

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la  
Producción**

Diseño y control de un dispositivo estabilizador de objetos para pacientes  
con desórdenes de movimiento

**PROYECTO INTEGRADOR**

Previo la obtención del Título de:

**Ingeniero en Mecatrónica**

Presentado por:

Jorge Eduardo Ayala Chan

Claudia Irene González Serrano

**GUAYAQUIL - ECUADOR**

Año: 2021

## DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedico principalmente a Dios, por ser el inspirador y darme fuerza para continuar en este proceso de obtener uno de los anhelos más deseados.

A mis padres y a mis abuelos, por su amor, trabajo y sacrificio en todos estos años, gracias a ustedes he logrado llegar hasta aquí y convertirme en lo que soy. A mis hermanos por estar siempre presentes, acompañándome y por el apoyo moral, que me han brindado.

A todas las personas que me han apoyado y han hecho que el trabajo se realice con éxito en especial a aquellos que me abrieron las puertas y compartieron sus conocimientos.

Jorge Ayala

## DEDICATORIA

El presente trabajo se lo dedico a mis padres, Juan González y Alexandra Serrano, quienes me enseñaron sobre esfuerzo y dedicación. A mis hermanos, quienes han sido mi apoyo incondicional desde siempre. A mi sobrina, quien ha brindado alegría a mi vida.

A mis amigos, en especial Pierina Pereira, Fernando Hernández y Jorge Ayala, con quienes compartí momentos especiales a lo largo de mi vida universitaria.

A mi abuelo, en su memoria, quien ha sido uno de los ejemplos más hermosos que he tenido tanto en vida profesional como familiar.

Claudia González

## **AGRADECIMIENTOS**

Gracias a mis padres: Rita y Jorge; y gracias a mis abuelos, Jorge, Ketty, Geoconda y Washington, por ser los principales promotores de mis sueños, por confiar y creer en mis expectativas, por los consejos, valores y principios que me han inculcado.

Agradezco a mis docentes de la Escuela Superior Politécnica del Litoral, por haber compartido sus conocimientos a lo largo de la preparación de mi profesión.

Jorge Ayala.

## **AGRADECIMIENTOS**


A ESPOL, por brindar educación y conocimientos utilizados en este proyecto. A los docentes que he conocido a lo largo de mi carrera, quienes guían con paciencia y dedicación a todos sus estudiantes, en especial al M.Sc. Efraín Terán por hacer de mecatrónica la carrera que es hoy en día.

A mi amigo, Jorge Ayala, con quien he realizado este proyecto y he pasado días de trabajo a lo largo de nuestra carrera. A mis amigos y compañeros de universidad, que he conocido durante mi vida universitaria y me impulsaron en los momentos que no podía por mi cuenta.

Claudia González.

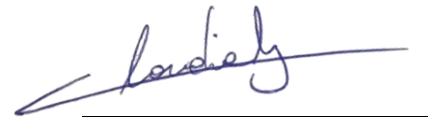
## DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Jorge Eduardo Ayala Chan* y *Claudia Irene González Serrano* damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



---

Jorge Eduardo Ayala  
Chan



---

Claudia Irene González  
Serrano

## **EVALUADORES**

---

**Bryan Puruncajas, M.Sc.**

PROFESOR DE LA MATERIA

---

**Francis Loayza, M.Sc .**

PROFESOR TUTOR

## RESUMEN

En el Ecuador, existen 243 pacientes con Enfermedad de Parkinson por cada 100000 habitantes y se estima que en el mundo hay 10 millones de personas que padecen esta enfermedad, los síntomas se vuelven más graves con el paso del tiempo, aumentando progresivamente el temblor y rigidez de sus extremidades. Aunque no existe cura para la enfermedad, los artefactos que permiten sobrellevar la enfermedad son de difícil obtención. El objetivo de este proyecto es la implementación de un dispositivo médico que permita compensar los desplazamientos provocados por el temblor en las manos de los pacientes para que puedan comer sin la necesidad de ser asistidos por terceros. Para ello, se desarrolló un diseño experimental donde se registró con acelerómetro los movimientos y desplazamientos de un paciente mientras comía. Posteriormente, se diseñó un dispositivo modular con dos servomotores y un acelerómetro MPU para medición instantánea de aceleración en los 3 ejes, controlado mediante un controlador PI. Como resultados el tiempo de respuesta se redujo a 0.1 y 0.3 s gracias a la implementación de un control PI, piezas mecánicas diseñadas e impresas en 3D, la creación de un algoritmo por código abierto y la selección de elementos eléctricos de fácil obtención por lo que se obtiene una disminución de costos generales para el dispositivo. En conclusión, el desarrollo del proyecto demuestra rentabilidad respecto a la adquisición del dispositivo estabilizador en comparación a otros productos del mercado, debido a su gran rendimiento a menor costo.

