

3.3.3. Velocidad angular del motor

El valor de potencia mecánica necesaria para que el motor trabaje en estado óptimo, usando la ecuación (7) y considerando una carga de 1.2 N obtenida de la sección 3.2.1. y que la distancia de recorrido debe ser la profundidad de la aguja 23 G, es decir 25 mm en un tiempo de quince segundos aproximadamente.

$$P = \frac{1,2 \text{ N} \times 0,025 \text{ m}}{15 \text{ s}}$$

$$P = 2 \text{ mW}$$

Con el valor de potencia calculado y el torque mínimo requerido para desplazar la carga de 13 mNm se procede a determinar la velocidad angular despejando la ecuación (8).

$$\omega = \frac{2 \text{ mW}}{13 \text{ mNm}}$$

$$\omega = 0,15 \frac{\text{rad}}{\text{s}} = 1,4 \text{ rpm}$$

A este valor se sumará la velocidad angular determinada a partir de la velocidad lineal del husillo considerada en la sección 3.3.2., y la ecuación (9).

$$\omega_{eq} = \frac{1,67 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \times 60}{2 \text{ mm} \times 4}$$

$$\omega_{eq} = 12,52 \text{ rpm}$$

Y si se suma las velocidades angulares obtenidas como se indica en la ecuación (10), se obtiene que la velocidad angular total es la siguiente.

$$\omega_{total} = 1,4 + 12,52 = 17,5 \approx 18 \text{ rpm}$$

3.3.4. Fuerza mínima para administración de fármaco

Tomando en cuenta lo antes mencionado en la sección 2.6.2. y aplicando la ecuación (11) se ha obtenido el valor de la fuerza necesaria para empujar el émbolo del dispositivo de manera lineal.

$$F_e = \frac{32 \times (0,0136 \text{ m})^2 \times (0,025 \text{ m})}{(0,006)^4} \times (0,0833 \frac{\text{m}^3}{\text{s}}) \times (0,00084 \text{ Pa} \cdot \text{s})$$

$$F_e = 7,98 \text{ N} \approx 8 \text{ N}$$

Se debe considerar una fuerza mínima de 8 N para suministrar el fármaco con éxito en el usuario.

3.4. Análisis estático del modelo CAD

Este análisis de fuerza se realiza para verificar la integridad estructural del prototipo frente a los esfuerzos que se someterán las piezas principales del dispositivo de inyección. Esto asumiendo que el torque generado por los actuadores se transmite directamente a las piezas sin consideración de ningún tipo de pérdida en el sistema.

Se omite el análisis de las fuerzas de fricción entre el tornillo y la tuerca, los mecanismos de acople al sistema de transmisión, la guía colocada para direccionamiento del mecanismo y de la propia jeringa sobre las piezas en contacto.

3.4.1. Análisis del mecanismo de disparo

Se asigna el material correspondiente a cada una de las piezas que se utilizaron dentro del análisis de esfuerzos, en su mayoría los materiales son PTEG, acero inoxidable usado en guías y tornillo, bronce en las tuercas del tornillo. Las propiedades mecánicas de estos materiales son asignadas de manera automática por la librería del software que permite este análisis.

Una vez hecho esto se procede a colocar la geometría fija en la base del dispositivo, una carga de 1,2 N en dirección de avance de la jeringa y la fuerza de la gravedad en sentido normal. Con esto se realiza un mallado sólido, con un factor intermedio, ratio de 1,4 mm y tamaño de elementos de 2,25 mm, obteniendo así lo mostrado en la figura 3.2 con ayuda del software.

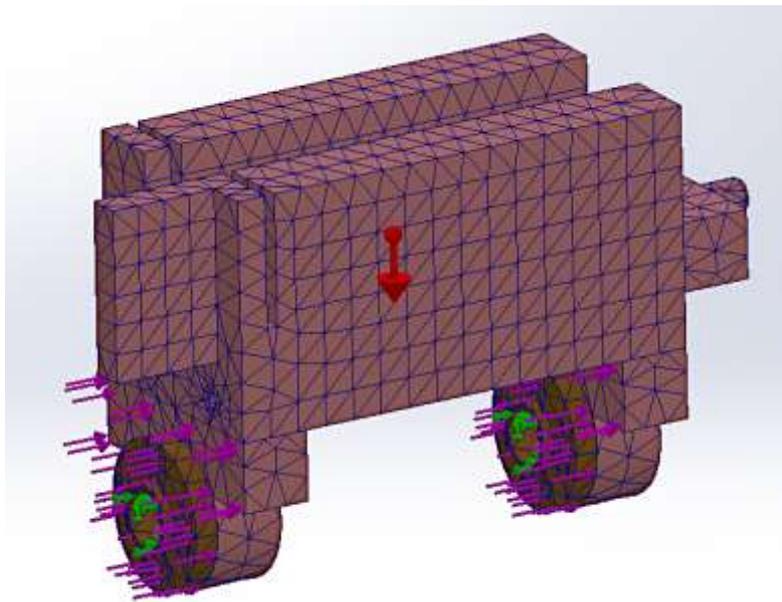


Figura 3.2: Mallado del mecanismo de disparo.

La ejecución del análisis del software consiste en una serie de iteraciones para arrojar un resultado en función de los parámetros establecidos y así determinar un esfuerzo de Von Mises máximo y una proyección de las deformaciones que las piezas pueden llegar a tener.

En la figura 3.3 y 3.4 se observa las secciones donde se genera mayor esfuerzo y desplazamiento respectivamente, teniendo valores de esfuerzo de 0,16 MPa (N/mm^2) en la sección de ajuste de la chumacera y las tuercas de bronce y 64 μm de desplazamiento máximo generado ante la carga sometida en la parte frontal del mecanismo.

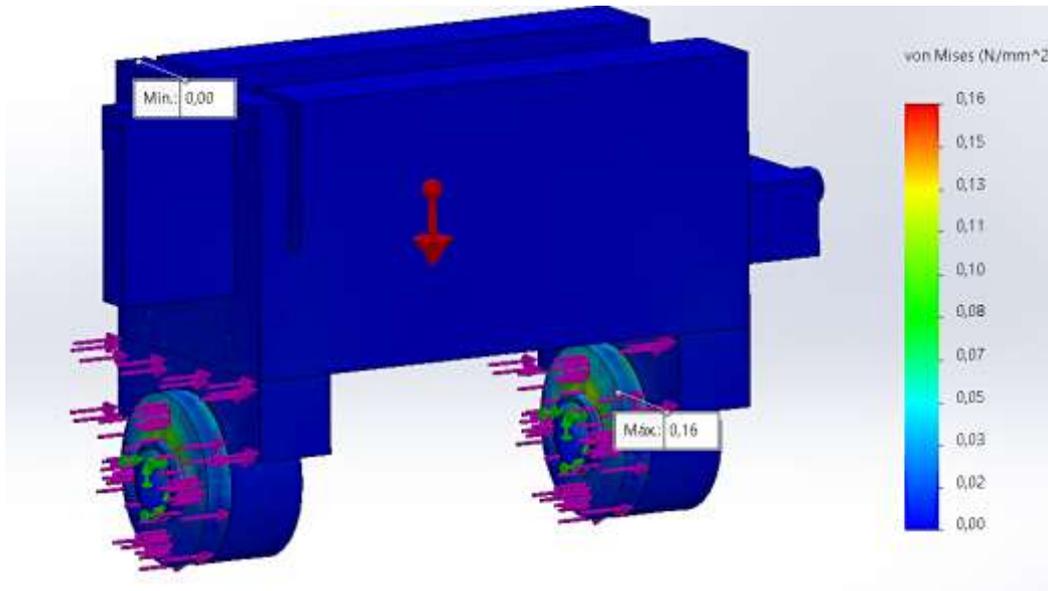


Figura 3.3: Esfuerzo de Von Mises en mecanismo de desplazamiento.

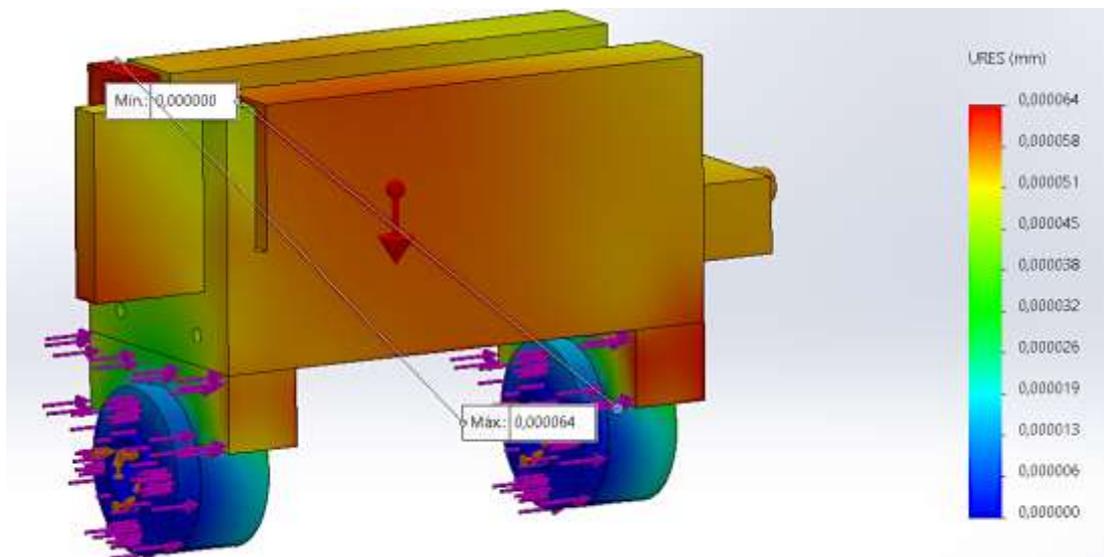


Figura 3.4: Deformación generada en el mecanismo de desplazamiento.

3.5. Análisis del sistema de control

3.5.1. Caracterización del sistema de control

En la presente sección se ha usado software de control para simular mediante una programación lógica el cambio de estados generado según el sistema de control establecido para el dispositivo.

Se muestra a continuación, el diagrama de bloques establecido para el control del sistema completo en la figura 3.5, así como los subsistemas considerados para las fases de inicialización del prototipo y secuencia del proceso objetivo, considerando los posibles estados adversos.

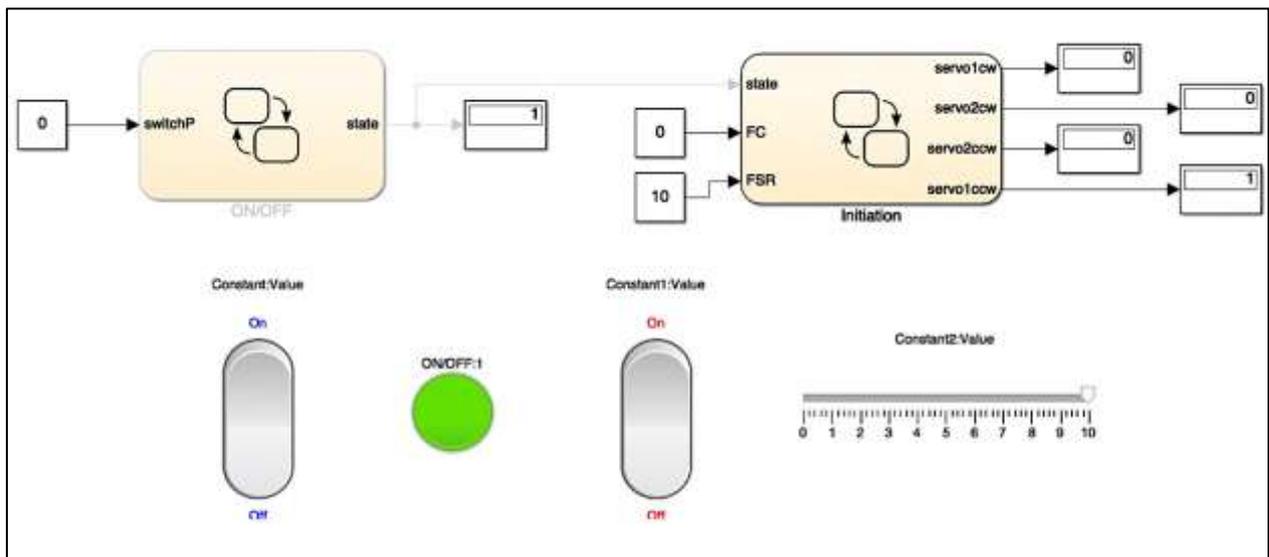


Figura 3.5: Lógica de control general.

En dicho control se ha considerado las funciones de que se cumplan varias condiciones iniciales para que se ejecute el sistema. Relacionadas con el encendido manual del usuario, estados iniciales del sensor FSR y fin de carrera, el cual debe ser 10 y 0 respectivamente.

De esta manera el primer bloque de control lógico se relaciona con la señal manual que el usuario genera mediante un switch, de manera que establezca el inicio de la secuencia. La lógica se basa en la condición de dicho switch mostrado en la figura 3.6 que, según el caso establezca el estado ON/OFF del dispositivo.

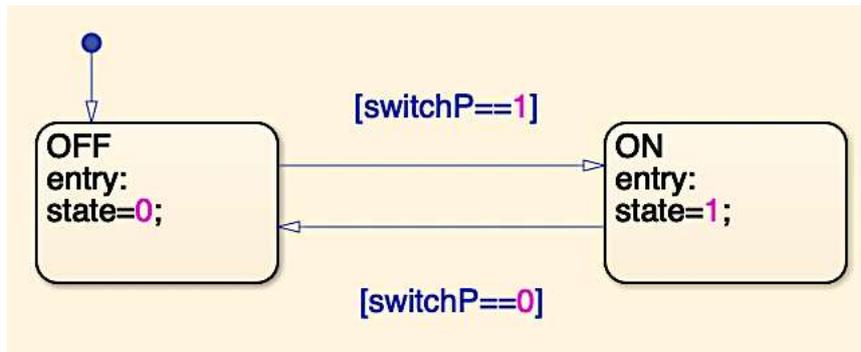


Figura 3.6: Lógica de control switch.

La secuencia objetivo establece una serie de condiciones que permiten el paso entre acciones de los diferentes instrumentos que intervienen en el mismo. De esta manera para el control lógico se estableció siete estados, donde cada uno representa una alternativa de funcionamiento del prototipo frente a las condiciones posibles.

En la figura 3.7 se muestra la lógica de control usada, partiendo del estado 1 y 2 que es un control de inicio proveniente del switch y asignación de variables lógicas dependiendo su valor de entrada, las condiciones son las señales provenientes de los sensores existentes y de temporizadores según sea el caso.

Cada estado tiene consigo cuatro variables principales pertenecientes a los servomotores y su sentido de giro indicado. La secuencia principal se encuentra denotada con el número 2 y corresponde a la parte exterior del conjunto de diagramas de bloque presentado.

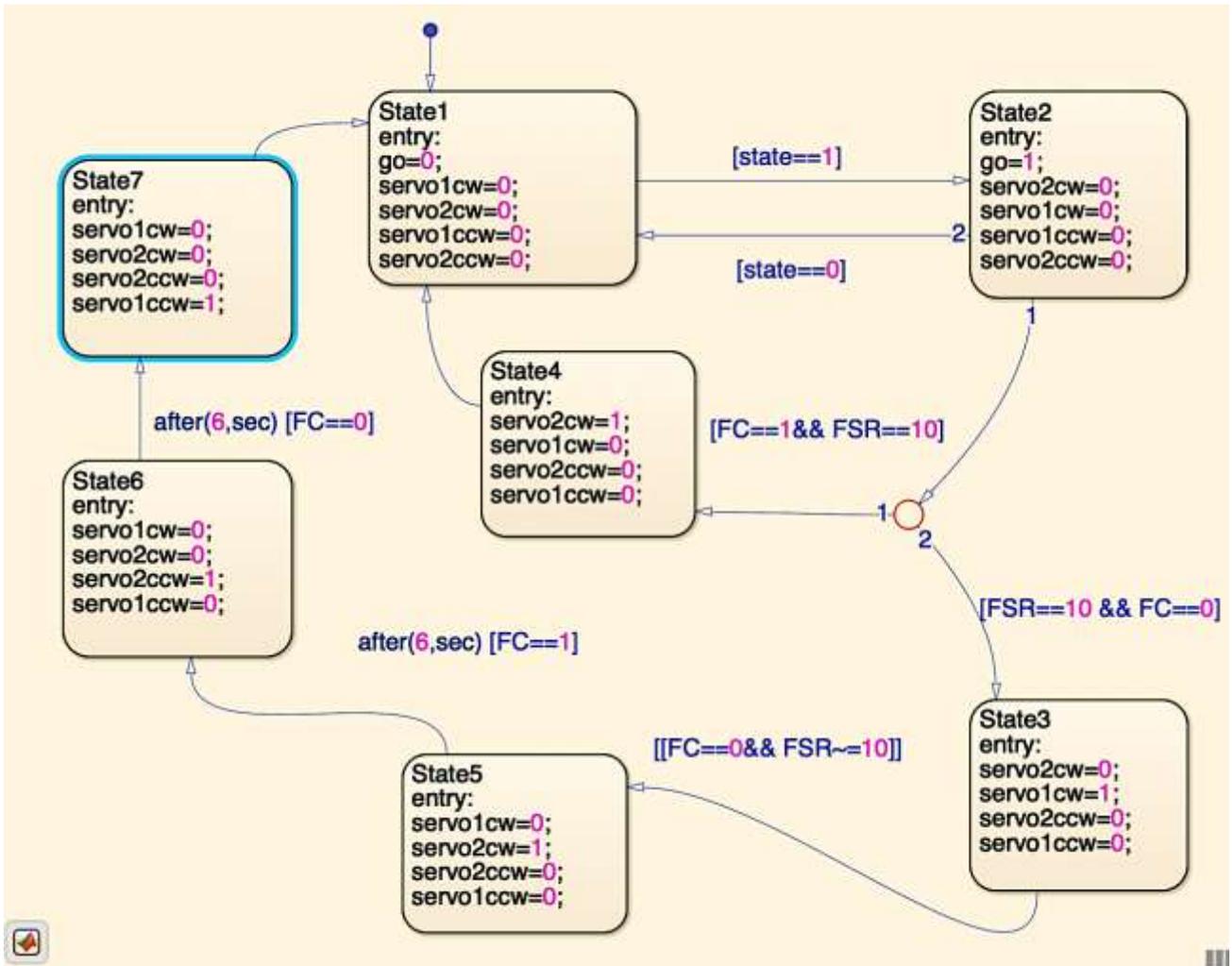


Figura 3.7: Lógica de control secuencia de servomotores.

3.5.2. Modelado matemático del mecanismo de desplazamiento

Esta propuesta se fundamenta en el control del desplazamiento de la aguja, por medio del giro de un actuador eléctrico que mediante un mecanismo de tornillo tuerca transforma el movimiento rotacional en lineal. Obteniendo así un desplazamiento continuo en ambos sentidos solo con cambiar el sentido de giro del motor.