**PALABRAS CLAVES:** Dispositivo médico, Parkinson, Tiempo de respuesta, Impresión3D.



## **ABSTRACT**

*In Ecuador, there are 243 patients with Parkinson's disease per 100,000 inhabitants and it is estimated that in the world there are 10 million people who suffer from this disease, the symptoms become more serious over time, progressively increasing the tremor and rigidity of his limbs. Although there is no cure for the disease, the artifacts that allow coping with the disease are difficult to obtain. The objective of this project is the implementation of a medical device that allows to compensate the displacements caused by the tremor in the hands of the patients so that they can eat without the need to be assisted by third parties. For this, an experimental design was developed where the movements and displacements of a patient while eating were recorded with an accelerometer. Subsequently, a modular device with two servomotors and an MPU accelerometer for instant measurement of acceleration in the 3 axes, controlled by a PI controller, was designed. As a result, the response time was reduced to 0.1 and 0.3 s thanks to the implementation of a PI control, mechanical parts designed and printed in 3D, the creation of an open-source algorithm and the selection of electrical elements that are easily obtained so that an overall cost reduction for the device is obtained. In conclusion, the development of the project demonstrates profitability regarding the acquisition of the stabilizer device compared to other products on the market, due to its great performance at a lower cost.*

**KEY WORDS:** *Medical device, Parkinson, Response time, 3D printing, Costs, PI Control, Component analysis and design.*

# ÍNDICE GENERAL

EVALUADORES.....	7
RESUMEN.....	I
<i>ABSTRACT</i> .....	II
ÍNDICE GENERAL .....	III
ABREVIATURAS.....	V
SIMBOLOGÍA .....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS .....	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
ÍNDICE DE PLANOS.....	IX
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción .....	1
1.1 Descripción del problema.....	2
1.2 Justificación del problema.....	3
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo General .....	3
1.3.2 Objetivos Específicos .....	3
1.4 Marco teórico .....	4
1.4.1 Enfermedades/ trastornos de movimiento .....	4
1.4.2 Tecnologías existentes para la ayuda de trastornos de movimiento.....	5
1.4.3 Acelerómetro .....	5
1.4.4 Servomotor .....	6
1.4.5 Controlador.....	6
CAPÍTULO 2.....	7
2. Metodología .....	7

2.1	Diseño experimental .....	7
2.2	Alternativas de solución .....	10
2.2.1	Cuchara estabilizadora 2 GDL.....	10
2.2.2	Cuchara estabilizadora de 3 grados de libertad.....	10
2.2.3	Cuchara estabilizadora con alimentación por cable.....	10
2.3	Matriz de decisión .....	11
2.4	Cálculos .....	12
2.5	Diseño detallado .....	14
2.5.1	Diseño electrónico .....	14
2.5.2	Diseño mecánico .....	16
2.6	Implementación del sistema de control .....	20
CAPÍTULO 3.....		25
3.	Resultados y análisis .....	25
3.1	Sistema electrónico.....	25
3.2	Sistema mecánico.....	26
3.3	Diseño de control .....	27
3.4	Dispositivo estabilizador de objetos .....	28
3.5	Análisis de costos .....	29
3.6	Análisis de resultados .....	31
CAPÍTULO 4.....		34
4.	Conclusiones y recomendaciones .....	34
4.1	Conclusiones .....	34
4.2	Recomendaciones .....	34
BIBLIOGRAFÍA.....		36
APÉNDICES.....		38

## **ABREVIATURAS**

GDL Grados de libertad

PI Control Proporcional Integral

PWM Modulación por Ancho de Pulso

PID Control Proporcional Integral Derivativo

## SIMBOLOGÍA

g	Gramo
N	Newton
M	Metro
V	Voltio
Ah	Amperio hora

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Pacientes con Parkinson [1] .....	2
Figura 2.1 Ejes del acelerómetro [13].....	7
Figura 2.2 Prueba inicial a 0° .....	8
Figura 2.3 Prueba inicial a 90°.....	8
Figura 2.4 Prueba con correa a 0° .....	9
Figura 2.5 Prueba con correa a 30° .....	9
Figura 2.6 Circuito electrónico .....	14
Figura 2.7 Modelado 3D acople 1.....	17
Figura 2.8 Modelado 3D acople 2.....	17
Figura 2.9 Modelado 3D soporte .....	18
Figura 2.10 Modelado 3D base servomotor.....	18
Figura 2.11 Modelado 3D cuchara .....	19
Figura 2.12 Modelado 3D parte posterior .....	19
Figura 2.13 Esquema diseño del sistema de control .....	20
Figura 2.14 Sistema de lazo abierto .....	20
Figura 2.15 Sistema de lazo cerrado .....	21
Figura 2.16 Gráfico aceleración angular detectado por acelerómetro .....	21
Figura 2.17 Selección de rangos de función de transferencia.....	22
Figura 2.18 Estimación de datos, prueba n°1 eje Z.....	22
Figura 2.19 Estimación de datos, prueba n°12 eje X.....	23
Figura 2.20 Respuesta escalón a funciones de transferencia .....	23
Figura 2.21 Diagrama de flujo programación Arduino .....	24
Figura 3.1 Dispositivo estabilizador .....	25
Figura 3.2 Dispositivo vista explotada .....	26
Figura 3.3 Respuesta escalón a sistema retroalimentado (eje z) .....	27
Figura 3.4 Respuesta escalón a sistema retroalimentado (eje X) .....	28
Figura 3.5 Dispositivo estabilizador de objetos en diferentes posiciones .....	29

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Criterios de selección .....	11
Tabla 2.2 Matriz de decisión .....	12
Tabla 3.1 Rubros componentes mecánicos.....	30
Tabla 3.2 Rubros componentes electrónicos.....	30
Tabla 3.3 Rubros de factores de diseño .....	31

## ÍNDICE DE PLANOS

- PLANO 1 Acople 1
- PLANO 2 Acople 2
- PLANO 3 Base servomotor
- PLANO 4 Base posterior
- PLANO 5 Cuchara
- PLANO 6 Soporte



# CAPÍTULO 1

## 1. INTRODUCCIÓN

En el Ecuador y en el mundo, la enfermedad del Parkinson es la segunda enfermedad neurodegenerativa más común entre personas de la tercera edad; entre sus síntomas están: temblores, restricciones de movimiento, rigidez muscular, alteración de la postura y equilibrio, etc. Aproximadamente más de 10 millones de personas en el mundo padecen la enfermedad de Parkinson, los hombres son 1.5 veces más propensos a contraer la enfermedad en comparación a las mujeres [1].

Su causa es la combinación del entorno de la persona y propiedades genéticas de la misma; básicamente se caracteriza por la pérdida progresiva de neuronas de la sustancia negra *pars compacta* (SNpc) [2]. Con el paso del tiempo, la enfermedad afecta la concentración de dopamina en el cerebro volviéndola progresivamente más errático resultando en dificultades con respecto al tratamiento dopaminérgico.

La enfermedad de Parkinson condiciona la calidad de vida de los pacientes que la padecen. En la actualidad no existe cura para el Parkinson, sin embargo, existen tratamientos y medicamentos aplicables para el alivio de síntomas [3]. También, existen dispositivos médicos enfocados en limitar temblores y la estabilización de objetos a pesar de los temblores. Uno de los impedimentos más grandes que puede sentir el paciente de Parkinson es la disminución de autonomía para realizar tareas básicas.

Es por esto por lo que se propone el diseño de un dispositivo estabilizador de objetos para pacientes con desórdenes de movimiento. Debido a los temblores que se presentan a diario, se les dificulta a estos pacientes realizar tareas simples y repetitivas, necesitando ayuda de terceros. Así, el proyecto permitiría mostrar el proceso que implica el control de este dispositivo por medio de simulaciones.

El funcionamiento del dispositivo estabilizador de objetos se basa en compensar el movimiento desplazado por el temblor por medio de motores ubicados en el artefacto médico, esto gracias a sensores (acelerómetros), un controlador y actuadores (motores).

A pesar de que existen dispositivos comerciales, en el país son escasos o difíciles de conseguir, por lo que se busca presentar una alternativa que beneficie a un gran número de personas que padecen estas enfermedades, estos avances mejorarían significativamente la calidad de vida en los pacientes. Lo que, a su vez, permite llamar la atención de distintas empresas e instituciones en el área de medicina, tanto públicas como privadas, y de esta manera tener gran demanda en el área.

### 1.1 Descripción del problema

A pesar del gran número de personas que padecen Parkinson y desórdenes de movimiento en el Ecuador, ejemplificado en la figura 1.1, existen pocas alternativas viables y económicas que permiten sobrellevar la enfermedad. Las empresas que venden equipos médicos cobran altas sumas de dinero por importar estos dispositivos del exterior y las opciones locales suelen carecer de normas de calidad estrictas.



**Figura 1.1 Pacientes con Parkinson [1]**

El proyecto se basa en el diseño de un dispositivo estabilizador de objetos, por eso se presenta una alternativa viable por medio de la creación de un nuevo artefacto diseñado por materiales de fácil acceso, piezas impresas en 3D y código abierto, con el objetivo de poder llegar al mayor número de personas y universalizar un dispositivo de código abierto y de fácil construcción, mejorando la calidad de vida de los pacientes.