A continuación, se plantea un modelo matemático que represente la funcionalidad del mecanismo mostrado en la figura 3.8, tomando en cuenta el mecanismo de desplazamiento: el servomotor DC y el tornillo sin fin.

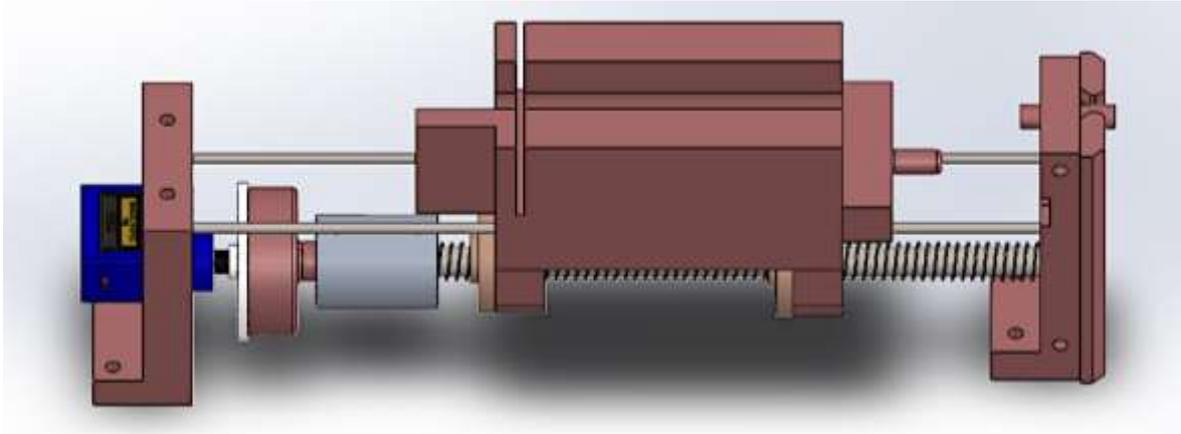


Figura 3.8: Mecanismo de desplazamiento de la jeringa.

3.5.2.1. Función de Transferencia de un Motor eléctrico CC

Se analiza el modelo matemático para un motor de corriente directa propuesto por Benjamín [124] y Richard [125], donde relaciona la posición angular el eje dependiente del voltaje de suministro. En la figura 3.9 se muestra el diagrama del circuito eléctrico del motor CC.

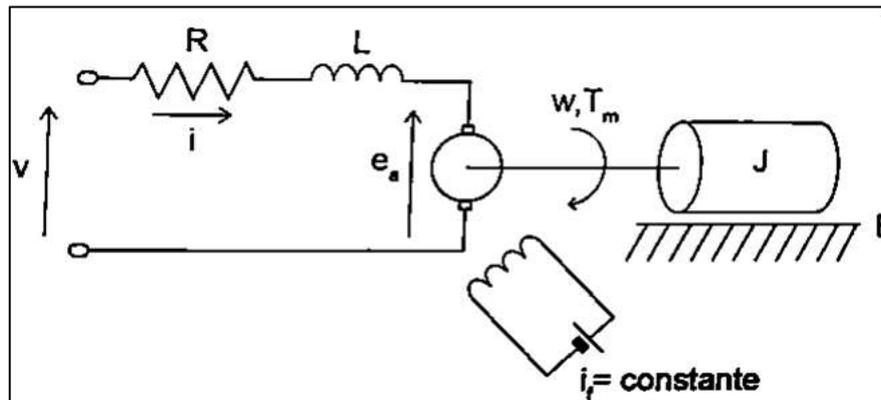


Figura 3.9: Diagrama electromecánico del motor CC [125].

De dicho esquema se observa una parte eléctrica y una mecánica, donde la ecuación eléctrica del circuito de la armadura se obtiene mediante un análisis de malla, determinando la ecuación (14).

$$v(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + Ea(t) \quad \text{ecuación (14)}$$

donde:

$v(t)$ = Voltaje de suministro

$Ri(t)$ = Caída de tensión en R

$Ldi(t)/dt$ = Voltaje de la bobina L

$E_a(t)$ = Fuerza contraelectromotriz

Analizando la sección mecánica del esquema presentado se obtiene la ecuación (15).

$$T_m(t) = J \frac{dw(t)}{dt} + Bw(t) \quad \text{ecuación (15)}$$

donde:

$T_m(t)$ = Torque del motor

J = Momento de inercia

B = Coeficiente de fricción equivalente al motor y carga

$w(t)$ = Velocidad angular del motor

Asumiendo que existe una relación proporcional denominada K_a , que relaciona el voltaje inducido en la armadura y la velocidad angular, obteniendo la ecuación (16).

$$E_a(t) = K_a w(t) \quad \text{ecuación (16)}$$

donde:

$E_a(t)$ = Fuerza contraelectromotriz

K_a = Relación proporcional entre voltaje y $w(t)$

$w(t)$ = velocidad angular

De la misma manera, se considera una relación electromecánica proporcional K_m , entre el torque del motor con la corriente eléctrica, dando origen a la ecuación (17).

$$T_m(t) = K_m i(t) \quad \text{ecuación (17)}$$

donde:

$T_m(t)$ = Torque del motor

K_m = Relación proporcional entre $T_m(t)$ y $i(t)$

$i(t)$ = Corriente eléctrica

Con estas ecuaciones dadas se procede a aplicar la transformada de Laplace a las ecuaciones ecuación (14), ecuación (15), ecuación (16) y ecuación (17), obteniendo respectivamente las siguientes expresiones en función de la frecuencia (s).

$$Ls i(s) = v(s) - R i(s) - E_a(s) \quad \text{ecuación (18)}$$

$$J s w(s) = T_m(s) - B w(s) \quad \text{ecuación (19)}$$

$$E_a(s) = K_a w(s) \quad \text{ecuación (20)}$$

$$T_m(s) = K_m i(s) \quad \text{ecuación (21)}$$

Se requiere obtener un función de transferencia donde la entrada sea el voltaje de suministro y la salida el torque del motor, para lo cual se debe despejar las ecuaciones anteriormente transformadas, sustituyendo la ecuación (20) y ecuación (21) en la ecuación (18) se obtiene:

$$v(s) = \frac{(R + Ls)T_m(s)}{K_m} + K_a w(s) \quad \text{ecuación (22)}$$

De la ecuación (19) se puede obtener la velocidad angular

$$w(s) = \frac{T_m(s)}{Js + B} \quad \text{ecuación (23)}$$

Remplazando la ecuación (23) en la ecuación (22) se obtiene la expresión ecuación (24).

$$v(s) = \frac{(R + Ls)(Js + B) + K_a K_m}{K_m(Js + B)} T_m(s) \quad \text{ecuación (24)}$$

De dicha expresión se obtiene la función de transferencia deseada, ya que se tiene los valores de entrada $v(s)$ y salida $T_m(s)$ requeridos, teniendo así que la función del sistema es la ecuación (25).

$$\frac{T_m(s)}{v(s)} = \frac{K_m(Js + B)}{LJs^2 + (RJ + LB)s + RB + K_m K_a} \quad \text{ecuación (25)}$$

Al igual se desea conocer la función de transferencia que relacione el voltaje como entrada y se obtenga una velocidad angular como salida, esto con la ecuación (26).

$$\frac{w(s)}{v(s)} = \frac{K_m}{LJs^2 + (RJ + LB)s + RB + K_m K_a} \quad \text{ecuación (26)}$$

Reemplazando los valores conocidos del servomotor en las ecuaciones ecuación (25) y ecuación (26) se obtiene las funciones de transferencia $F(s)$ y $F1(s)$.

$$J = 0,00008 \text{ kg m}^2$$

$$B = 0,12 \text{ N m}$$

$$K_m = 0,0012$$

$$K_a = 1,35$$

$$R = 1,6 \text{ ohm}$$

$$L = 0,0068 \text{ H}$$

$$F(s) = \frac{Tm(s)}{v(s)} = \frac{0,000000096s + 0,000144}{0,000000544s^2 + 0,000944s + 0,19362}$$

$$F1(s) = \frac{w(s)}{v(s)} = \frac{0,0012}{0,000000544s^2 + 0,000944s + 0,19362}$$

3.5.2.2. Función de Transferencia de un Tornillo sin fin

En el tornillo sin fin que es el encargado de transformar el movimiento rotacional del motor en uno lineal, se considera que en un sistema la inercia y fricción del eje del motor se relaciona con la masa que se desplaza linealmente [124].

Con esto se define el par torsor mediante la ley de Newton, donde este es igual al producto de la inercia con la aceleración angular, sumado a la fricción viscosa en producto con la velocidad angular, obteniendo la ecuación para formulación de un sistema giratorio ecuación (27).

$$T(s) = J \times d^2\theta + B \times d\theta \quad \text{ecuación (27)}$$

donde:

$T(s)$ = Torque del sistema

J = Inercia para el sistema

B = Fricción viscosa

$d^2 \theta$ = Aceleración angular

$d \theta$ = Velocidad angular

Con esto se calcula la inercia para un sistema de rotación-traslación con la ecuación (28).

$$J = M \left(\frac{L}{2\pi} \right)^2 \quad \text{ecuación (28)}$$

donde:

M = Masa del cuerpo = 0,092 kg

L = Paso diametral del tornillo sin fin = 2mm

Mientras que la fricción viscosa para un sistema rotacional se obtiene con la ecuación (29).

$$B = \frac{T_m}{w} \quad \text{ecuación (29)}$$

donde:

T_m = Torque del motor = 0,12 Nm

w = Velocidad angular del sistema = 1,33 rad/s

Se sustituye las ecuaciones ecuación (28) y ecuación (29) en la expresión ecuación (27) y se obtiene la función de transferencia del sistema mostrada a continuación.

$$T(s) = \left(M \left(\frac{L}{2\pi} \right)^2 s^2 + \frac{T_m}{w} s \right) \theta$$

Donde la función de transferencia $G(s)$ es la relación entre desplazamiento angular del sistema con el torque del motor.

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{T(s)}$$

Se reemplaza los datos conocidos del sistema y se determina que $G(s)$ es:

$$G(s) = \frac{1}{0,009322 s^2 + 0,09023 s}$$

3.5.2.3. Función de Transferencia de la Tuerca

El mecanismo del tornillo sin fin cuenta con dos tuercas que permiten el desplazamiento lineal de la carga durante un número de revoluciones determinado. Dichas tuercas se desplazan por revolución 2 mm.

Desplazamiento lineal:

$$X(s) = 2 \text{ mm} \quad \text{ecuación (30)}$$

Desplazamiento angular:

$$\theta(s) = 1 \text{ rev} = 2\pi \text{ rad} = 360 \text{ grados} \quad \text{ecuación (31)}$$

Con estos datos se determina la función de transferencia $H(s)$ que relaciona el desplazamiento lineal con el angular, de la siguiente forma.

$$H(s) = \frac{X(s)}{\theta(s)}$$

$$H(s) = 0,32$$

3.5.2.4. Función de Transferencia del Mecanismo de Desplazamiento

El mecanismo comprendido por el servomotor, tornillo sin fin y tuercas tienen el objetivo de desplazar la carga que contiene la jeringa, por lo que una vez determinadas las funciones de transferencia se procede a mostrar el diagrama de bloques en simulink Matlab en la figura 3.10 del sistema a controlar.

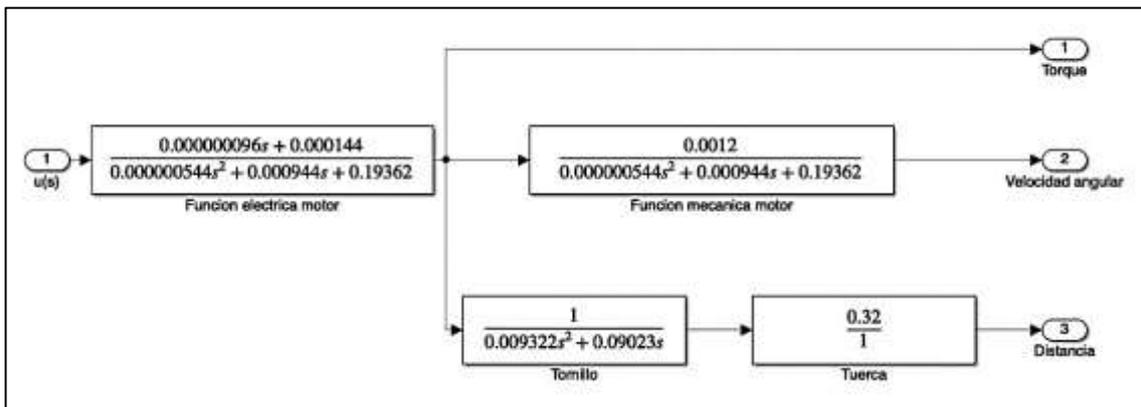


Figura 3.10: Diagrama de bloques del sistema.

Suministrando una señal de entrada de voltaje de 5V, el cual sirve para el funcionamiento óptimo del servomotor, se procede a simular las funciones de transferencia del sistema y verificar los parámetros obtenidos con los reales dentro de un tiempo de 10 segundos. Durante las pruebas con el prototipo físico se obtuvo valores de par torsión de alrededor de 4 Nm, y mediante simulink el valor de 3,5 Nm aproximadamente, como se muestra en la figura 3.12.

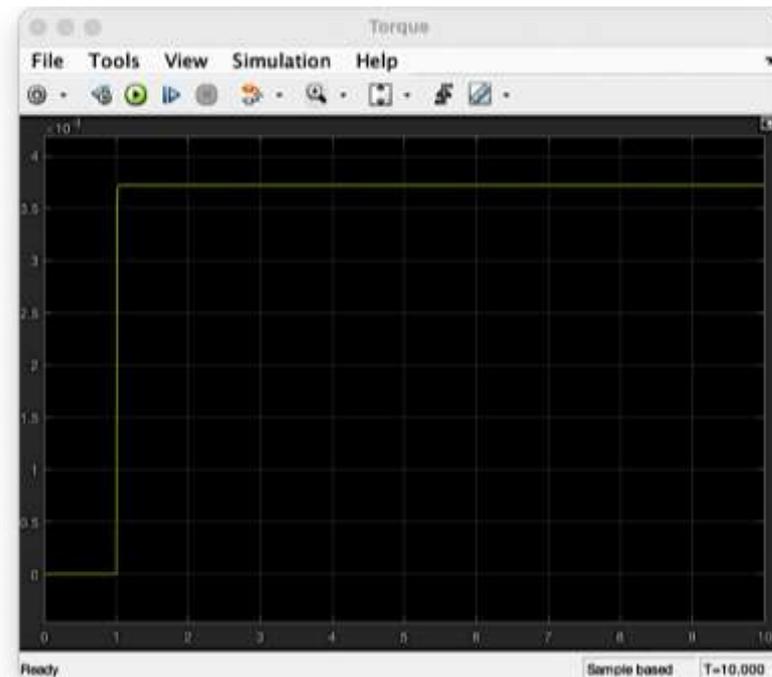


Figura 3.11: Datos de Torque.

Otro valor que se ha considerado es el de la velocidad angular, el cual fue de 18 rpm o 0,15 rad/s y ha sido determinado en la sección 3.3.3, mediante la simulación del software se ha obtenido una velocidad angular de alrededor de 2 rad/s mostrados en la figura 3.13.

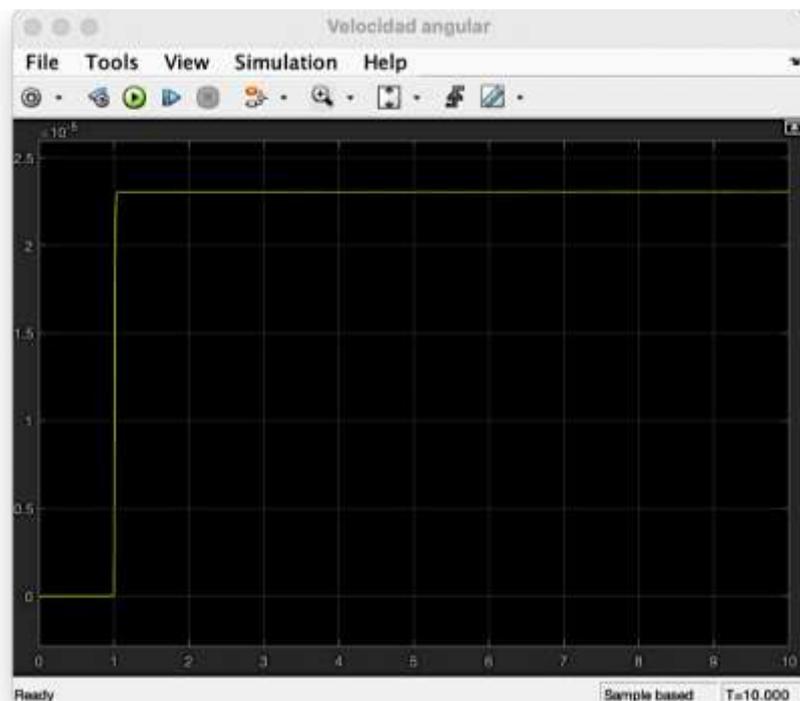


Figura 3.12: Datos de velocidad angular.

Y finalmente, se ha determinado que la distancia recorrida al aplicar dicho voltaje de entrada es de alrededor de 12 mm en diez segundos mediante dichas funciones de transferencia.

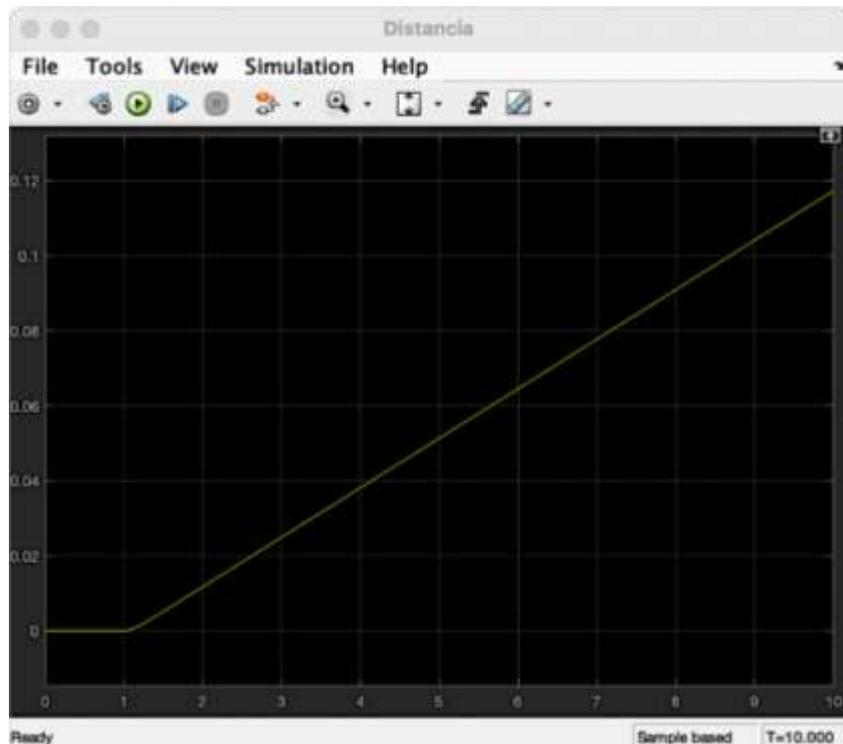


Figura 3.13: Datos de distancia recorrida.