## **1.2 Justificación del problema**

A pesar del desarrollo exponencial de la tecnología, los avances respecto a diagnósticos y tratamientos de estas enfermedades son casi nulos; resultando en procedimientos subjetivos dependiendo del criterio del médico. Entre las enfermedades de mayor incidencia a nivel mundial, afectando en su mayoría a la población mayor, se tiene la enfermedad del Parkinson, enfermedad de Huntington, Ataxia, temblor esencial y epilepsia. Dependiendo del grado y avance de la enfermedad, la condición médica, psicológica y socioeconómica del paciente se ve afectada; y su desenvolvimiento cotidiano decae a su vez que desmejora su calidad de vida [4].

Teniendo en cuenta que los trastornos neurológicos/neurodegenerativos son considerados la principal causa de discapacidad en el mundo, además de su aumento significativo a comparación de décadas anteriores, las personas que padecen de estas enfermedades presentan una disminución de su independencia y funcionalidad personal [5].

Por esta razón, se propone el diseño de un dispositivo estabilizador de objetos para pacientes con desórdenes de movimiento para devolverle al paciente un nivel de autonomía por medio de una herramienta de fácil uso y acceso.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

Diseñar un dispositivo mecatrónico para la estabilización y corrección de movimientos involuntarios provocados en pacientes con desórdenes de movimiento.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

1. Identificar los ejes con mayor amplitud de movimiento e inestabilidad.
2. Calcular la compensación necesaria para el control de corrección de movimientos en 2 ejes.
3. Establecer un modelo de dispositivo estabilizador de bajo costo y software

libre.

4. Desarrollar la simulación de los componentes mecánicos y electrónicos del sistema.

## 1.4 Marco teórico

### 1.4.1 Enfermedades/ trastornos de movimiento

Dentro de las enfermedades/ trastornos de movimiento principales se tiene la enfermedad de Huntington, ataxia, Parkinson y accidentes cerebrovasculares.

La enfermedad de Huntington es un trastorno neurodegenerativo hereditario, provocada por pérdida neuronal que resulta en el deterioro cognitivo y corea, trastorno involuntario de movimiento [6]. La ataxia cerebelosa, por su parte, se caracteriza por la falta de coordinación de movimientos, producida por daño al cerebelo y sus vías de entrada y salida. Esto resulta en el deterioro del control de amplitud, cantidad y fuerza de movimiento de los pacientes [7].

La enfermedad del Parkinson es un trastorno crónico y progresivo, considerado como un desorden neurodegenerativo del movimiento, cuyas consecuencias radican en temblores o rigidez en sus pacientes. Sus causas continúan indefinidas, sin embargo, se conoce que la degeneración/pérdida de neuronas dopaminérgicas y sustancia *nigra* provoca a la aparición de problemas de movimiento [8].

Los accidentes cerebrovasculares se producen en consecuencia a lesiones neurofisiológicas, donde los pacientes presentan limitación a las capacidades motoras, en especial en el hemicuerpo contralateral al hemisferio lesionado. Los accidentes cerebrovasculares ocurren cuando la sangre suministrada a una parte del cerebro se ve interrumpida/reducida, impidiendo el oxígeno al tejido cerebral [9].

## **1.4.2 Tecnologías existentes para la ayuda de trastornos de movimiento**

### **1.4.2.1 Labs Inc.**

*Liftware* (o *Liftware Steady*), es una compañía fundada en 2012, enfocada en el estudio y desarrollo de tecnologías que aumentan la calidad de vida para pacientes con desórdenes de movimiento. *Liftware*, producto con el mismo nombre, es un estabilizador con utensilios adjuntables que reducen el 70% del temblor causado. A su vez, utiliza una computadora capaz de dirigir dos motores en el mango de la cuchara, provocando el movimiento en dirección opuesta al detectado en el utensilio añadido [10].

### **1.4.2.2 Gyenno**

La cuchara *Gyenno* proviene de la compañía *Gyenno Science*, en China. El artículo ofrece un 85% de corrección. Hecho con silicona de grado médico, la cuchara pesa 130 gramos y su uso se limita a 180 minutos. La cuchara tiene la capacidad de distinguir entre movimientos voluntarios e involuntarios; junto con el beneficio de enviar a la nube los datos recolectados del temblor del usuario para desarrollar un algoritmo que mejore el funcionamiento del producto [11].