3.5.3. Diseño del controlador

Para diseñar un controlador existen diferentes métodos de sincronización, para este caso es necesario encontrar un método de sincronización adecuado con la función de transferencia establecida en lazo cerrado.

Es importante considerar la función de transferencia del sensor FSR402, la ecuación que representa la curva de dicho sensor es la Ecuación (32) obtenida por Cano [126], mediante el software a partir de los datos de voltaje y presión.

$$h(t) = e^{(3,61853)t} \quad \text{Ecuación (32)}$$

Para evaluar dicha expresión es necesario obtener la función de transferencia.

$$H(s) = \frac{1}{s - 3,61853}$$

Con este dato se obtiene que la función de transferencia en lazo cerrado es $G_0(s)$, mostrada en la figura 3.14.

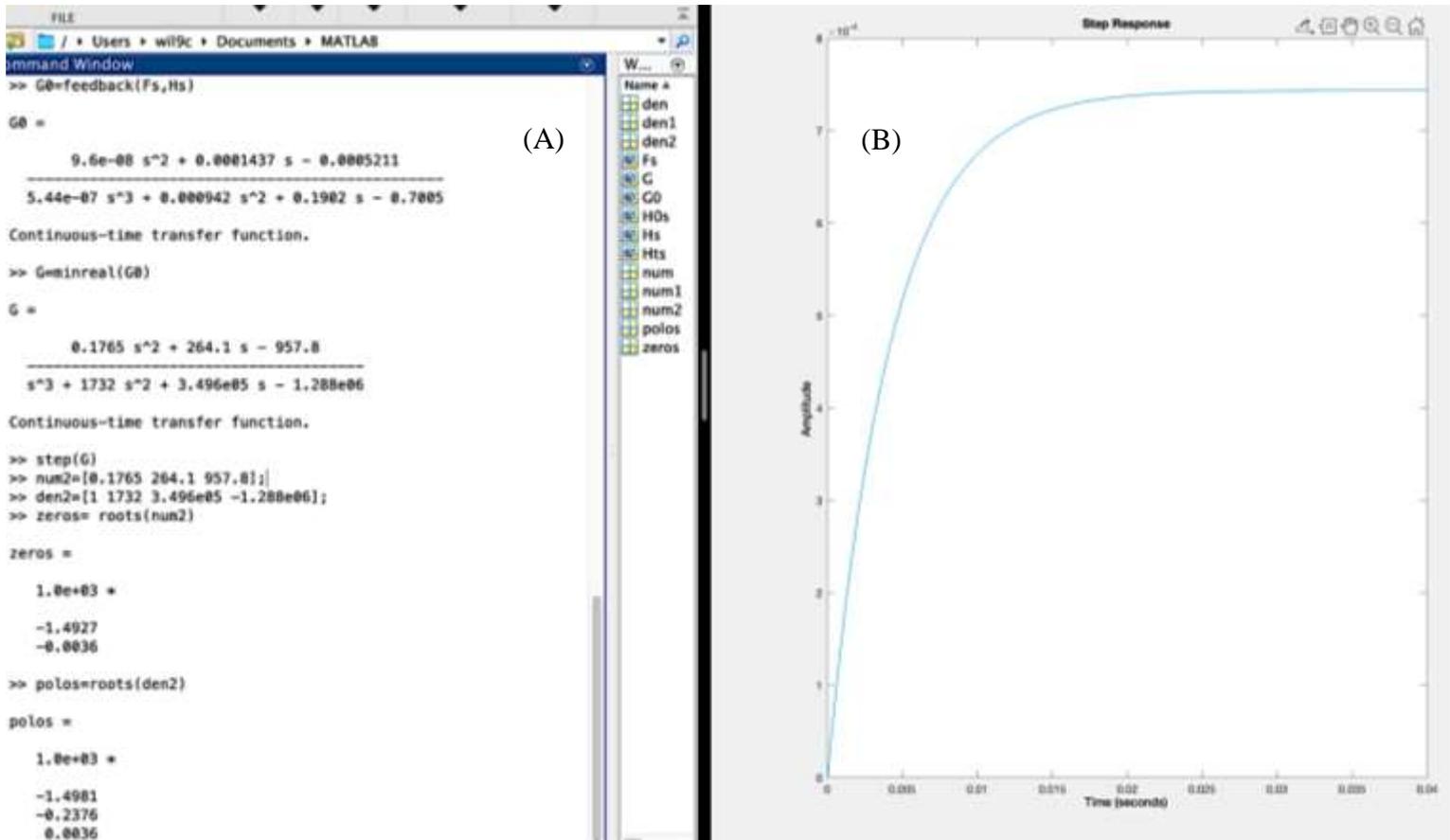


Figura 3.14: (A) Creación de funciones de transferencia del sistema. (B) Respuesta a un step de función de transferencia $G_0(s)$.

En dicha figura se puede obtener que la función de transferencia simplificada del sistema en lazo cerrado es:

$$G_0(s) = \frac{0,1765s^2 + 264,1s - 957,8}{s^3 + 1732s^2 + 3,496e05 s - 1,288e06}$$

Así mismo se han determinado los polos y zeros del sistema presentado, para analizar si se encuentra en estado estacionario. Dichas magnitudes son las siguientes.

$$\text{zeros} = 1,0e + 03 * -1,4927$$

$$1,0e + 03 * -0,0036$$

$$\text{polos} = 1.0e + 03 * -1.4981$$

$$1,0e + 03 * -0.2376$$

$$1,0e + 03 * 0.0036$$

Para observar dichos zeros y polos se tiene en la figura 3.15, de esta se puede apreciar que el sistema se encuentra en estado estable, ya que para cualquier tiempo de respuesta los polos se encuentran en el semiplano correcto.

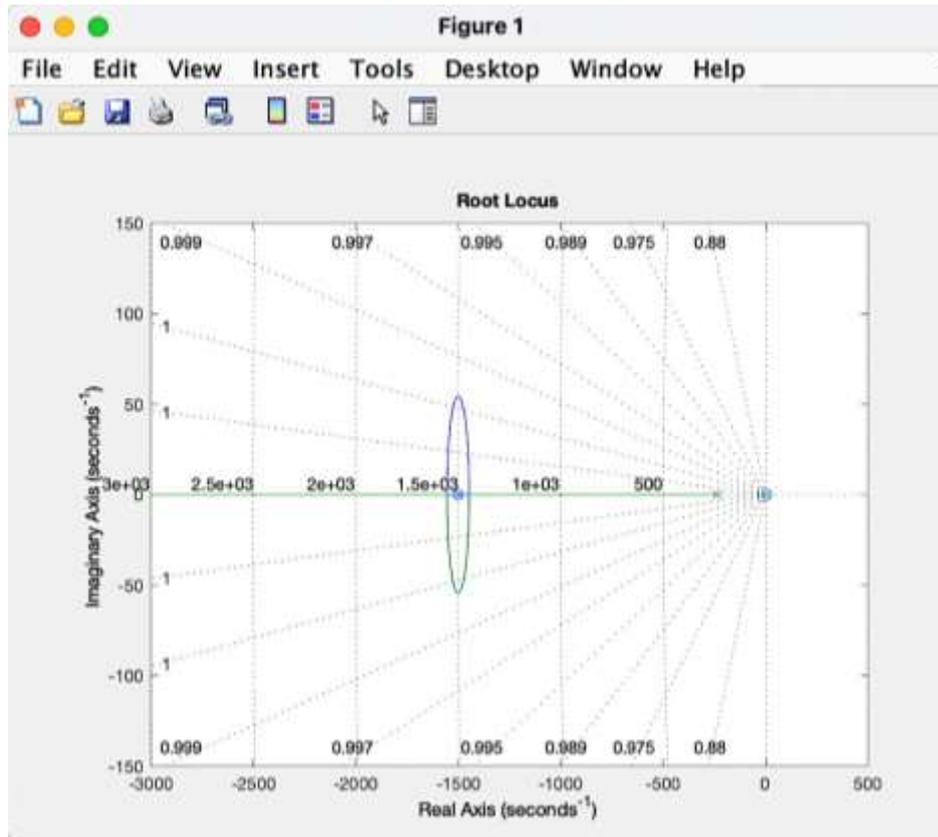


Figura 3.15: Ubicación de polos y zeros del sistema.

Sin embargo, con la existencia de un polo cercano al origen puede ocasionar una respuesta mucho más lenta u oscilatoria, para lo cual se requiere reubicar dicho polo mediante la aplicación de un controlador que mejore las características de la curva obtenida.

Mediante la herramienta de sincronización automática del software de control utilizado, se procede a encontrar los valores del controlador que optimizan el sistema, teniendo así dos posibilidades: la primera diseñar un controlador proporcional (figura 3.16) o un proporcional derivativo que se muestra consecuentemente.

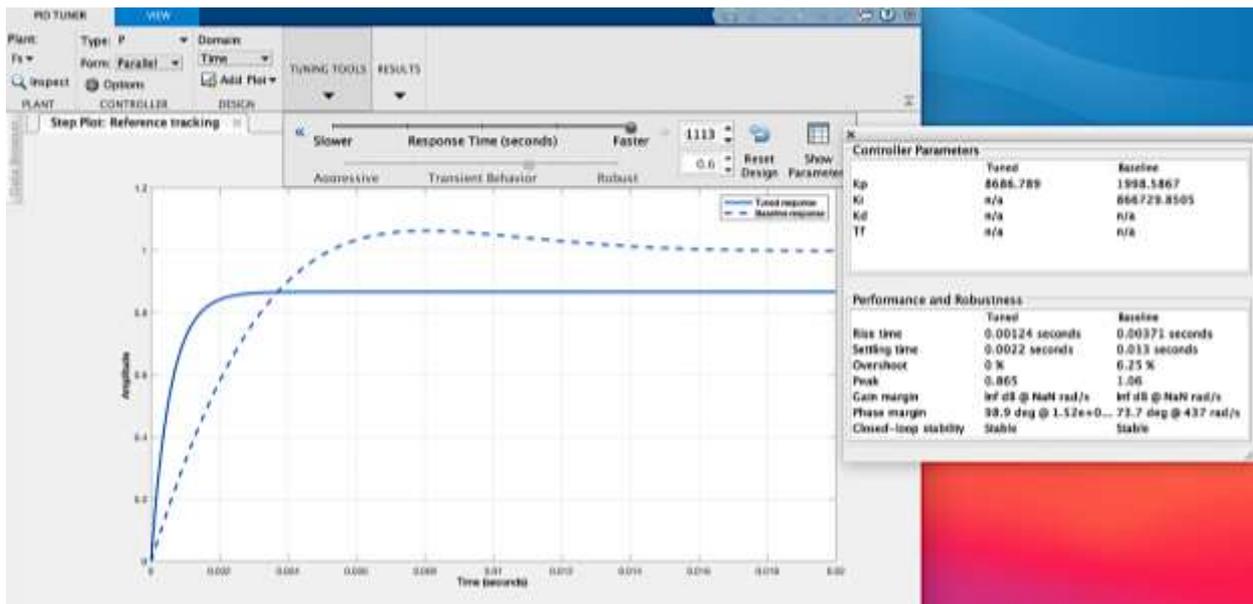


Figura 3.16: Control Proporcional del sistema.

Para el diseño del controlador proporcional se estableció que la respuesta del tiempo sea lo más rápida posible, lo que con la ayuda del software de Sincronización se ha obtenido un valor de $k_p = 8,7e + 03$, mostrado en la figura 3.16.

Con este control se estableció un 33% de eficiencia de tiempo de respuesta en comparación con la curva real . Sin embargo, el sobre impulso se ve presente en la curva y se perdió alrededor de un 15 % de la amplitud de la señal deseada del sistema. Estos valores se muestran en la figura 3.16 en la parte lateral derecha.

La alternativa para reponer ese porcentaje perdido de amplitud fue implementar un control integral de manera adicional al propuesto, obteniendo la curva de la figura 3.17.

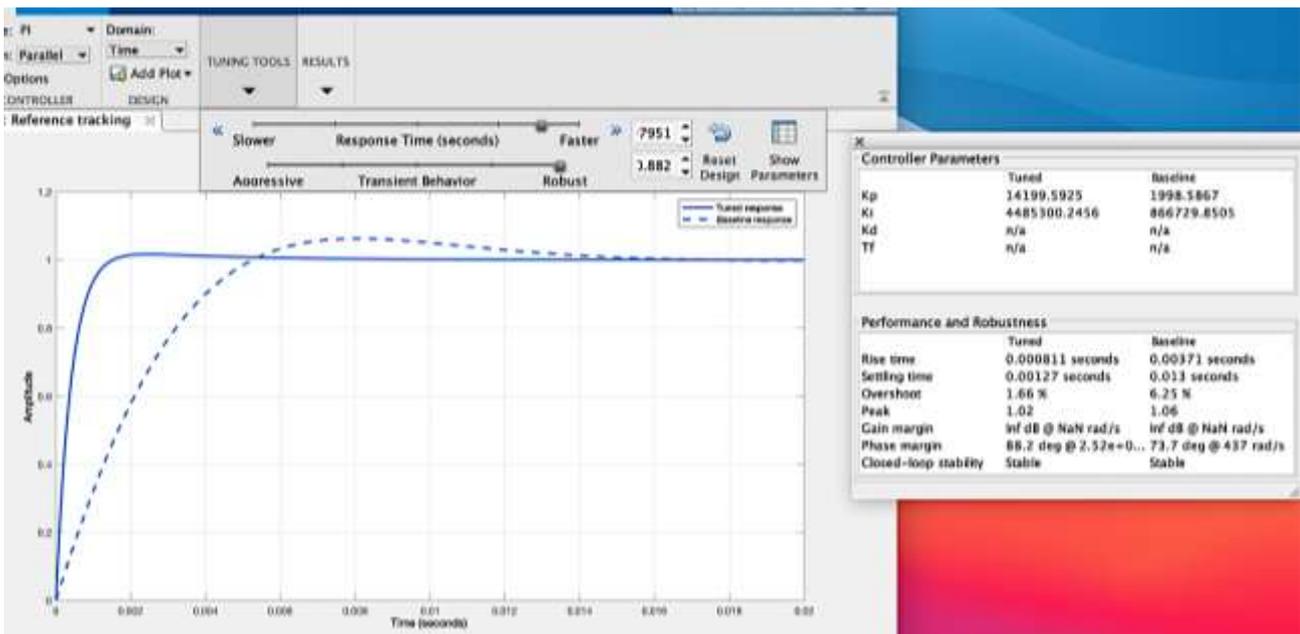


Figura 3.17: Controlado PI al sistema.

Para obtener este controlador se ha aplicado las configuraciones de un sistema rápido y robusto, como se muestra en la parte superior de dicha figura, obteniendo así una respuesta optimizada con un tiempo de respuesta de 0,8 ms aproximadamente, un sobre impulso del 4% menos que la base y un tiempo de estabilización menor.

Las constantes del controlador obtenidas son:

$$k_p = 1,4e + 04$$

$$k_i = 4,5e + 06$$

Implementado estos valores en el controlador y con la función de transferencia del motor dado, se ha obtenido la figura 3.18 que representa la curva del sistema ante un step con un controlador PI.

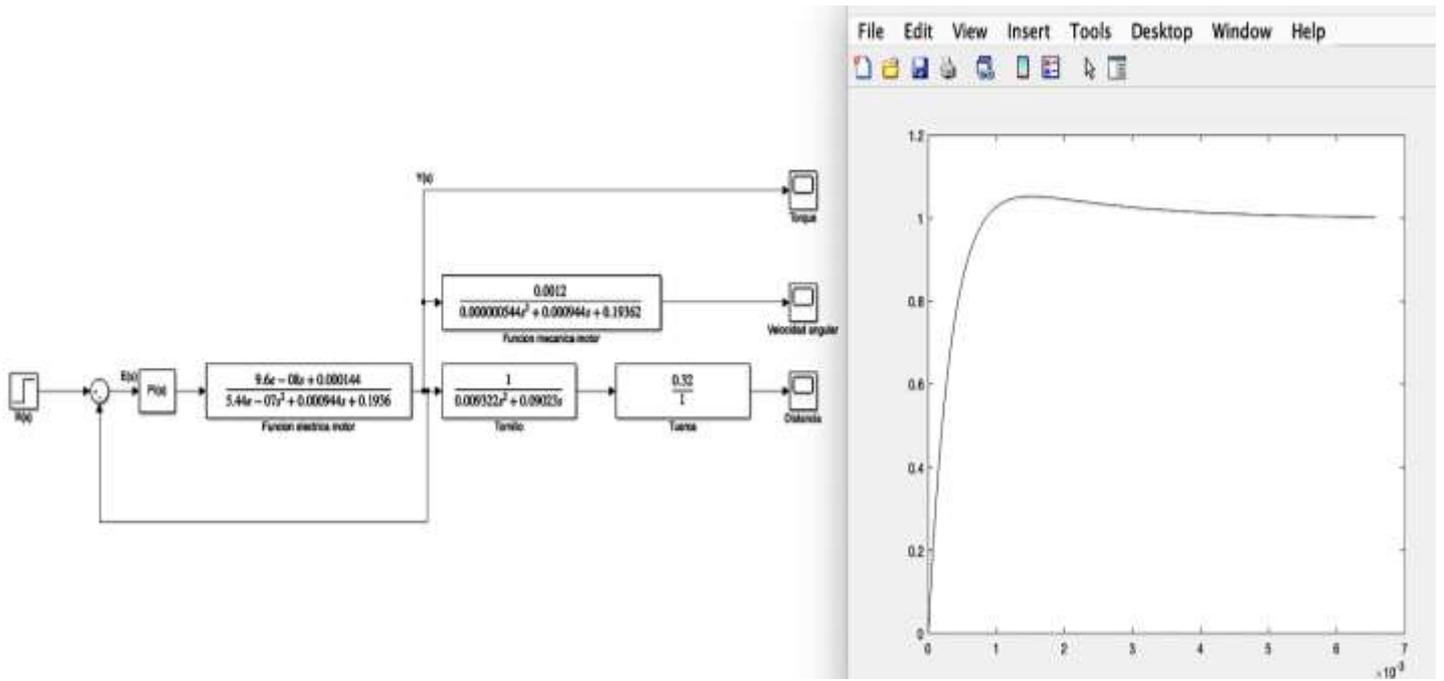


Figura 3.18: Respuesta del sistema con controlador PI.

3.6. Análisis de resultados

Se detalla los aspectos relacionados con las pruebas, ensamble, verificación de la integridad y cumplimiento adecuado de la funcionalidad objetivo del dispositivo diseñado en los capítulos anteriores.

3.6.1. Montaje del prototipo

La etapa de montaje del prototipo se inició con el ensamblaje de cada una de las partes diseñadas mediante software e impresas en PETG según las configuraciones establecidas, en la figura 3.19 se tiene la estructura de soporte principal, donde en la parte frontal se coloca el sensor de fuerza y rodamiento para el tornillo sin fin, y en la parte posterior el servomotor de rotación continua.



Figura 3.19: Ensamble de la superficie y soportes del dispositivo.

Posteriormente, se colocó cada uno de los elementos que conforman el mecanismo móvil de la jeringa, rodamiento, guías, acoples del servomotor, tornillo sin fin, camisas de tuercas y demás soportes presentados en la figura 3.19.

En la parte de ensamble del servomotor se tuvo que considerar que el giro limitado de 180 grados no era visible ni adecuado para el desplazamiento del émbolo de la jeringa, para lo cual se retiró el tope y se instaló el servomotor de manera que se volviera de rotación continua, junto con la adecuación de un mecanismo de tornillo-tuerca similar al usado para el otro mecanismo, que permitirá el desplazamiento demostrativo del émbolo. Además, la colocación de los sensores FSR y final de carrera se muestran en la figura 3.19.

Una vez realizado esto se implementó el prototipo como se muestra en la figura 3.20, con este se procedió a realizar las pruebas respectivas con la finalidad de verificar que se realicen los desplazamientos propuestos y se visualice mediante pantalla los valores arrojados por el sensor y se tenga un seguimiento del proceso de inyección.



Figura 3.20: Ensamble completo de prueba.

Con el desarrollo de la primera prueba de funcionamiento del dispositivo, se ha de considerar lo siguiente, un nuevo mecanismo que sujete la jeringa y la aguja de manera que no exista vibraciones durante el desplazamiento. Adicionalmente incluir un soporte para el final de carrera en su parte posterior.

Además, el diseño de un émbolo de la jeringa adaptado a la funcionalidad de un tornillo sin fin de 6 mm de diámetro para el desplazamiento del fármaco, teniendo así las piezas finales del prototipo en la sección de anexos. En la figura 3.21 y 3.22 se tiene el diseño actualizado considerando las pruebas.

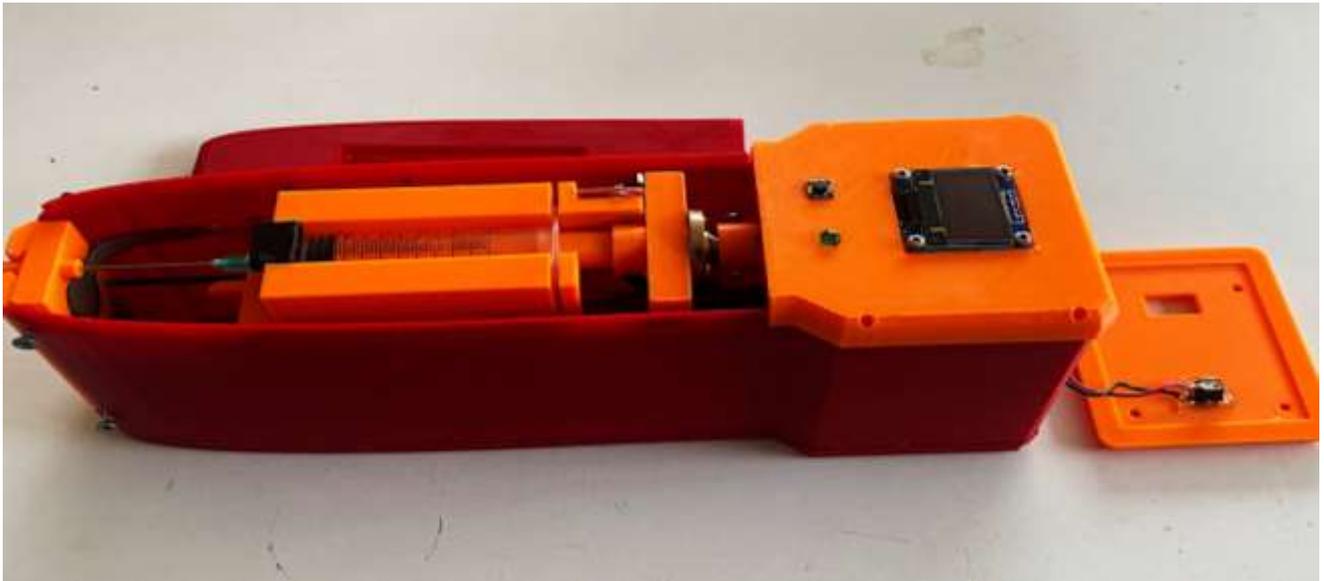


Figura 3.21: Piezas rediseñadas.

El prototipo propuesto es controlado mediante una PCB elaborada a partir del diseño de rutas de doble capa propuesto en el Anexo C. Obteniendo de esta manera la placa mostrada en la figura 3.22.

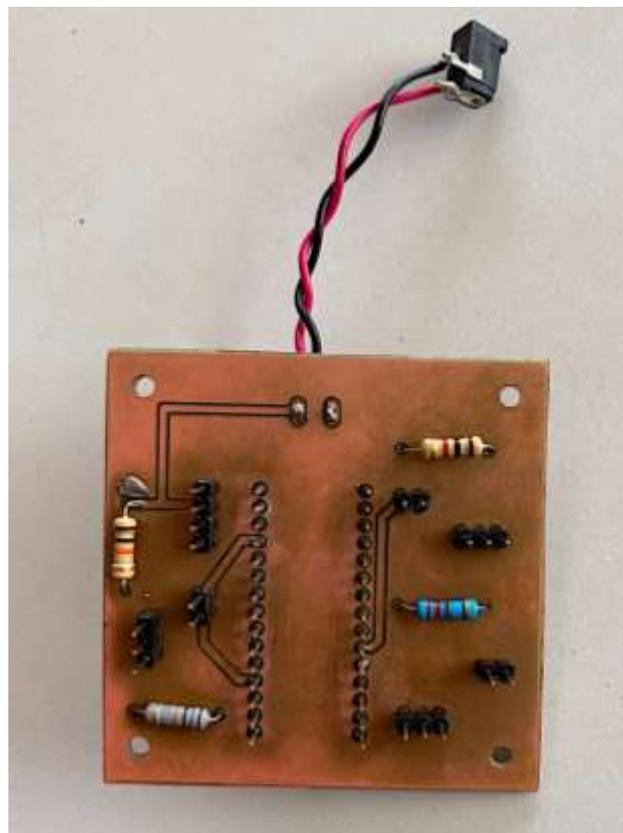


Figura 3.22: Ensamble de la PCB.

Como resultado final se ha obtenido el prototipo mostrado en la figura 3.23 donde se tiene el ensamble completo del dispositivo, junto con las debidas señalizaciones para una mejor interacción con el usuario.



Figura 3.23: Ensamble completo del prototipo.

3.6.2. Valores obtenidos del proceso de suministro

Los valores mostrados en la tabla 3.1 hacen referencia a las pruebas relacionadas en el proceso de administración de la aguja con el accionamiento del servomotor SG90, hay que recalcar que la velocidad de dicho actuador es de 60 grados en 12 segundos, valor que viene dado en la hoja de especificaciones del producto.

La velocidad en grados está relacionada con el control gradual del servomotor continuo, el cual varía sus rpm en función de la posición angular determinada, siendo 90 el estado de apagado y 0 la máxima velocidad en sentido horario a la cual funciona este prototipo.

Tabla 3.1: Magnitudes relacionadas con el servomotor SG90 y sensor FSR402.

Fuerza(N)	Velocidad (grados)	Velocidad (rpm)
4.6	0	60
4.2	0	57
3.9	0	58
5.2	20	42
6.2	20	45
6.7	45	30
7.1	45	28
8.5	60	23
8.6	60	20
7.9	60	20
9.0	80	13
8.8	80	10
9.2	80	11
10	90	0

3.6.3. Funcionalidad del prototipo

Una vez montado todos los elementos mecánicos, electrónicos y con el código de programación realizado se comprobó que la funcionalidad del prototipo sea la adecuada, dividiendo en dos fases el cumplimiento del objetivo general de este proyecto. EL video de funcionamiento se encuentra en el Anexo E.

La primera fase corresponde al suministro independiente de la aguja y posteriormente el émbolo de la jeringa que desplaza el fármaco, se inicia con una pantalla de bienvenida con el encendido del prototipo, luego pregunta al usuario si requiere iniciar el proceso presione un pulsador, para que con esto el proceso de ingreso de la aguja comience, desplazando el mecanismo que contiene la jeringa a través del tornillo sin fin por acción del servomotor SG90.

Con la señal del final de carrera se da paso al suministro del mecanismo de empuje del émbolo, que es deslizado por el otro servomotor, estos pasos durante un periodo determinado de tiempo y solo si se cumplan ciertas condiciones. En esta fase se realiza la lectura del sensor FSR 402 que es activado por el mecanismo de la jeringa. En la figura 3.24 se tiene la fase de suministro en el final del ciclo.



Figura 3.24: Fase de suministro de inyección y aguja.

La segunda fase denominada como fase de vuelta a los estados iniciales, se procede con el retorno de los dos mecanismos en orden inverso, es decir primero se desliza el mecanismo del émbolo y luego el principal perteneciente a la jeringa, esto solo causado por el cambio en el sentido de giro de los servomotores presentes. Está se realiza dentro del mismo intervalo de tiempo y a la velocidad constante determinada para la fase de suministro.

En la figura 3.25 se tiene el estado de retorno de la inyección en su etapa inicial, una vez terminado el proceso se indica por medio de un mensaje que el proceso finalizó, y permite al usuario volver a reactivar el mecanismo.

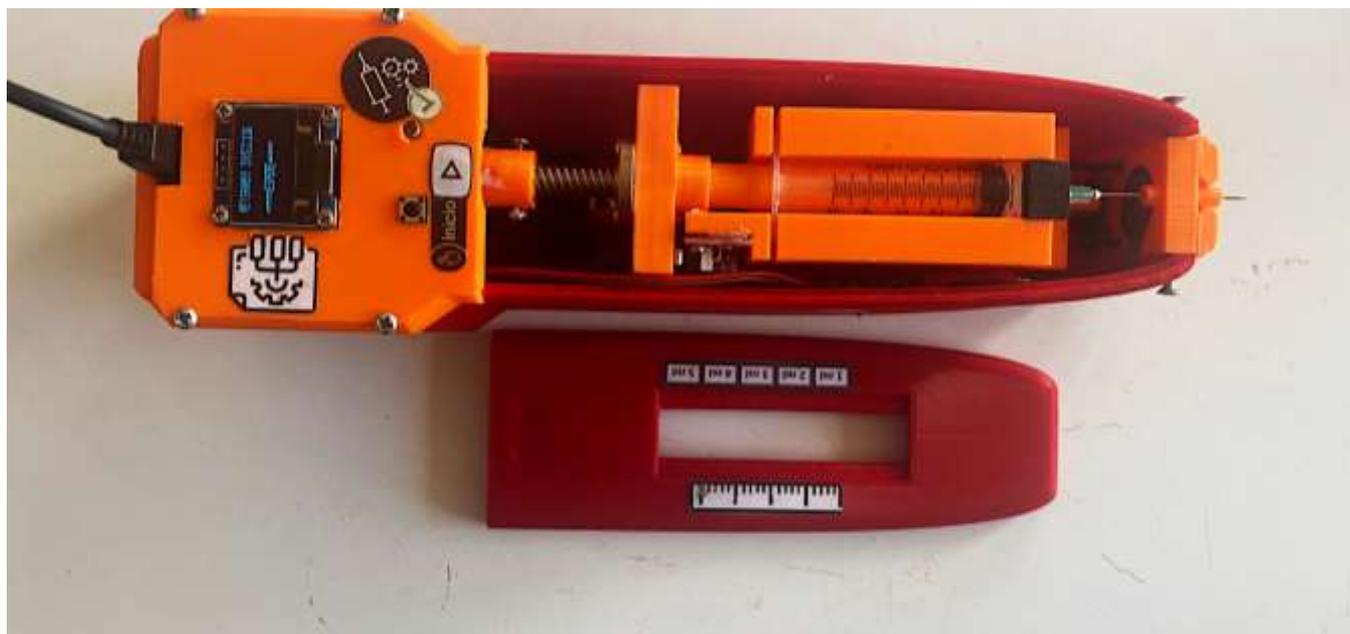


Figura 3.25: Fase de retiro de inyección y aguja.

3.6.4. Análisis Financiero

Hay que tomar en cuenta que este prototipo es un producto de investigación, por lo cual la tecnología considerada dentro del proceso de construcción no es adecuada para un producto comercial. A continuación, en la tabla 3.2 se presenta los costos del material electrónico usado en el dispositivo. Y en la tabla 3.3 el costo de los componentes mecánicos del mismo.

Tabla 3.2: Costos electrónicos del proyecto.

Descripción	Cantidad	Valor unitario (\$)	Valor total (\$)
Final de carrera V1.2	1	2,68	2,68
Pantalla OLED 96"	1	6,25	6,25
Servo SG90 360	1	3,12	3,12
Sensor FSR 402	1	12,00	12,00
Arduino Nano	1	8,00	8,00
Resistencia 10 Kohm	2	0,15	0,30
Jumpers	20	0,08	1,60
Costo de desarrollo electrónico			33,95

Tabla 3.3: Costos mecánicos del proyecto.

Descripción	Cantidad	Valor unitario (\$)	Valor total (\$)
Acople flexible de 8 a 8 mm	1	3,57	3,57
Rodamiento 608zz	1	1,79	1,79
Tornillo 200 mm + tuerca	1	11,83	11,83
Tornillos de ensamble	50	0,12	6,00
Costo de desarrollo mecánico			23,19

En la tabla 3.4 se tiene el costo de desarrollo relacionado con licencias de software mecánico, electrónico y de control, considerando que las licencias usadas en el proceso son de uso académico o de código abierto.

Tabla 3.4: Costos de software

Descripción	Cantidad	Valor total (\$)
Software electrónico (Licencia Académica)	-	0,00
Software diseño mecánico (Licencia Académica)	-	0,00
Costo de software		0,00

Con estos valores y considerando el costo de impresión 3D de las piezas diseñadas se establece un costo de desarrollo del prototipo de \$87,14, obtenido de los valores que se tiene en la tabla 3.5.

Tabla 3.5: Costos de desarrollo del prototipo.

Descripción	Cantidad	Valor unitario (\$)	Valor total (\$)
(+) Costos de desarrollo del prototipo	-	57,14	57,14
(+) Impresión 3D	-	30,00	30,00
Costo desarrollo del prototipo		87,14	

Algo que se ha de considerar de manera adicional son los gastos pertenecientes a mano de obra y realización de procesos externos de manufactura e ingeniería, teniendo el costo desarrollo total de prototipo mostrado en la tabla 3.6.

Tabla 3.6: Costo total del prototipo.

Descripción	Horas	Valor unitario (\$)	Valor total (\$)
(+) Costos de desarrollo del prototipo	-	87,14	87,14
(+) Diseño y modelado 3D	8	\$20,00	160,00
(+) Mano de obra de ingeniería	240	3,75	900,00
Costo desarrollo del prototipo			1147,14

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con las pruebas llevadas a cabo para comprobar la funcionalidad y rendimiento adecuado del prototipo, se procede a definir ciertos criterios y parámetros importantes dentro del trabajo teórico y práctico realizado.

Conclusiones

De la literatura realizada se ha obtenido que un gran porcentaje de pacientes con tratamientos crónicos o aquellos que necesitan administración parental de un fármaco presentan belenofobia, lo que provoca que su tratamiento se vea interrumpido. Así como también, que los profesionales de salud se ven diariamente expuestos a enfermedades infecciosas provocadas por accidentes y el mal manejo de residuos.

El diseño final del prototipo presentado se ha visto inmerso en varias modificaciones a comparación del diseño conceptual propuesto, esto debido a la existencia de vibraciones en el desplazamiento de la jeringa, causadas por la tolerancia existente entre cada una de las piezas ensambladas, para solucionar dicho inconveniente se propuso implementar guías que permitan al mecanismo se estabilice, y dentro del soporte de la jeringa sea un soporte más robusto.

La consideración de parámetros como la corriente, velocidad angular, capacidad de carga, capacidad de giro y potencia, permitió determinar una fuerza y torque necesarios para llevar a cabo el cumplimiento del objetivo de desplazamiento de la aguja y fármaco respectivamente.

La obtención de un modelo dinámico del sistema ha permitido la simulación mediante software de dicho sistema, consiguiendo así un margen de error bajo entre el diseño y el ensamble. Además, pese a que el sistema dinámico es considerado estable, se implementó un controlador proporcional integrativo con el objetivo de disminuir el tiempo de respuesta y de estabilización del sistema.

Se ha implementado un control visual mediante una pantalla OLED, para un monitoreo del proceso de suministro mediante comunicación serial, y que el usuario mantenga un control constante del proceso de suministro.

Las dimensiones del prototipo elaborados son: 24,5 x 7,5 x 7,5 cm. Y un peso de 0,76 kg, permitiendo que el dispositivo sea manipulable y fácil de transportar por el usuario. Además, el uso del material aislante PETG para la impresión de las piezas, brinda una resistencia superficial que oscila entre $9,30e + 14$ ohms-cm, para el diseño de la PCB del dispositivo se ha previsto usar la norma de protección de circuitos impresos IPC 2221.

Recomendaciones

Considerar factores externos al prototipo que puedan causar perturbaciones en el sistema electromecánico, como la fuerza de sujeción del prototipo, cables sueltos, fuentes de alimentación excesivas. Así mismo hay que mencionar que para el suministro del fármaco se requiere un análisis exhaustivo de parámetros relacionados con mecánica de fluidos.

Al tener dentro del prototipo elementos mecánicos como el tornillo sin fin, tuercas, guías, inclusive en los servomotores se debe realizar mantenimiento preventivo mediante la aplicación de aceite, de manera que no cause fricción excesiva y afecte al sistema.

En cuanto a los instrumentos electrónicos usados es necesario conocer su rango de operación y tiempo operacional, de manera que no se generen sobrecalentamientos por un uso excesivo y provoquen desconfiguraciones o daños en los mismos.

Si se requiere la adquisición de un número de muestras en un tiempo menor, se podría usar un tipo de comunicación diferente al I2C que brinde una mayor velocidad de transferencia e independencia del dispositivo como por ejemplo USB, Wifi, bluetooth o un puerto paralelo. De igual manera considerar cuantos dispositivos se va a tener interconectados, ya que la comunicación de dos elementos por la misma vía no es óptima porque causa retardos, conflictos de lectura y escritura.

Para el proceso de simulación del sistema mecánico, electrónico y de control es importante contar con software que permita un amplio uso de recursos, ya que esto brinda una mayor precisión y robustez de resultados antes de contar con un modelo físico con falencias.

El uso de un sensor de fuerza o presión con mayor rango de resolución es necesario si se requiere un control del sistema de manera precisa, o a su vez la implementación de un mecanismo de transmisión diferente que brinde mejor respuesta mecánica.