### **1.4.2.3 Hand-Steady**

*Hand-Steady*, a diferencia de otros dispositivos estabilizadores, es un producto diseñado como un vaso estabilizado, en lugar de una cuchara. El dispositivo detiene el derrame y aumenta el control de movimiento, por medio de una agarradera rotadora de 360° sin necesidad de doblar la muñeca o alzar el codo [12].

## **1.4.3 Acelerómetro**

Un acelerómetro es un dispositivo que permite poder medir y analizar la aceleración angular y lineal. Esta característica es útil en muchos sistemas tanto domésticos, como en aplicaciones industriales o de investigación. En

el caso del proyecto, se usa un acelerómetro como fuente de información de entrada hacia el controlador, para determinar los cambios de posición, velocidad y aceleración debido a los temblores que resultan en un desplazamiento en cada uno de los ejes al sostener la cuchara [13].

#### **1.4.4 Servomotor**

Un servomotor es un actuador rotativo que se usa para un control preciso para movimientos de posición angular, velocidad y aceleración. Es un dispositivo electrónico que presenta como principal ventaja su alta eficiencia y gran precisión para girar partes de una máquina. En el caso del proyecto, los servomotores serán los responsables de compensar el movimiento de la cuchara que fue desplazado debido a los temblores del paciente. Se busca un control de estabilización preciso por medio del uso de servomotores [14].

#### **1.4.5 Controlador**

Un controlador es un dispositivo electrónico capaz de recibir y enviar señales para producir algún tipo de accionamiento, son la base de todo sistema mecatrónico o embebido ya que determinan el comportamiento del sistema. En el caso del proyecto, el controlador será programado con un algoritmo de estabilización basado en control PID; tendrá como entradas o sensores al acelerómetro y como salida o actuadores a los servomotores, se busca usar un controlador de bajo costo para que el dispositivo finalizado sea accesible para todos los pacientes que lo necesiten [15].

# CAPÍTULO 2

## 2. METODOLOGÍA

El capítulo presente detalla el procedimiento empleado para el cumplimiento del objetivo del proyecto, a través de la explicación de las etapas pertenecientes al proceso de diseño. Iniciando desde el análisis y experimentación de desórdenes de movimiento, continuando con la selección de una alternativa viable al problema planteado, junto con la identificación de requerimientos necesarios en el sistema; hasta la selección de elementos en los diseños mecánico, electrónico y de control que permitan obtener el diseño deseado.

### 2.1 Diseño experimental

El paso preliminar al realizar el dispositivo estabilizador para pacientes con desórdenes de movimiento fue el análisis y experimentación de movimientos en estos pacientes. El objetivo consistió en determinar cuántos grados de libertad se requieren para estabilizar el movimiento, en qué ejes, y la posición del sensor, a través de la imitación del temblor característico de un paciente con desorden de movimiento. Con la simulación de los movimientos y a través de un acelerómetro, sensor que permitía obtener la variación en los ejes establecidos respecto al movimiento, se realizaron diferentes pruebas a diferentes grados de giro para el acelerómetro. Los ejes de este dispositivo pueden ser observados en la figura 2.1.

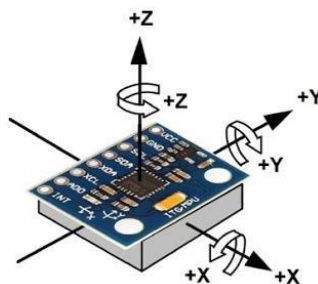
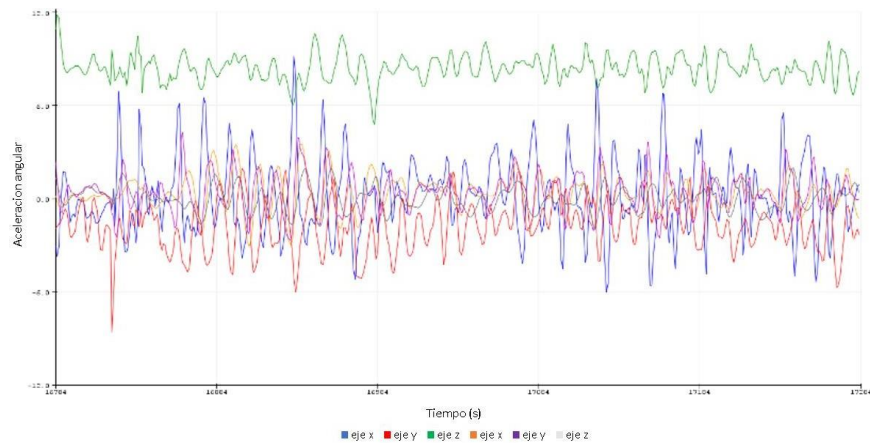
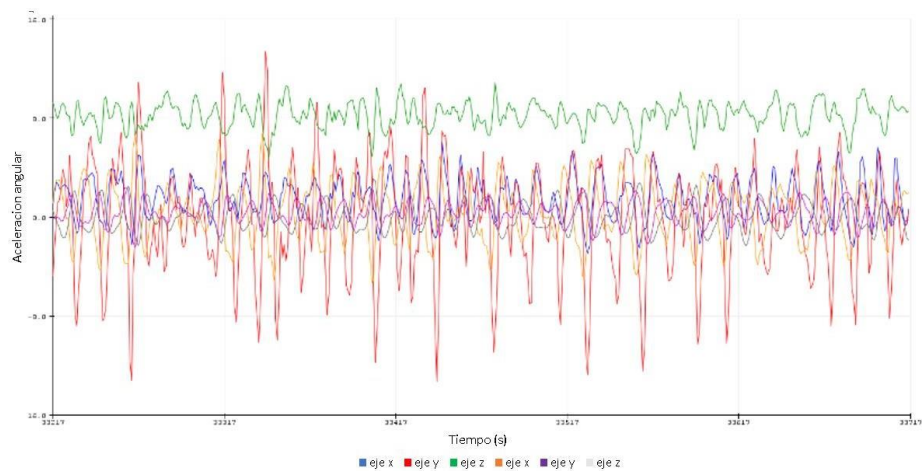


Figura 2.1 Ejes del acelerómetro [13]

Las primeras pruebas fueron realizadas a 0, 90, 45 y 135° respecto al eje z, es decir, el acelerómetro fue colocado inicialmente (en 0°) con su eje y en dirección al borde de alimentación de la cuchara. De esta manera, se logró determinar el direccionamiento correcto del acelerómetro para reducir en lo posible en uno de los ejes (x, y, z) la amplitud de su movimiento. Para esto se utilizó un acelerómetro MPU6050 que envía las señales hacia una tarjeta Arduino UNO con un *sampling rate* de 0.01 segundos, por medio de un algoritmo se pudo graficar los desplazamientos en los ejes en tiempo real, estos movimientos eran imitados de los observados en pacientes reales. Las gráficas de estas pruebas se presentan en la figura 2.2 y 2.3.



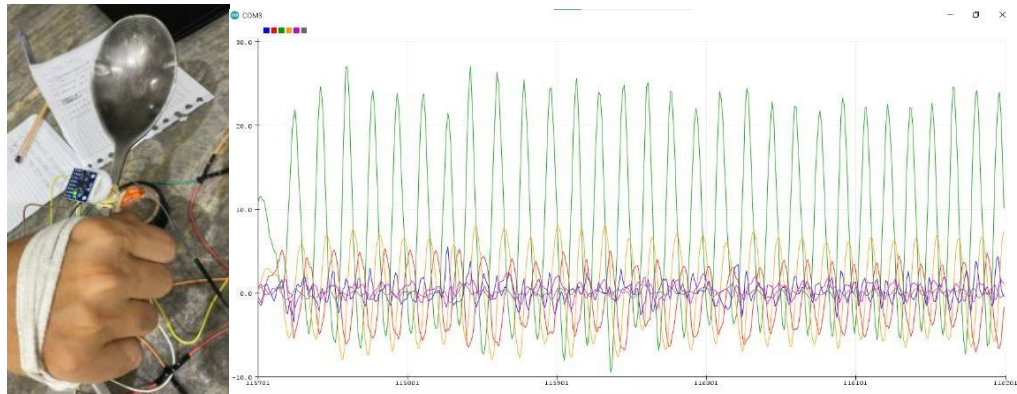
**Figura 2.2 Prueba inicial a 0°**



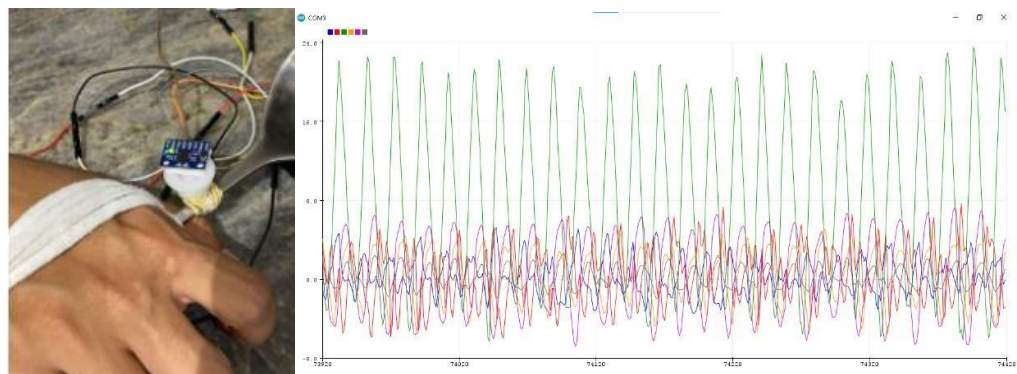
**Figura 2.3 Prueba inicial a 90°**



La segunda prueba de movimiento, esta vez con la adición de una correa alrededor del dorso de la muñeca del paciente, que asegura su agarre, con pruebas en 30, 60 y 0°, determinó que la posición óptima para colocar el acelerómetro fue 0°, debido a que el eje y (eje paralelo a la cuchara) no presentaba variaciones notables, mostrado en la figura 2.4 y 2.5.