Implementar filtros para obtención de una señal sin perturbaciones aporta positivamente en la adquisición del microcontrolador y en la respuesta eficiente y precisa. Es importante conocer las características técnicas de funcionamiento, mantenimiento, configuración y calibración de la instrumentación.

Al ser un dispositivo diseñado para portabilidad del usuario se debe tener instrumentación acorde a un determinado espacio de trabajo, el cual no cause incomodidad o actitudes negativas en el usuario. Es importante el desarrollo de proyectos que aporten a problemas sociales, ambientales y económicos como son los relacionados al ámbito de la Salud.

Trabajo Futuro

La aplicación de instrumentación automática dentro del área de la Biomedicina y construcción de dispositivos médicos es un campo extenso de trabajo. Se ha visto que en la actualidad el desarrollo de dispositivos invasivos y no invasivos no tienen la madurez requerida ya que dicho desarrollo se liga a diversas variables inmersas en el procedimiento diario.

Es así como se propone la investigación y construcción de este prototipo para usarse como base de proyectos con similar aplicación o a su vez implementar modificaciones en beneficio de optimizar la funcionalidad del mencionado y mejorar la experiencia de interacción con el usuario final.

Dichas propuestas pudieran estar contextualizadas al uso de instrumentación con un mejor rango de resolución, aplicación de otros métodos de transmisión de movimiento, modos de accionamiento del tipo neumático, hidráulico o eléctricos, un control de caudal para suministro del fármaco usando mecánica de fluidos e inclusive diversas formas para suministro de inyección que no dependan de un medio de contacto físico como una aguja de manera que se mejore la experiencia del usuario.

Al trabajar en un medio de experimentación de este tipo de dispositivos es necesario crear una planta de pruebas, con los recursos necesarios para validar con eficiencia los valores teóricos obtenidos sobre modelos reales con propiedades mecánicas similares a la de la piel.

Es importante que el desarrollo de este tipo de prototipos sea rígido, es decir que el margen de error sea mínimo ya que su aplicación es estrictamente para uso de las personas, de igual manera en caso de generar un prototipo para fines comerciales se deberá basar el diseño en las normas de regulación de la FDA para dispositivos médicos.

Se espera que este tipo de dispositivos evolucione de la fase de investigación y experimentación a comercialización y aplicación dentro del campo sanitario del país y aportar positivamente en la calidad de vida de las personas.

Glosario de términos

Término	Significado
Anafiláctico	Afección clínica potencialmente mortal que resulta de la activación de alergias o no, que afectan las vías inflamatorias o basofólios [127].
Antropomórfica	Elemento con atribución de cualidades o rasgos humanos [128].
Ambulatoria	Dicho de una forma de enfermedad o tratamiento que no obliga al paciente a permanecer en un centro hospitalario [128].
Apirógena	Que no produce fiebre [128].
Epitelio	Que forma parte de la epidermis y la capa externa de las mucosas [128].
EndStop	Conocido como sensor final de carrera, este tipo de sensores al contacto genera una respuesta mecánica, neumática o eléctrica [129].
Extrusión	Dar forma a una masa de cualquier material, haciéndola salir por una abertura especialmente dispuesta [128].
CAD	Diseño asistido por Computadora o fabricación asistida por computadora [130].
Glabra	En referencia a la piel, calvo, lampiño, sin pelo [128].
Hipodérmica	Se hace enfoque en la aguja, objeto que está o se coloca debajo de la piel [128].
Identación	Ensayo que consiste en presionar un identador (objeto) sobre una superficie, dejando una impresión sobre el material [131].
Isométrica	Perspectiva utilizada en dibujo técnico que muestra un objeto con tres superficies básicas, se acerca a la realidad del sólido, la construcción de esta requiere de tres ejes isométricos que forman entre sí ángulos de 120° [132].

Iteraciones	Aplicado al método de soluciones de software para determinar un cálculo matemático mediante repeticiones múltiples [133].
I2C	Es un tipo de bus que facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos con cierto nivel de inteligencia [134].
Resolución	Característica de un sensor, conocida como la capacidad de registrar, discriminando información en detalle [135].
Retroalimentación	Retorno de parte de la energía o de la información de salida de un circuito o un sistema a su entrada [128].
SCL	System Clock, es la línea de los pulsos de reloj que sincronizan el sistema [134].
SDA	System Data, es la línea por la que se mueven los datos entre los dispositivos [134].
Patología	Conjunto de síntomas de una enfermedad [128].
Parental	Administración de dispositivos médicos para suministro de medicina de manera invasiva bajo la piel [30].
Protocolo	Conjunto de reglas que se establecen en el proceso de comunicación entre dos sistemas [128].
PIS	Siglas para definir a las Prácticas de Inyecciones Seguras [7].
Vernier	Conocido como calibrador o pie de rey, es un instrumento de medida de características como longitud en interiores, exteriores y profundidad [136].

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización Panamericana de la Salud, «Inyecciones seguras,» *Boletín de Inmunización*, vol. 31, n° 1, p. 6, 2009.
- [2] Organización Panamericana de la Salud, «Plan regional para el control de calidad y la seguridad de las jeringas,» *Boletín de Inmunización*, vol. 30, n° 3, p. 4, 2008.
- [3] P. E. Miller MA, «The cost of unsafe injections,» *Bull World Health Organ*, vol. 77, n° 10, pp. 808-811, 1999.
- [4] World Health Organization, «Forward Programme 2008-2009,» *World Alliance for Patient Health*, vol. 1, n° 1, pp. 28-34, 2008.
- [5] Organización Mundial de la Salud, «Alianza Mundial para la Seguridad del Paciente: la investigación en seguridad del paciente,» *Patient safety in surgery*, vol. 8, 2014.
- [6] World Health Organization, Summary of the evidence on patient safety: implications for research, Ginebra: WHO Press, 2008.
- [7] World Health Organization., Preámbulo a las soluciones para la seguridad del paciente, Ginebra, Suiza: WHO Press, 2007.
- [8] R. E. H. Y. Prüss-Ustün A, «Estimation of the global burden of disease attributable to contaminated sharps injuries among health-care workers,» *Am J Ind Med*, vol. 48, n° 6, pp. 482-490, 2005.
- [9] M. ,. L. A. D. ,. R. A. A. y. M. C. J. L. Ezzati, «Contaminated injections in health care settings. En: Ezzati M, eta al. Comparative quantification of health risks: global and regional burden of diseases attributable to selected major risk factors,» *WHO Library Cataloguing-in-Publication Data*, vol. 1, n° 1, pp. 1803-1849, 2004.
- [10] I. Robles García, «Dispositivos Automáticos de Autoinyección de medicamentos: Autoinyectores, Plumas y Sistemas sin agujas,» *Panorama actual del medicamento*, vol. 40, n° 395, pp. 742-747, 2016.

- [11] S. R. JJ, «J. Estudio y caracterización del Autoinyectable de atropina oxima DEF. Diseño de nuevos Autoinyectables para Defensa NBQ y otros medicamentos de urgencia,» *Sanid Mil*, vol. 70, n° 1, pp. 7-19, 2014.
- [12] Organización Mundial de la Salud, «Organización Mundial de la Salud,» 23 02 2015. [En línea]. Available: <https://www.who.int/mediacentre/news/releases/2015/injection-safety/es/>. [Último acceso: 02 02 2021].
- [13] C. A. H. T. R. M. R. Y. D. S. E. N. Gurman P, «Prefilled devices for parenteral applications,» *Expert Rev Med Devices*, vol. 11, n° 2, pp. 205-223, 2014.
- [14] S. T. S. y. M. C. Szlaczký, «Contaminación del émbolo de la jeringa por medicamentos,» *Diario de Oncología Farmacia Práctica*, vol. 20, n° 5, pp. 381-385, 2014.
- [15] U. Pruss y . H. Y. Reapitie, «Estimation of the global burden of disease attributable to contaminated sharps injuries among health care workes,» *American journal of industrial medicine*, vol. 48, n° 6, pp. 482-490, 2005.
- [16] R. Gutiérrez, Artist, *Riesgos Biológicos Laborales en el Ejercicio de la Profesión de Enfermería*. [Art]. Universidad Veracruzana, 2009.
- [17] N. Maia, Artist, *Accidentes laborales tipo biológico en el personal de la enfermería, emergencia adultos Hospital Dr. Raúl Leoni Otero*. [Art]. Universidad de Oriente, 2009.
- [18] A. Mehrdad , H. Shaghag y M. Gillen , «Body fluid exposure in nurses of farms province, southern iran,» *Arch iranian med*, vol. 11, n° 5, pp. 515-521, 2008.
- [19] M. Padilla Languré, J. A. García Puga, R. E. Salazar Ruibal, M. O. Quintana Zavala, R. M. Tinajero González, C. Figueroa Ibarra, M. J. Y. Acuna Ruiz y G. X. Moreno Saac, «NORMAS DE BIOSEGURIDAD DEL PERSONAL DE ENFERMERÍA EN UNA INSTITUCIÓN HOSPITALARIA,» *Biotecnia: Revista de Ciencias Biológicas y de la Salud*, vol. 18, n° 2, pp. 29-33, 2016.
- [20] Organización Internacional del Trabajo, «Enfermería laboral en ambiente peligrosos. Día internacional de la enfermera,» 10 Mayo 2007. [En línea]. Available:

http://www.ilo.org/global/about-the-ilo/newsroom/news/WCMS_082615/lang-es/index.htm.. [Último acceso: 29 Marzo 2021].

- [21] M. Alarcón y S. Rubinos, Artists, *Conocimientos y prácticas en la prevención de riesgos biológicos de las enfermeras*. [Art]. Universidad Católica Snato Toribio de Mogrovejo, 2012.
- [22] M. Yuen, D. Chen y G. Dusheiko, «Infección por el virus de la hepatitis B,» *Rev Dis Primers*, vol. 4, n° 18035, 2018.
- [23] J. Song y D. Kim, «Diagnóstico de hepatitis B,» *Ann Transl Med*, vol. 4, n° 18, p. 338, 2016.
- [24] T. Pietschmann y R. JP Brown, «Virus de la hepatitis C,» *NÚMERO ESPECIAL DEL MICROBIO DEL MES: RESISTENCIA A LOS ANTIMICROBIANOS Y NUEVAS TERAPIAS*, vol. 27, n° 4, pp. 379-380, 2019.
- [25] E. Sagnelli, M. Pisaturo, M. Stanzione y V. Messina, «Presentación clínica, resultado y respuesta al tratamiento en pacientes con exacerbación aguda de la hepatitis crónica,» *Clin Gastroenterol Hepatol*, vol. 11, pp. 1174-1180, 2013.
- [26] A. Petruzzello, N. Coppola, A. Diodato, V. Iervolino, R. Azzaro, G. Di Costanzo, C. Di Macchia, T. Di Meo, G. Loquercio y G. Pasquale, «Distribución por edad y sexo de los genotipos del virus de la hepatitis C en el área metropolitana de Nápoles,» *Intervirología*, vol. 56, pp. 206-212, 2013.
- [27] A. Petruzzello, S. Marigliano, G. Loquercio, A. Cozzolino y C. Cacciapuoti, «Epidemiología global de la infección por el virus de la hepatitis C: una actualización de la distribución y circulación de los genotipos del virus de la hepatitis C,» *Mundo J. Gastroenterol*, vol. 22, n° 34, p. 7824–7840, 2016.
- [28] G. A. Reyes Llerena, M. Guibert Toledano, A. Torres Figueroa, A. Navarro Camero, R. Torres Carballeira, G. Reyes Guibert y M. Miranda Ley, «Enfermedades reumáticas y complicaciones metabólicas en pacientes con VIH-SIDA con tratamiento antirretroviral de alta eficiencia,» *Revista Cubana de Reumatología*, vol. 20, n° 3, pp. 114-128, 2018.

- [29] Organización Mundial de la Salud, «Preguntas y respuestas sobre el VIH/SIDA,» Noviembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.who.int/features/qa/71/es/>. [Último acceso: 29 Marzo 2021].
- [30] A. Míguez Burgos , «Farmacocinetica. Vias de administración de fármacos en Urgencias y Emergencias,» FREMAP, Jardín, Sevilla, 2009.
- [31] A. Montalvo Díaz, «ADMINISTRACIÓN PARENTERAL DE MEDICAMENTOS,» de *Conferencia Administracion Parenteral de medicamentos 2017*, Sincelejo, Colombia, 2017.
- [32] Osakidetza-Servicio Vasco de Salud, «Administración de medicamentos por vía subcutánea,» *Boletín Farmacológico del Hospital Psiquiátrico de Álava, Comisión de Farmacia y Terapéutica*, nº 5, 2004.
- [33] D. Leno González, J. Leno González, M. Lozano Guerrero y A. Fernández Romero, «Fundamentos de la administración subcutánea continua y en bolus en cuidados paliativos,» *Enfermería Global*, vol. 5, pp. 1-12, 2004.
- [34] E. López Imedio, «La infusión subcutánea continua. Dispositivos y bombas de infusión portátiles,» de *Enfermería en Cuidados Paliativos*, Madrid, Panamericana, 1998, pp. 197-208.
- [35] D. Quera, M. Roig y A. Faustino, «Colocación y mantenimiento de una vía subcutánea,» *FMC*, vol. 10, nº 8, pp. 556-557, 2003.
- [36] F. M. Hendriks, *Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo*, Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2005.
- [37] J. A. Isaza López, *Mechanical Behavior of Skin in Function of its Layers Thickness*, Medellín: Universidad Nacional de Colombia, 2019.
- [38] A. Vela, *Tesis doctoral : Caracterización histológica, histoquímica e inmunohistoquímica de la piel palmoplantar humana*, Granada: Universidad de Granada, 2018.

- [39] M. Geerligs, *Skin layer mechanics*, Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, 2010.
- [40] B. K. Rapolu , «"Sistemas de inyección sin aguja,La innovación farmacéutica,» *The Pharma innovation* 7725, vol. 1, nº 9, pp. 57-, 2012.
- [41] N. Palastanga, D. Field y R. Soames, *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*, Barcelona: Editorial paidotribo, 2007.
- [42] J. Reiriz Palacios, «TEJIDOS. MEMBRANAS. PIEL. DERIVADOS DE LA PIEL,» *Infermera virtual*, vol. 1, pp. 1-37, 2009.
- [43] A. Míguez Burgos, D. Muñoz Simarro y S. Tello Pérez, «Recuerdo anatómico de la piel: Estructura y funciones,» *Revista electrónica PortalesMedicos.com*, vol. 1, pp. 1-3, 2012.
- [44] G. Leyva Gómez, N. Zacáula Juárez, M. Álvarez Camacho, K. Tolentino Bazán y M. Morales García, «Evaluation of the biomechanical properties of the skin in a burned patient with a non-invasive and quantitative method,» *Investigación en Discapacidad*, vol. 6, nº 2, pp. 88-93, 2017.
- [45] B. Holt, A. Tripathi y J. Morgan, «Viscoelastic response of human skin to low magnitude physiologically relevant shear,» *J Biomech*, vol. 41, pp. 2689-2695, 2008.
- [46] A. Firooz, A. Rajabi-Estarabadi, H. Zartab, N. Pazhohi, F. Fanian y L. Janani, «The influence of gender and age on the thickness and echo-density of skin,» *Ski Res. Technol*, vol. 23, nº 1, pp. 13-20, 2017.
- [47] G. Limbert, «Biotribology of the ageing skin—Why we should care,» *Biotribology*, vol. 17, nº March, pp. 75-90, 2019.
- [48] Y. Lee y L. Hwang, «Skin thickness of Korean adults,» *Surg. Radiol. Anat*, vol. 24, nº 3-4, pp. 183-189, 2002.
- [49] P. Bergstresser, R. Pariser y J. Taylor, «Counting and Sizing of Epidermal Cells in Normal Human Skin,» *J. Invest. Dermatol*, vol. 70, nº 5, pp. 208-284, 1978.

- [50] C. Pailler-Mattei, S. Bec y H. Zahouani, «In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests,» *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, n° 5, pp. 599-606, 2008.
- [51] M. Abellan, H. Zahouani y B. J., «Contribution to the Determination of In Vivo Mechanical Characteristics of Human Skin by Indentation Test,» *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 1, pp. 1-11, 2013.
- [52] J. Sandby-Møller, T. Poulsen y H. Wulf, «Epidermal thickness at different body sites: relationship to age, gender, pigmentation, blood content, skin type and smoking habits,» *Acta Derm. Venereol.*, vol. 83, n° 6, pp. 410-413, 2003.
- [53] J. Isaza, D. Lacronix y J. Ramírez, «Influence of indentation test factors on the mechanical response of the skin,» *Univ. Sci.*, vol. 24, n° 1, pp. 49-72, 2019.
- [54] P. Agache, C. Monneur, J. Leveque y J. Rigal, «Propiedades mecánicas y módulo de Young de la piel humana in vivo,» *Archives of Dermatological Research*, vol. 269, pp. 221-232, 1980.
- [55] J. Manschot y A. Brakkee, «La medición y modelización de las propiedades mecánicas de la piel humana in vivo -II,» *El modelo, Journal of Biomechanics.*, vol. 19, pp. 517-521, 1986.
- [56] F. Hendriks, D. Brokken, C. Oomens, D. Bader y F. Baaijens, «Contribuciones relativas de diferentes capas de piel al comportamiento mecánico de la piel humana in vivo mediante experimentos de succión,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, pp. 259-266, 2006.
- [57] S. Diridollou, F. Patat, F. Gens, L. Vaillant, D. Black, J. Lagarde, Y. Gall y M. Berson, «Modelo in vivo de las propiedades mecánicas de la piel humana bajo succión,» *Skin Research and Technology*, vol. 6, pp. 214- 221, 2000.
- [58] D. Bader y P. Bowker, «Características mecánicas de la piel y los tejidos subyacentes in vivo,» *Biomaterials*, vol. 4, pp. 305-308, 1983.

- [59] D. Bader y P. Bowker, «Mechanical characteristics of skin and underlying tissues in vivo,» *Biomaterials*, vol. 4, pp. 305-308, 1983.
- [60] V. Falanga y B. Bucalo, «Use of a durometer to assess skin hardness,» *J Am Acad Dermatol*, vol. 29, pp. 47-51, 1993.
- [61] K. Fujii, T. Sato, K. Kameyama, I. Inoue, K. Yokoyama y K. Kobayashi, «Imaging hardness distribution in soft tissue in vivo using forced vibration and ultrasonic detection,» *Acoust Imag Proc*, vol. 21, pp. 253-258, 1994.
- [62] M. Dresner, G. Rose, P. Rossman, R. Muthupillai, A. Manduca y R. Ehman, «Magnetic resonance elastography of skeletal muscle,» *J. Magn Reson Imaging*, vol. 13, pp. 269-276, 2001.
- [63] J. Krizek, P. Delrot y C. Moser, «Régimen repetitivo de microinyectores de líquido altamente concentrados para inyección,» *Scientific Reports: naturesearch*, vol. 10, n° 5067, pp. 1-9, 2020.
- [64] O. Álvarez Hernández, N. Paz Gómez, A. Alfonso González y B. & Rodríguez Padrón, «Breve reseña histórica de la Jeringuilla,» *Revista Médica Electrónica*, vol. 25, n° 3, pp. 176-181, 2014.
- [65] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA, Jeringa, Diccionario de la lengua española (23. ° ed., 2014.
- [66] F. Hernández y I. & Navascués, «Terminología galénica,» *Panace*, vol. 1, n° 2, p. 11, 2000.
- [67] J. A. Castro y L. J. A. & Garzón, «HISTORIA DE LA JERINGA ODONTOLÓGICA,» *Ustasalud*, vol. 2, n° 2, pp. 114-118, 2003.
- [68] C. Hackett y M. Göckel, «Instrumental y Técnica de la Inyección intramuscular en las campañas de tratamiento colectivo de las Treponematosis,» *Bulletin of the World Wealth Organization*, vol. 19, n° 3, pp. 23-32, 1958.