**Figura 2.4 Prueba con correa a 0°**



**Figura 2.5 Prueba con correa a 30°**

Luego de las pruebas, teniendo en cuenta que el acelerómetro es capaz de leer las aceleraciones angulares y lineales, se obtuvo los valores de las gráficas presentadas anteriormente, de manera que al ingresar estos valores en un programa de *python* y con la función *polyfit*, se obtuvo una función polinomial representante a la aceleración en los ejes sobre los que se observaba mayor variación (ejes X y Z). Por medio de la doble integración de las funciones

polinomiales de los ejes, se obtuvo las funciones polinomiales de posición respecto al tiempo de los ejes importantes.

## **2.2 Alternativas de solución**

Contando con la problemática mencionada en el capítulo anterior, se realizaron 3 alternativas de solución del diseño de un dispositivo estabilizador:

### **2.2.1 Cuchara estabilizadora 2 GDL**

Se refiere a la cuchara estabilizadora en solo 2 ejes, elaborada con piezas impresas en 3D y una agarradera para mayor flexibilidad y suavidad al agarre de la cuchara. El método de sujeción permite la distribución equitativa de peso y mejora la estabilización del elemento. El aplicar el control en 2 de los 3 ejes permite reducir costos de fabricación y peso en el diseño final.

### **2.2.2 Cuchara estabilizadora de 3 grados de libertad**

Teniendo 3 ejes en los cuales actuar, la alternativa sugiere más versatilidad para un gran nivel de estabilización, útil en pacientes con temblores crónicos con mayor deterioro de sus movimientos por su condición. En esta implementación, se utilizan 3 servomotores para controlar el desplazamiento en todos los ejes, con un controlador de menor tamaño para aligerar el peso y tamaño de la cuchara, alimentado por baterías.

### **2.2.3 Cuchara estabilizadora con alimentación por cable**

La cuchara estabilizadora con alimentación por cable permite un uso continuo sin quedarse sin energía, volviéndola la alternativa más práctica en términos de energía, además de ser la opción más ecológica al no usar baterías.

### 2.3 Matriz de decisión

La selección de la alternativa más viable se realizó por medio del análisis de criterios de selección definidos con diferentes rangos de importancia. En la tabla 2.1, se observan el nivel de importancia de los criterios (siendo 5 el más importante y 1 el menos importante), determinando cuales predominante sobre los demás y su porcentaje a considerar dentro de la calificación total. Cada criterio se describe a continuación:

- **Tamaño:** Volumen que ocuparía en su totalidad la cuchara, considerando los posibles componentes dentro del diseño final.
- **Costo:** Al igual que el criterio del tamaño, este criterio se define según los componentes y materiales a utilizarse en él.
- **Versatilidad:** Cantidad de ejes que el sistema es capaz de controlar, sobre los cuales el sistema de control actúa.
- **Peso:** Considerando los elementos en su interior, define que tan pesada puede ser la cuchara y que se encuentre en un rango aceptable para facilitar su manejo.
- **Alimentación:** Facilidad y duración de su alimentación por energía, sea por cable o baterías.

**Tabla 2.1 Criterios de selección**

CRITERIOS DE SELECCIÓN		
Criterio	Importancia	% de Decisión
Tamaño	5	33.33
Costo	4	26.67
Versatilidad	3	20
Peso	2	13.33
Alimentación	1	6.67
TOTAL		100

Se evaluó las alternativas con los criterios mencionados anteriormente. Tras el análisis, se seleccionó la alternativa 1 como la más viable y óptima para la problemática presentada, gracias a su puntaje final y su alcance de los requerimientos previamente definidos. Los resultados de la matriz de decisión pueden ser observados en la tabla 2.2.