- [69] I. Carrera Fornas, «NUEVA JERINGA AUTOMATICA, ANTISIDA, ANTIINFECCION». Valencia, España Patente Es 2097710, 01 Abril 1997.
- [70] Alcaldía de Medellín, «Boletín Programa Ampliado de Inmunizaciones,» #2, Medellín, 2017.
- [71] T. Kale y M. Momin, «Tecnología de inyección sin aguja: descripción general,» *Inov Pharm*, vol. 5, n° 1, 2014.
- [72] J. Rodríguez Lelis, J. Arellano Cabrera, J. Navarro Torres, S. Reyes Galindo, A. Abúndez Pliego y M. Vargas Treviño, «Desarrollo de agujas hipodérmicas de bajo coeficiente de fricción para reducir la sensación de dolor,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* •, vol. 30, n° 2, pp. 85-91, 2009.
- [73] Consejo Asesor de Vacunaciones de Euskadi, *Manual de vacunaciones*, Vitoria-Gasteiz: Servicio Central de Publicaciones del Gobierno Vasco, 2016.
- [74] Asociación Española de Normalización (UNE-EN), *Protección contra heridas punzantes. Requisitos y métodos de ensayo. Dispositivos de protección de agujas hipodérmicas, introductores de catéteres y agujas usadas para el uso de sangre, no reutilizables.*, ISO 23908, 2013.
- [75] Asociación Española de Normalización (UNE-EN), *Sistemas de inyección por aguja para uso médico. Requisitos y métodos de ensayo. Parte 1: Sistemas de inyección por aguja.*, ISO 11608, 2015.
- [76] Asociación Española de Normalización (UNE-EN), *Jeringuillas hipodérmicas estériles de un solo uso. Parte 1: Jeringuillas para utilización manual.*, ISO 7886-1, 2018.
- [77] Asociación Española de Normalización (UNE-EN), *Jeringuillas hipodérmicas estériles de un solo uso. Parte 2: Jeringuillas para utilizar con bombas de jeringa accionadas por energía eléctrica.*, ISO 7886-2, 2020.

- [78] Asociación Española de Normalización (UNE-EN), *Jeringuillas hipodérmicas estériles de un solo uso. Parte 3: Jeringuillas autobloqueantes para inmunización con dosis fija.*, ISO 7886-3, 2020.
- [79] E. Montijo Valenzuela, T. Poom Bustamante, F. Espinoza Zallas, F. Ramírez Coronel, E. Sámano Hermosillo y Á. Romero Ochoa , «PROPUESTA DE UN MÉTODO ADECUADO DE ESTERILIZACIÓN Y EMBALAJE PARA DISPOSITIVO MÉDICO INVASIVO, APEGADO A LA NORMATIVIDAD DE LA FDA,» *Revista de Investigación Académica sin Fronteras* , vol. 13, nº 32, pp. 1-23, 2020.
- [80] FDA, «Is the product a Medical Device?,» FDA, 2018. [En línea]. Available: <https://www.fda.gov/medicaldevices/deviceregulationandguidance/overview/classifyyourdevice/ucm051512.htm>. [Último acceso: 06 Julio 2021].
- [81] W. Khan, E. Muntimadugu, M. Jaffe y A. Domb, *Focal Controlled Drug Delivery*, London: Springer, 2014.
- [82] FDA: Center for Devices and Radiological Health, «DESIGN CONTROL GUIDANCE FOR MEDICAL DEVICE MANUFACTURERS,» Government Printing Office (GPO) , Washington D.C., 1997.
- [83] J. Sánchez Ramos, «Estudio y caracterización del Autoinyectable de atropinaoxima DEF. Diseño de nuevos Autoinyectables para Defensa NBQ y otros medicamentos de urgencia,» *REVISTA DE SANIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS DE ESPAÑA*, vol. 70, nº 1, pp. 9-66, 2014.
- [84] B. Balagani y M. Sindhuri, «Sistema de suministro de medicamentos sin aguja: Una actualización de la Evolución próxima,» *Revista Mundial de Farmacia y Ciencias Farmacéuticas*, vol. 4, nº 2, pp. 409-432, 2015.
- [85] A. Ravi, D. Sadhn, D. Nagpaal y L. Chawla, «Tecnología de inyección sin aguja: una visión completa,» *Int J Pharm Investig*, vol. 5, nº 4, pp. 192-199, 2015.
- [86] T. King, «Encyclopedia of Pharmaceutical Technology 3rd ed. James Swarbrick Informa Healthcare,» *Drug delivery: Needle-free systems*, vol. 1, p. 1212, 2007.

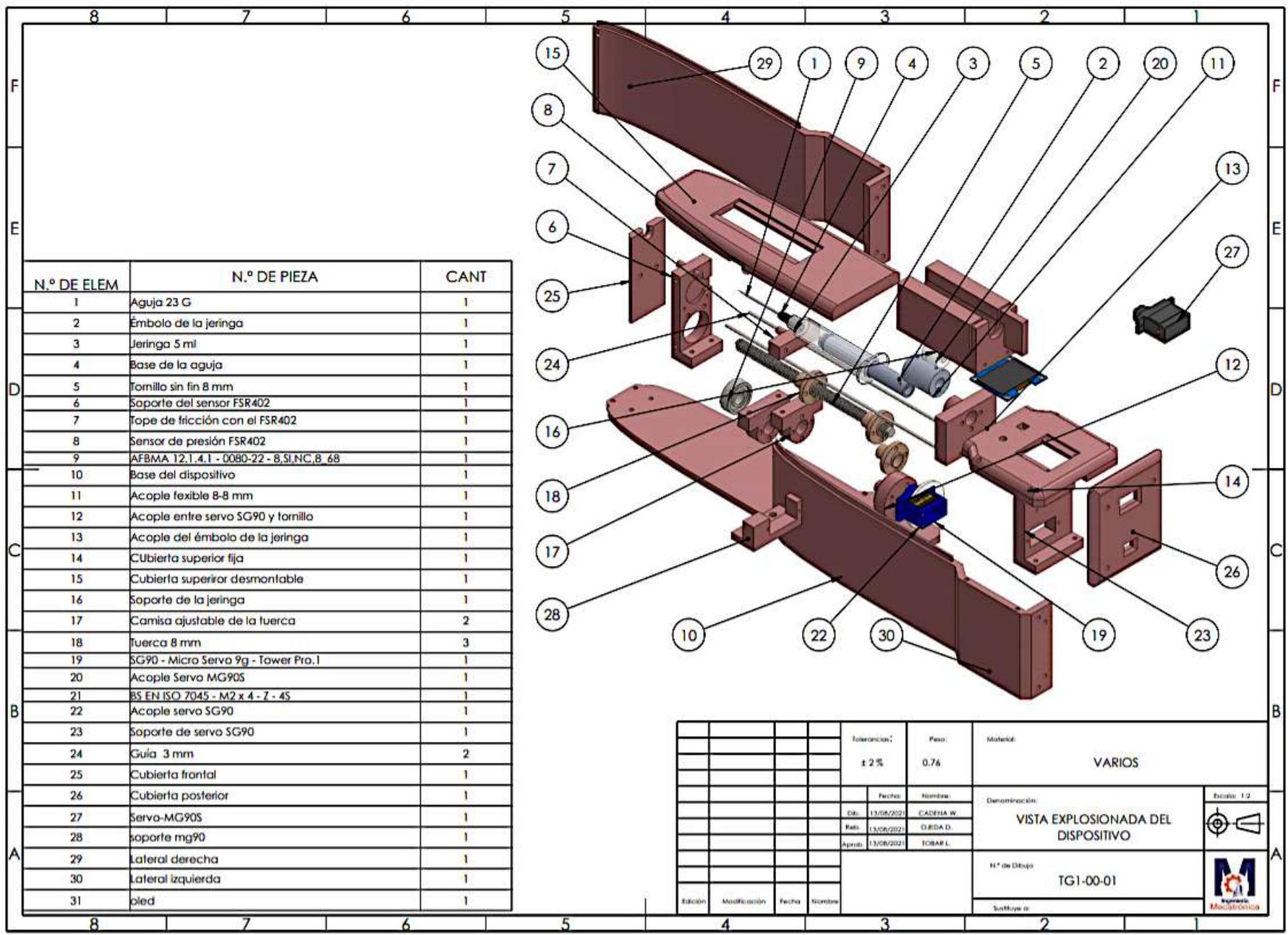
- [87] E. Lida, V. Jiju y A. Elesy, «UNA REVISIÓN DE LA TECNOLOGÍA DE INYECCIÓN SIN AGUJA,» *Revista mundial de investigación farmacéutica*, vol. 7, nº 2, pp. 393-403, 2018.
- [88] Muhasin y G. Nanjunde, «NFIT (tecnología de inyección sin aguja),» *Review Article JNPE*, vol. 5, nº 3, pp. 68-71, 2019.
- [89] I. Hunter y N. George, «Vacunas e inyecciones que pronto se administrarán mediante pequeños chorros de alta presión sin aguja,» *J Med Eng Phys*, 2012.
- [90] G. Jagadeesh, G. Prakash y S. Rakesh, «Administración de vacunas sin aguja mediante ondas de micro-choque,» *Inmunología clínica y vacunal: CVI*, vol. 18, pp. 539-545, 2011.
- [91] C. Mohanty, «Sistemas de administración de fármacos sin aguja: una revisión de Chandan Mohanty,» *Revista Internacional de Investigación y Desarrollo Farmacéutico*, vol. 3, nº 7, pp. 7-15, 2011.
- [92] M. Sunitha Reddy, M. Ranjith Kumar, K. Sanjay Kumar, A. G. y P. Santhosh Kumar, «Revisión sobre los sistemas de administración de fármacos sin aguja,» *Life. SCI*, vol. 1, nº 2, pp. 76-82, 2011.
- [93] T. Burkoth, B. Bellhouse, G. Hewson, D. Longridge, A. Muddle y D. Sarphie, «Revisar la administración de fármacos en polvo transdérmica y transmucosa,» *Crit Rev Ther Drug Carrier Syst*, vol. 16, nº 4, pp. 331-384, 1999.
- [94] B. K. Rapolu , «Sistemas de inyección sin aguja,» *Pharma Innovations Journal*, vol. 1, nº 9, 2012.
- [95] J. Schramm y S. Mitragotri, «Administración transdérmica de fármacos mediante inyectoras a chorro: energía de la formación y penetración del chorro.,» *Pharm Res*, vol. 19, nº 11, pp. 1673-1679, 2002.
- [96] E. Koledova, G. Stoyanov, L. Ovbude y P. Davies, «Resultados de adherencia y crecimiento a largo plazo: resultados del estudio observacional easypod connect

- (ECOS) en pacientes pediátricos con trastornos del crecimiento,» *Endocr Connect*, vol. 7, n° 8, pp. 914-923, 2018.
- [97] J. Dahlgren, «Easypod: un nuevo dispositivo de inyección electrónica para la hormona del crecimiento,» *Dispositivos Expert Rev Med*, vol. 5, n° 3, pp. 297-304, 2008.
- [98] A. Lugaesi, «RebiSmart (version 1.5) device for multiple sclerosis treatment,» *Expert Opin Drug Deliv*, vol. 10, n° 2, pp. 273-283, 2013.
- [99] V. Devonshire, A. Feinstein y P. Moriarty, «Adherence to interferon β -1a therapy using an electronic self-injector in multiple sclerosis: a multicentre, single-arm, observational, phase IV study,» *BMC research notes*, vol. 9, n° 148, pp. 2-11, 2016.
- [100] Serono E. REBIFF, *Product Monograph*, 2013.
- [101] I. Weller, A. Saake, T. Schreiner, J. Vogelreuter y N. Petroff, «Patient satisfaction with the BETACONNECT™ autoinjector for interferon beta-1b.,» *Patient Preference and Adherence: Dovepress*, vol. 9, pp. 951-959, 2015.
- [102] P. Gurman, A. Chi, T. Hood, M. Reina, Y. Rosen, S. D'hers y N. Elman, «Prefilled devices for parenteral applications,» *Expert Rev Med Devices*, vol. 11, n° 2, pp. 205-223, 2014.
- [103] J. C. Aguiar, R. C. Hedstrom, W. O. Rogers, Y. Charoenvit, J. B. Sacci, D. E. Lanar, V. F. Majam, R. R. Stout y S. L. Hoffman, «Enhancement of the immune response in rabbits to a malaria DNA vaccine by immunization with a needle-free jet device,» *Elsevier*, vol. 20, n° 1-2, pp. 275-280, 2001.
- [104] R. Bharath Kumar, «Needle free injection systems,» *The pharma innovation*, vol. 1, n° 9, pp. 57-72, 2012.
- [105] S. Patwekar, S. Gattani y M. Pande, «Needle Free Injection System: a Review,» *International Journal Of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences*, vol. 5, n° 4, pp. 14-19, 2013.
- [106] J. Graham, «Profound, needle-free anesthesia in orthodontics,» *J Clin Orthod*, vol. 40, n° 12, pp. 723-724, 2006.

- [107] J. M. Dorador González y J. Díaz, «MECANISMOS DE TRANSMISIÓN Y ACTUADORES UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE MANO,» de *MEMORIAS DEL XV CONGRESO INTERNACIONAL ANUAL DE LA SOMIM*, Sonora, Mexico, 2009.
- [108] Una Norma Española (UNE-EN), *Agujas hipodérmicas para un solo uso. Código de color para la identificación*, ISO 6009, 2017.
- [109] O. Gomis-Bellmunt, S. Galceran-Arellano, A. Sudria-Andreu, D. Montesinos-Miracle y L. Campanile, «Linear electromagnetic actuator modeling for optimization of mechatronic and adaptronic systems,» *Mecatrónica*, vol. 17, nº 2-3, pp. 153-163, 2007.
- [110] E. García, M. Ruíz y X. Sandoval, «Diseño de un Actuador Electromecánico Lineal Guiado,» de *Sinergia Mecatrónica*, Querétaro, Instituto Politécnico Nacional, 2019, pp. 404-410.
- [111] R. L. Norton, *Diseño de Máquinas (Un enfoque integrado)*, México: Pearson Education, 2010.
- [112] Burckbuchler y V., «Rheological and syringeability properties of highly concentrated human polyclonal immunoglobulin solutions,» *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, vol. 76, nº 1, pp. 351-356, 2010.
- [113] Robinson, H. T., E. E., G. N., C. L. y S., «The Quantification of Injectability by Mechanical Testing.,» *Journal of Visualized Experiments*, vol. 159, pp. 1-5, 2020.
- [114] Florez, R. C. y Á., «Administración de medicación por vía Intramuscular,» *Manual de Protocolos y Procedimientos generales de Enfermería*, pp. 1-5, 2010.
- [115] B. Godínez , E. Barrera, J. Aguilar, H. Panteul, J. Noriega, E. Ramírez , D. Figueroa, J. Samayoa y J. Cifuentes, «Ingeniería de control,» Universidad de San Carlos, Guatemala, 2004.
- [116] K. Ogata, *Ingeniería de control moderna*, Madrid: Pearson, 2010.
- [117] L. Serna y F. Albán, «Ácido poliláctico (PLA): Propiedades y aplicaciones,» *Ingeniería y competitividad*, vol. 5, nº 1, pp. 16-26, 2003.

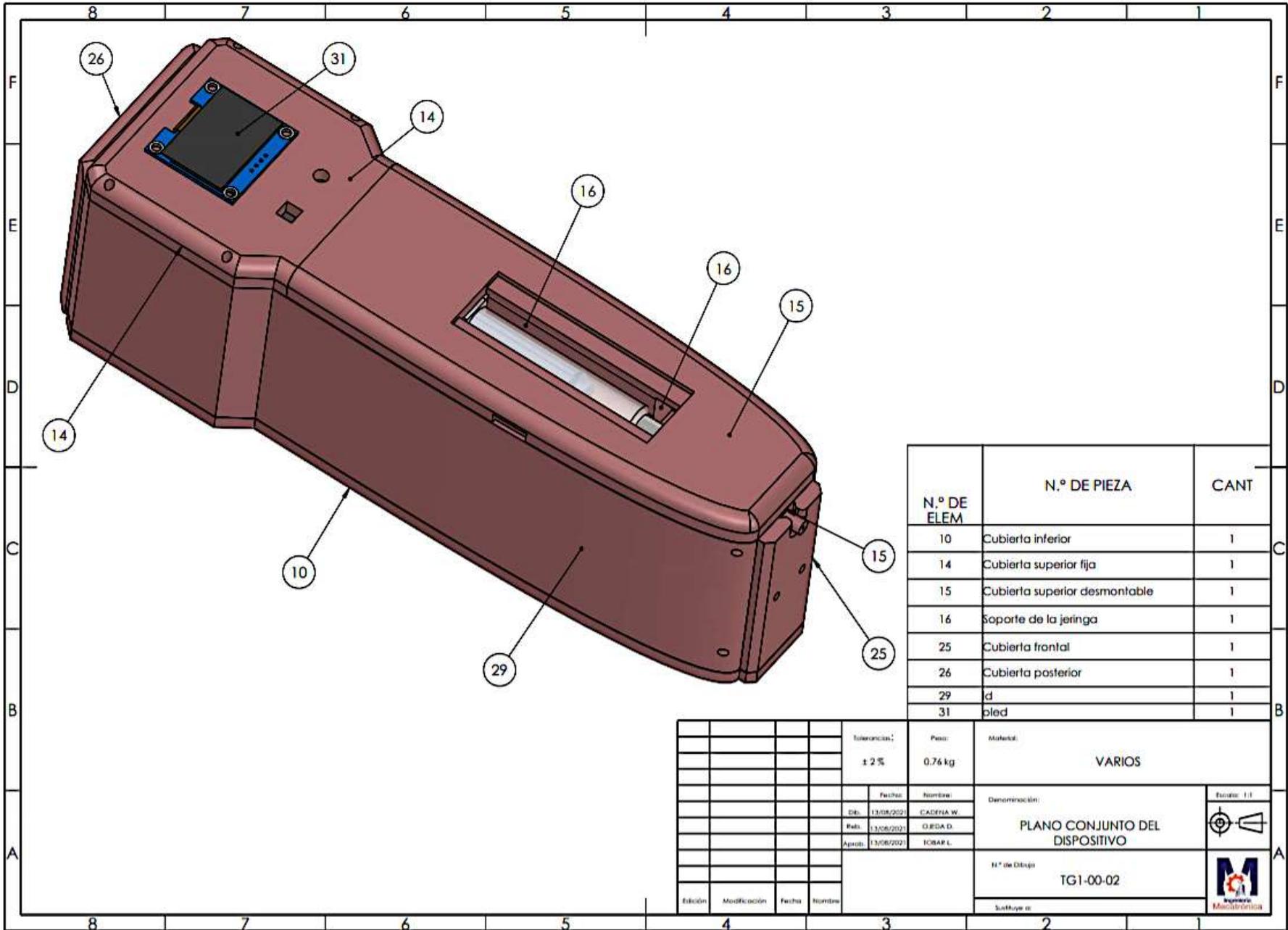
- [118] J. E. Silva Miksch, *Seguridad y Protección en la electrónica medica para el paciente y equipo*, Quito: Escuela politécnica Nacional, 1984.
- [119] A. Benavides y J. Honores, *Diseño de los sistemas de seguridad eléctrica según normas internacionales para un quirófano*, Cuenca: Universidad del Azuay, 2006.
- [120] P. Gómez, *Diseño y construcción de puestas a tierra para el colegio técnico industrial Gualaceo, basado en las recomendaciones prácticas para el aterrizamiento en sistemas eléctricos comerciales e industriales de la IEEE*, Cuenca: Universidad Técnica Salesiana, 2010.
- [121] Y. Siok Been, «Bajo consumo energético sin comprometer el desempeño del material aislante,» *Electrónica y comunicaciones*, vol. 32, n° 275, pp. 9-11, 2011.
- [122] Association Connecting Electronics Industries (IPC), «"IPC-2221 Generic Standard on Printed Board Design,» *Association Connecting Electronics Industries*, vol. 1, p. Northbrook IL, 2018.
- [123] J. M. Rodríguez, J. A. Arellano Cabrera, J. Navarro Torres, S. Reyes Galindo, A. Abúndez Pliego y M. Vargas Treviño, «Desarrollo de agujas hipodérmicas de bajo coeficiente de fricción para reducir la sensación de dolor,» *REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, vol. 30, n° 2, pp. 85-91, 2009.
- [124] C. Benjamin , *Sistemas de control Automático*, Pretince, 1996.
- [125] D. Richard, *Sistemas de control Modernos.*, LTC, 2001.
- [126] C. I. Cano Gómez, *Plantilla instrumentada para medición de la presión plantar*, Ibarra: UTN, 2020.
- [127] R. Bustamante Bozo, «Anaphilactic shock and anaphylaxis,» *Revista Chilena de Anestesia*, vol. 50, n° 1, pp. 27-55, 2020.
- [128] REAL ACADEMIA ESPAÑOLA, *Diccionario de la lengua española*, [versión 23.4 en línea]: <<https://dle.rae.es/>> [14-07-2021], 23.^a ed.

- [129] J. Colomer Barbera, *Estudio de los sensores para la detección de obstáculos aplicables a robots móviles*, Cataluña : Universitat Oberta de Catalunya, 2018.
- [130] F. Duret y J. Preston, «CAD/CAM imaging in dentistry.,» *Current opinion in dentistry*, vol. 1, n° 2, pp. 150-154, 1991.
- [131] J. M. Meza, C. Chaves y J. M. Vélez, «Técnicas de indentación: medición de propiedades mecánicas en cerámicas,» *Dyna*, vol. 73, n° 149, pp. 82-93, 2006.
- [132] M. Amaguaya, L. Flores y C. Meléndez , *Propuesta metodológica para dibujar proyecciones isométricas*, Chimborazo: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2020.
- [133] J. L. Sánchez, «Arquitecturas para CAD/CAM.,» *Arquitecturas avanzadas de computadora*, 2010.
- [134] E. Carletti, «Comunicación-Bus I2C,» *Robots Argentina*, 2007.
- [135] O. Cardozo y C. Da Silva, «Aplicaciones urbanas de los sensores remotos,» *Geografía digital*, vol. 10, n° 20, pp. 1-6, 2013.
- [136] H. Muñoz, *Incertidumbre en la calibración de calibradores tipo vernier.*, Querétaro : Centro Nacional de Metrología, 2001.



N.º DE ELEM	N.º DE PIEZA	CANT
1	Aguja 23 G	1
2	Émbolo de la jeringa	1
3	Jeringa 5 ml	1
4	Base de la aguja	1
5	Tornillo sin fin 8 mm	1
6	Soporte del sensor FSR402	1
7	Tope de fricción con el FSR402	1
8	Sensor de presión FSR402	1
9	AFBMA 12.1.4.1 - 0080-22 - 8,SI,NC,8 68	1
10	Base del dispositivo	1
11	Acople flexible 8-8 mm	1
12	Acople entre servo SG90 y tornillo	1
13	Acople del émbolo de la jeringa	1
14	Cubierta superior fija	1
15	Cubierta superior desmontable	1
16	Soporte de la jeringa	1
17	Camisa ajustable de la fuerza	2
18	Tuerca 8 mm	3
19	SG90 - Micro Servo 9g - Tower Pro.1	1
20	Acople Servo MG90S	1
21	B5 EN ISO 7045 - M2 x 4 - Z - 4S	1
22	Acople servo SG90	1
23	Soporte de servo SG90	1
24	Guía 3 mm	2
25	Cubierta frontal	1
26	Cubierta posterior	1
27	Servo-MG90S	1
28	soporte mg90	1
29	Lateral derecha	1
30	Lateral izquierda	1
31	aled	1

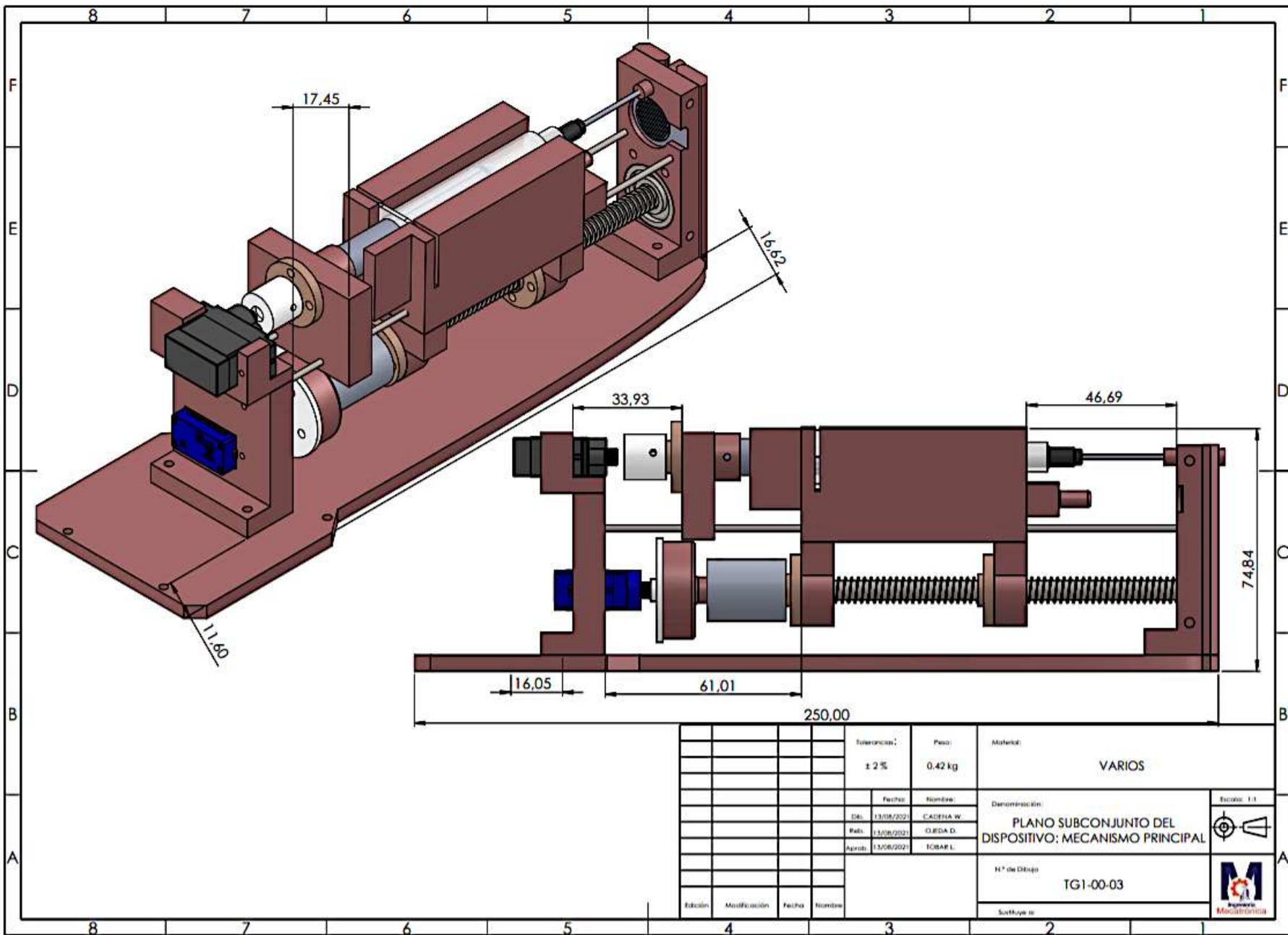
Tolerancias:		Peso:	Materiales:	VARIOS
± 2 %		0.76		
Fecha:		Nombre:	Denominación: VISTA EXPLOSIONADA DEL DISPOSITIVO	
Dib.:	13/04/2021	CADEHA W		
Rel.:	13/04/2021	D. JEDA D.		
Aprob.:		13/05/2021	TOBAR L.	Escala: 1:2
H.º de Dibujo:				
Son Hoja n.º:			TGI-00-01	



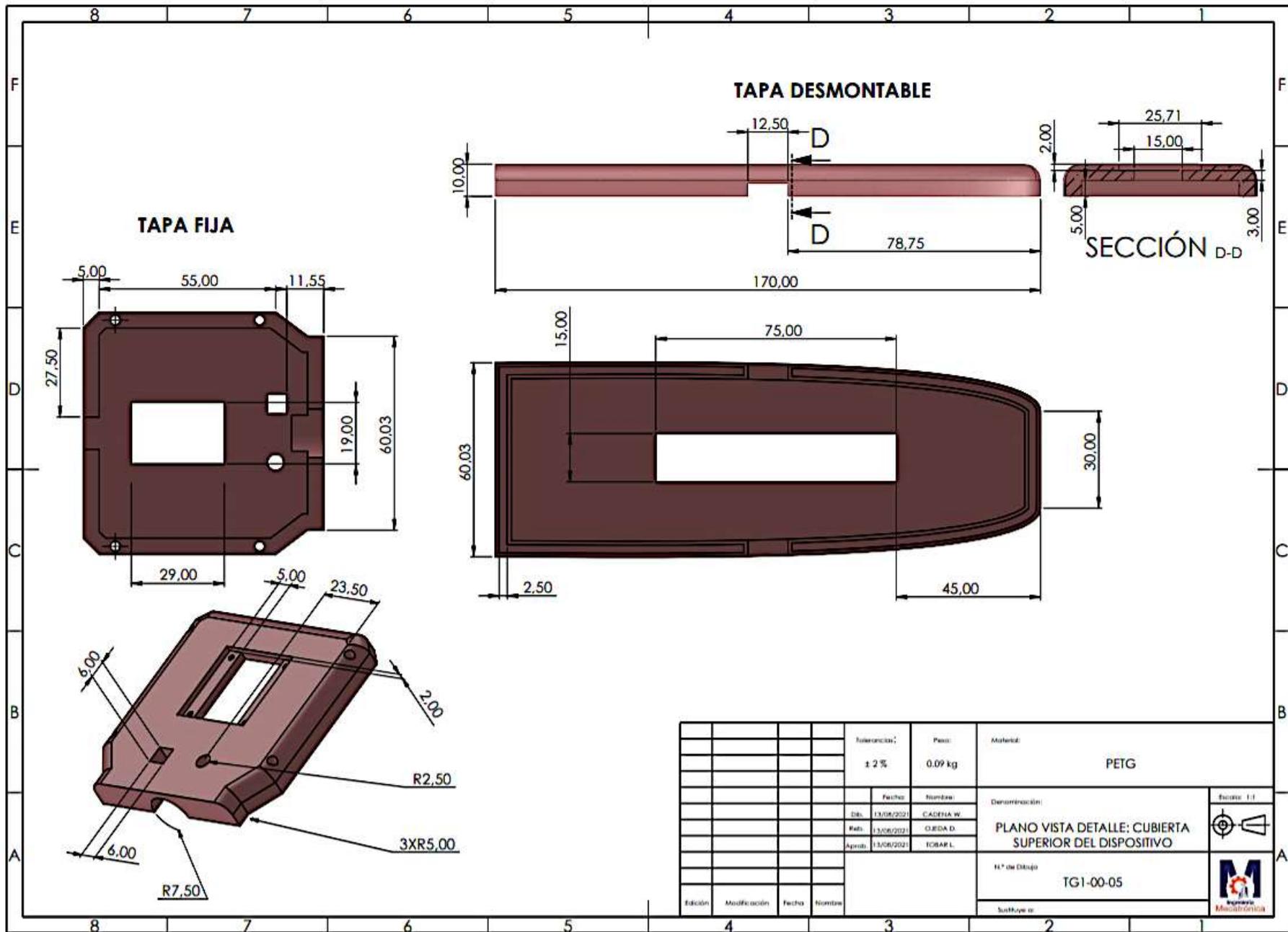
N.º DE ELEM	N.º DE PIEZA	CANT
10	Cubierta inferior	1
14	Cubierta superior fija	1
15	Cubierta superior desmontable	1
16	Soporte de la jeringa	1
25	Cubierta frontal	1
26	Cubierta posterior	1
29	Id	1
31	plug	1

Tolerancia:		Peso:	Materia:	VARIOS
± 2%		0.76 kg		
Edición		Fecha:	Nombre:	Denominación:
Modificación		13/08/2022	CADEFIA W	
Fecha		13/08/2022	O.RIDA D	
Nombre:		13/08/2022	ICBAR L	N.º de Diseño
				TG1-00-02
				Subtítulo:

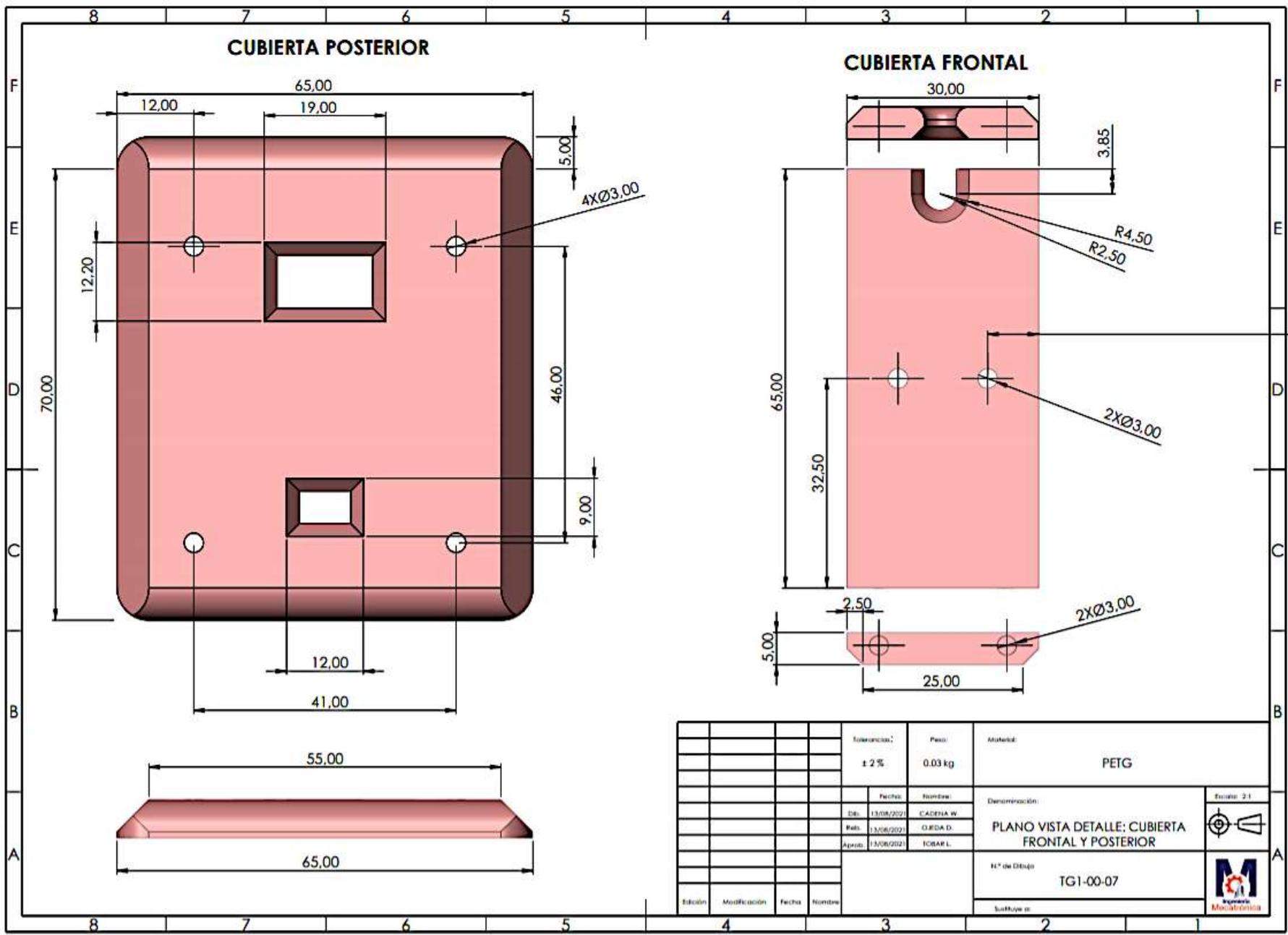
Escala: 1:1



Tolerancias:		Peso:	Materiales:
± 2 %		0.42 kg	VARIOS
Fecha:	Nombre:	Denominación:	
13/08/2021	CADENA W.	PLANO SUBCONJUNTO DEL DISPOSITIVO: MECANISMO PRINCIPAL	
13/08/2021	OJEDA D.	N° de Dibujo:	
13/08/2021	ICBAFL	TG1-00-03	
Edición		Modificación	
Fecha		Nombre	
		Escala: 1:1	



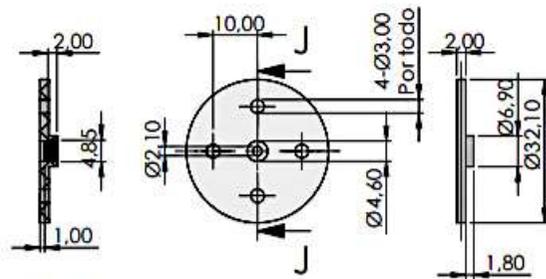
Tolerancias:		Peso:	Material:
± 2 %		0.09 kg	PETG
Fecha:			Denominación:
13/08/2021			PLANO VISTA DETALLE: CUBIERTA SUPERIOR DEL DISPOSITIVO
Dib.:			Escala:
CADENA W			1:1
Fch.:			
13/08/2021			
Aprob.:			
ICRAN L			
H.º de Dibujo:		N.º de Hoja:	
TG1-00-05		1 de 1	
Edición:		Sufraya o:	
Modificación:			
Fecha:			
Nombre:			



Tolerancias:		Peso:	Materia:	PETG
± 2%		0.03 kg		
Edición		Fecha:	Nombre:	Denominación:
Modificación		13/06/2021	CADEHA W	
Fecha		13/06/2021	OLVEDA D.	
Nombre		13/06/2021	ICIBAF L.	PLANO VISTA DETALLE: CUBIERTA FRONTAL Y POSTERIOR
H* de Dibujo				Escala: 2:1
TG1-00-07				
Software:				

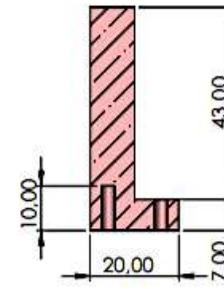
Soporte del Servo SG90

Cabezal de servo SG90



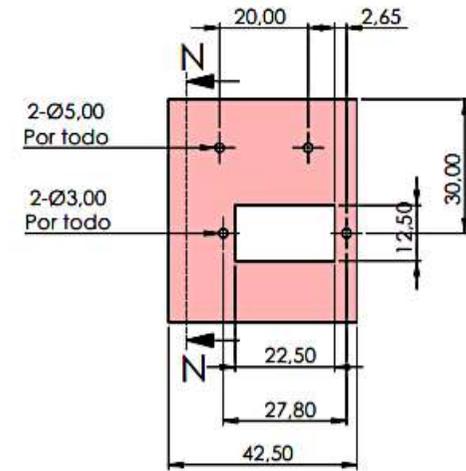
SECCIÓN J-J

ESCALA 1:1

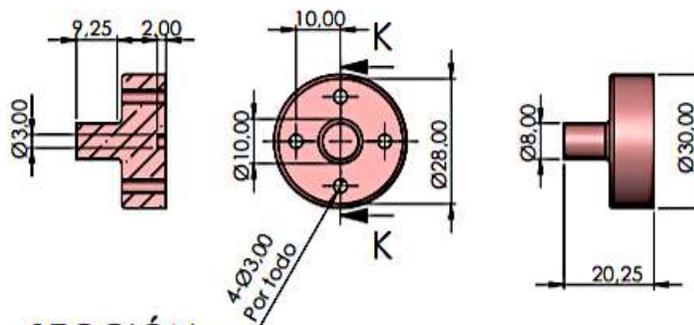


SECCIÓN N-N

ESCALA 1:1

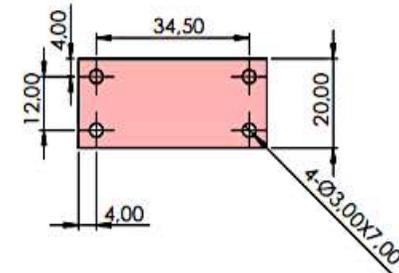


Acople de cabezal



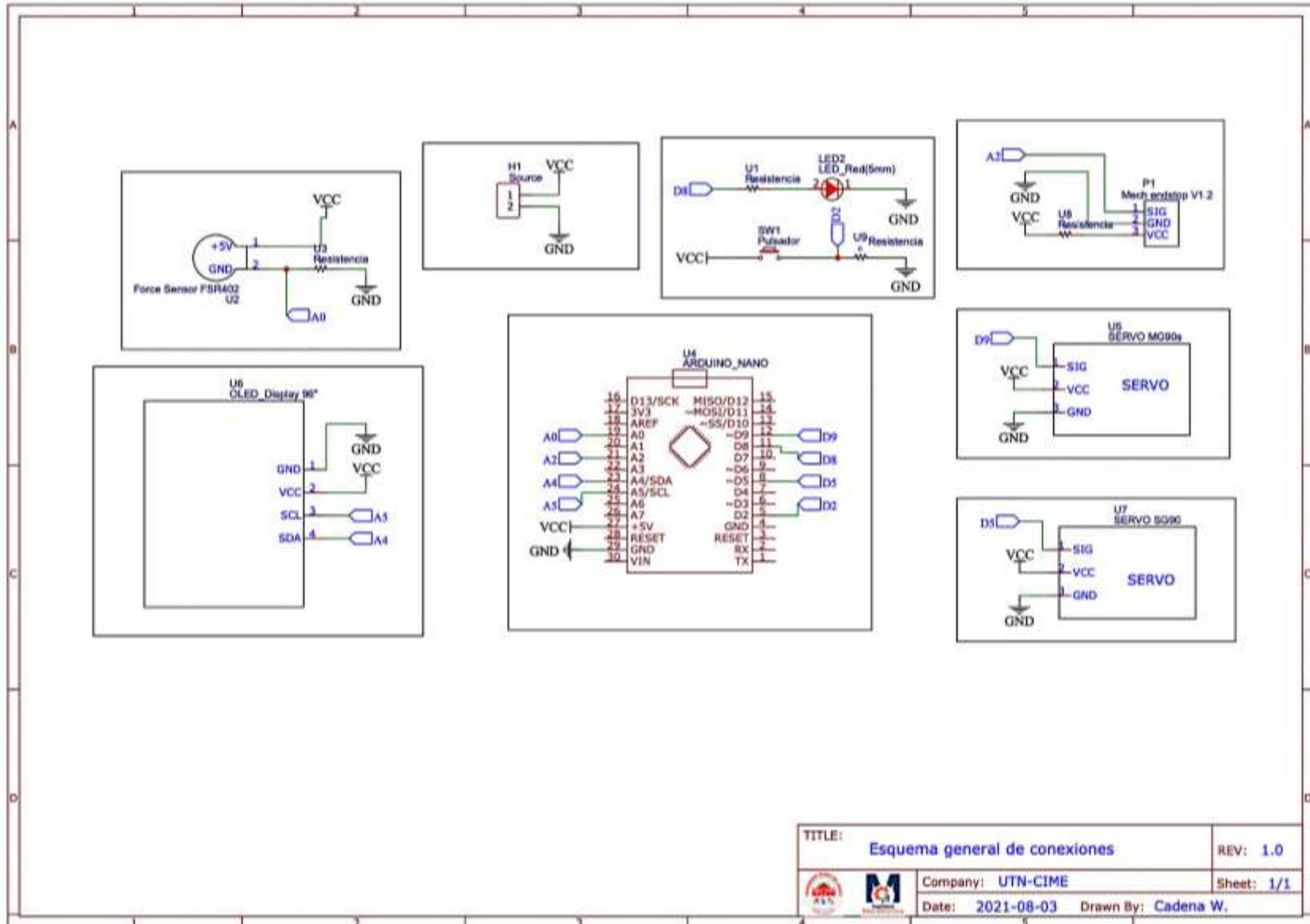
SECCIÓN K-K

ESCALA 1:1



Tolerancias:		Peso:	Materia:	Escala: 1:1 PLANO VISTA DETALLE: ACCESORIOS SERVO SG90 N.º de Dibujo: TG1-00-09 Suporte:	
± 2 %		0.04 kg	PETG		
Fecha:	Nombre:	Denominación:			
03/06/2021	CADENA W				
Fecha:	Nombre:	Denominación:			
03/06/2021	D.EDA D				
Fecha:	Nombre:	Denominación:			
03/06/2021	IGORAR L				
Edición:	Modificación:	Fecha:	Nombre:		

B. Esquemas eléctricos



C. Diseño PCB

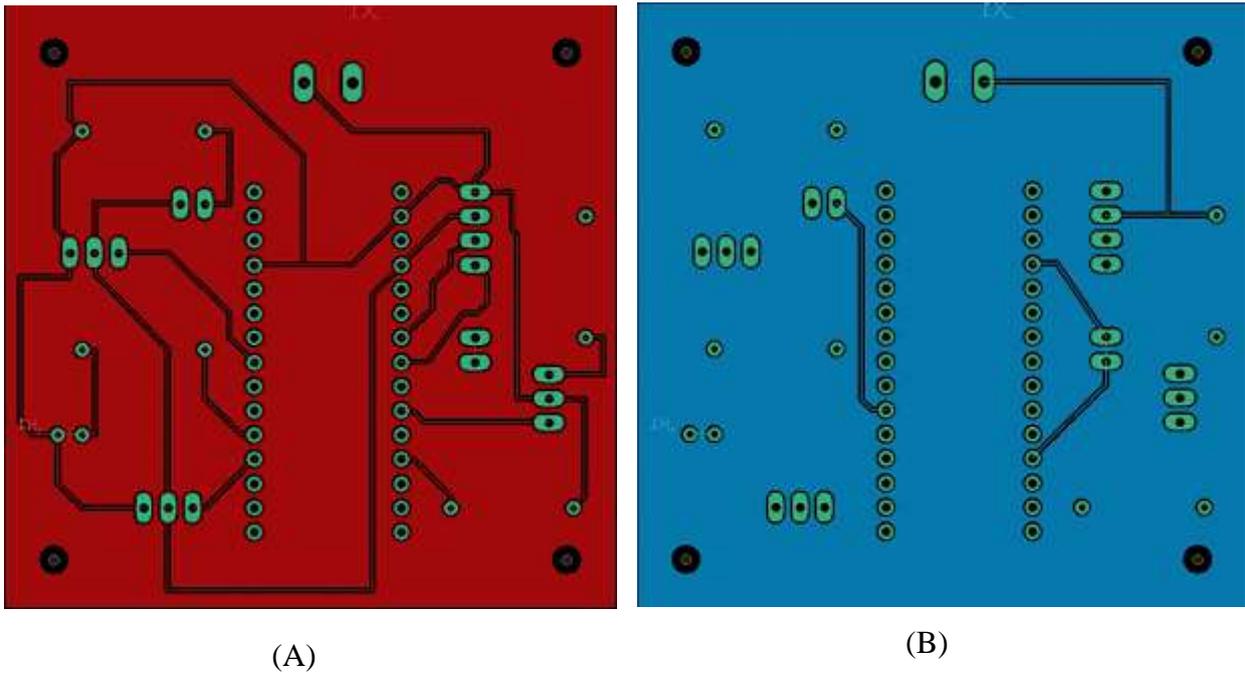


Figura 3.26: Diseño de rutas para PCB (A) Frontal. (B) Posterior.

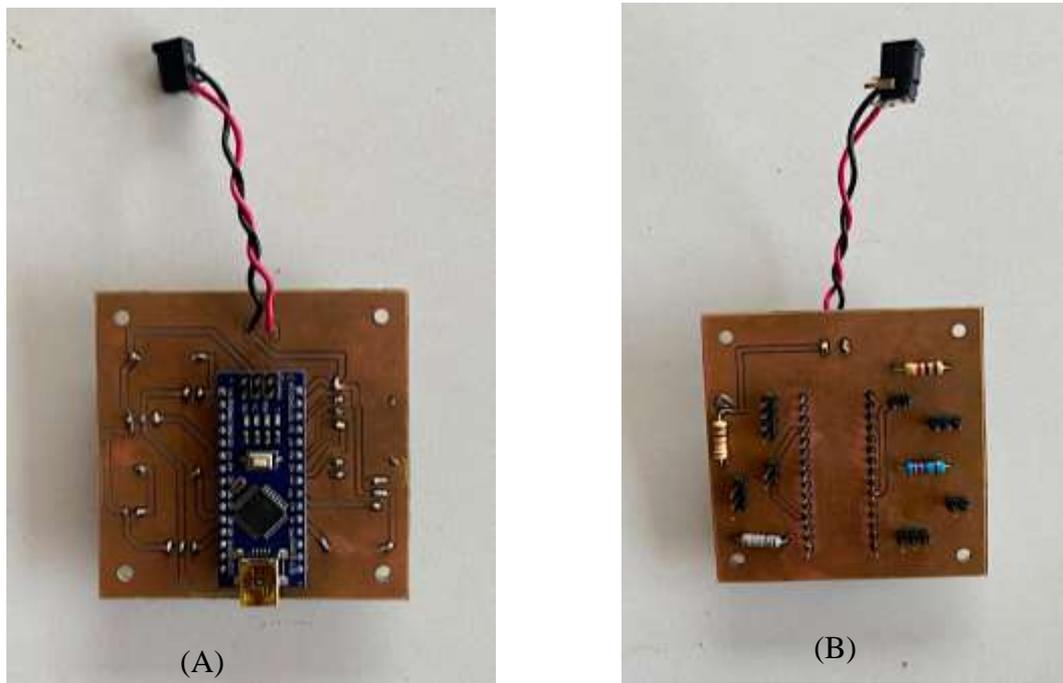


Figura 3.27: Diseño PCB obtenido. (A) Frontal. (B) Posterior.

D. Código de Arduino

//Librerías y constantes

```
#include <Tiny4kOLED.h>//librería  
OLED
```

```
#include <Servo.h>//Librería Servos
```

//Inicialización de variables

```
const int analogin = A0;//entrada FSR
```

```
const int value =A2;//Entrada Final de  
carrera
```

```
const int ledPin=8;// Variable del led
```

```
const int Pin=2;//Variable del pulsador
```

```
int valor =0;//almacena lecturas FSR
```

```
int out;//almacena lecturas FSR  
mapeadas
```

```
int estado=0;// contador de cambio de  
ciclos
```

```
Servo servo1;// control de servo SG90
```

```
Servo servo2;// control de servo MG90s
```

//Ciclo principal

```
// estados iniciales de OLED
```

```
oled.begin();//inicio
```

```
oled.setFont(FONT6X8);//resolución  
aplicada
```

```
oled.clear();//limpiar pantalla
```

```
oled.on();// encendido
```

```
//oled.setRotation(2);//giro 180 grados
```

```
//estados iniciales de servos
```

```
servo1.attach(5);//Pin PWM servo 1
```

```
servo1.write(90);//paro de servo 1
```

```
servo2.attach(9);//Pin PWM servo 2
```

```
servo2.write(90);// paro servo 2
```

```
pinMode(ledPin,OUTPUT);//declaración  
como pin de salida led
```

```
attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(2),  
funcion, RISING);//interupción por  
hardware del pulsador en PD2
```

```
while(estado==0){//ciclo de cambio de  
estado 0
```

```
oled.clear();
```

```
oled.setCursor(0, 2);//ubicación de  
datos en la posición (0,2)
```

```
oled.println("-----BIENVENIDO-----  
");//mostrar el texto en comillas por  
pantalla
```

```
delay(3000);//pausa de 3 seg
```

```
oled.setCursor(0, 0);
```

```
oled.println("ESPERANDO  
PROCESO..");
```

```
delay(5000);//pausa de 5 seg
```

```

    estado++; // suma una unidad cada que
se active el pulsador
}
}

```

//Ciclo secuencial de administración

```

while(estados==1){ //ciclo de cambio de
estado inicial y secuencia

```

```

    oled.clear();

```

```

    oled.setCursor(0, 2); // ubicación inicial
de OLED

```

```

    oled.print("--COLOQUE NUEVA
AGUJA--"); // mensaje a mostrar en
OLED

```

```

    delay(10000);

```

```

    oled.clear();

```

```

    oled.setCursor(0, 2); // ubicación inicial
de OLED

```

```

    oled.print("DISPOSITIVO
LISTO"); // mensaje a mostrar en OLED

```

```

    delay(3000);

```

```

digitalWrite(ledPin,HIGH); //encendido
de led

```

```

    delay(300);

```

```

digitalWrite(ledPin,LOW); //apagado
de led

```

```

    delay(300);

```

```

digitalWrite(ledPin,HIGH);

```

```

    delay(300);

```

```

digitalWrite(ledPin,LOW);

```

```

    delay(300);

```

```

oled.clear();

```

```

oled.setCursor(0, 2);

```

```

oled.print("PRESIONE PARA
INICIAR"); // mensaje a mostrar en
OLED

```

```

    delay(5000);

```

```

}

```

```

while(estados==2 || estados==3){ //ciclo
de cambio de estado 2 o 3

```

```

    oled.clear();

```

```

    oled.setCursor(0, 2);

```

```

oled.print(" INYECCION EN
CURSO");

```

```

    delay(5000);

```

```

if(analogRead(value)==LOW){ //estado
bajo de Final de carrera

```

```

servo1.write(0); //Giro horario a
velocidad máxima

```

```

    delay(4000);

```

```

servo1.write(90); //Detener servo

```

```

oled.clear();

```

```

oled.setCursor(0, 2);

```

```

oled.println("Fuerza obtenida : ");

```

```

        valor =
analogRead(analogin); //lectura de
valores medidos por el FSR

        out = map(valor, 0,1023,10000,
100); //mapeo de valores en Fuerza

        delay(1000);

        oled.print(out); // impresión de
valor medido

        oled.print("  mN ");

        delay(5000);

        oled.clear();

        oled.println("Suministro en
proceso ");

        oled.setCursor(0, 2);

        oled.println("=====ESPERE=====
");

        delay(5000);

        servo2.write(180); //Giro
antiorario a velocidad máxima

        delay(3000); }

        servo2.write(90);

        delay(1000);

        oled.clear();

        oled.setCursor(0, 0);

        oled.println("RETIRANDO
INYECCION");

        oled.setCursor(0, 2);

oled.println("=====ESPERE===== ");

        delay(5000);

        servo2.write(0);

        servo1.write(180); //Giro
antiorario a velocidad máxima

        delay(5000);

        servo2.write(90);

        servo1.write(90);

        oled.clear();

        oled.setCursor(0, 2);

        oled.print("---FIN PROCESO---
");

        delay(3000);

        oled.clear();

        oled.setCursor(0, 2);

        oled.print("-----GRACIAS-----
");

        delay(3000);

        estado++; //cambio de estado a
inicial

        if (estado>=3){ //ciclo de
reinicio de estado inicial

        oled.clear();

        oled.setCursor(0, 0);

        oled.println("-----
BIENVENIDO-----");

```

```
        oled.setCursor(0, 2);  
        oled.println("        NUEVO  
PROCESO ");  
        delay(5000);  
        estado=1;}  
    }  
}
```

// Función de cambio de estado

```
void funcion (){// función cambio de  
estado  
estado++;// suma una unidad para  
cambiar a estado de inyección  
}
```

E. Acceso multimedia

1. Link de video de funcionamiento

<https://utneduec->

my.sharepoint.com/:v:/g/personal/wrcadenar_utn_edu_ec/EZ5TtnGtNAxJuGwFZEwxN18Bx547he4LyTQL5SWdW6Du2Q?e=AqSpoK

2. QR video de funcionamiento