**Tabla 2.2 Matriz de decisión**

	IMPORTANCIA	Cuchara estabilizadora 2 GDL	Cuchara estabilizadora 3 GDL	Cuchara estabilizadora con alimentación por cable
TAMAÑO	5	3	2	3
COSTO	4	3	2	2
VERSATILIDAD	3	2	3	2
PESO	2	3	2	3
ALIMENTACIÓN	1	3	2	3
Puntaje sin considerar importancia criterios		14	11	13
Puntaje considerando importancia criterios		<b>42</b>	<b>33</b>	<b>38</b>

## 2.4 Cálculos

Para comprobar los requerimientos físicos necesarios en el proyecto, se realizó el cálculo de factores importantes en el mismo, siendo estos el torque necesario para realizar el movimiento en el eje x, el torque necesario en el eje z y el consumo energético de los elementos considerados en el sistema.

El torque del motor 1 (eje x) se calculó de manera que se considerara un soporte conectado directamente a la salida del servomotor, acoplado con una cuchara metálica cuyos parámetros son definidos de valores referenciales promedios. A su vez, se considera el peso promedio de una cucharada de comida para el cálculo de este torque.

Peso promedio de cuchara de metal: 45 gramos.

$$m = m_{alimento} + m_{cuchara} \quad (2.1)$$

$$m = 15g + 15g = 30g$$

$$F = ma \quad (2.2)$$

$$F = (0.03)(9.80) = 0.294N$$

$$d = \frac{1}{3}(d_{cuchara}) \quad (2.3)$$

$$d = \frac{1}{3}(95) = 31.6 \text{ mm}$$

$$\tau = Fd \quad (2.4)$$

$$\tau = (0.294)(0.0316 + 0.031) = 0.0184 \text{ Nm}$$

El torque del motor 2 (eje z) se calculó en consideración a las cargas mencionadas anteriormente, adicionando la carga representante al primer motor y sus soportes de agarre.

$$m = m_{anterior} + m_{soporte} + m_{motor} \quad (2.5)$$

$$m = 30g + 6g + 9g = 45g$$

$$F = ma$$

$$F = (0.045)(9.80) = 0.441 \text{ N}$$

$$d = \frac{1}{3}(d_{cuchara}) + d_{motor} + d_{soporte} \quad (2.6)$$

$$d = \frac{1}{3}(95) + 23.87 + 7.87 = 63.4 \text{ mm}$$

$$\tau = Fd$$

$$\tau = (0.441)(0.0634) = 0.028 \text{ Nm}$$

El consumo energético del sistema se calculó mediante la consideración de la alimentación de los componentes existentes en el circuito, de manera que se tome en cuenta el amperaje por hora necesario de las baterías.

$$I_{necesaria} = I_{Arduino} + I_{MPU6050} + I_{SG90} + I_{MG90S} + I_{PCA9685} \quad (2.7)$$

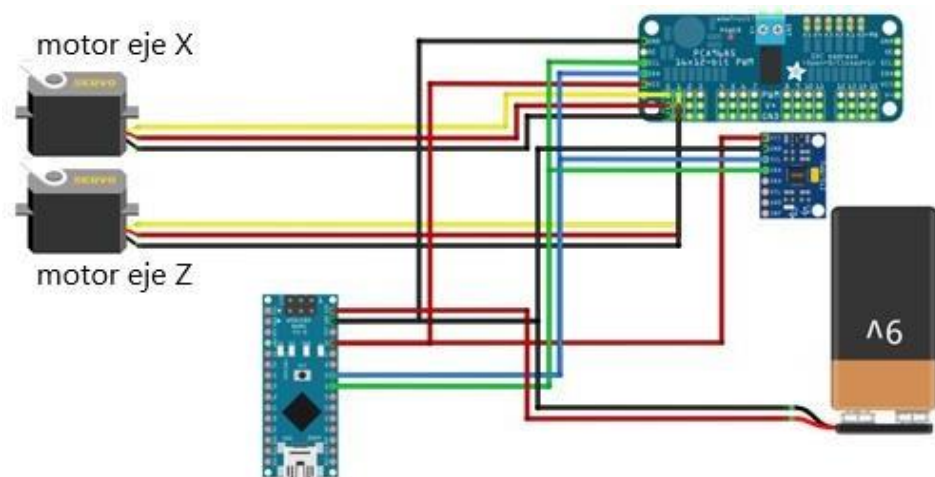
$$I_{necesaria} = 15mAh + 3.8mAh + 500mAh + 500mAh + 25mAh$$

$$I_{necesaria} = 1043.8mAh$$

## 2.5 Diseño detallado

### 2.5.1 Diseño electrónico

En el diseño electrónico se consideró los torques necesarios para la selección de servomotores capaces de soportar dichos torques al momento de realizar la compensación de los ejes en movimiento; por esto, se seleccionan los servomotores SG90 y MG90S, los cuales se conectan al driver PCA9685. Además, se tiene un acelerómetro encargado de la lectura de posición de la cuchara y un controlador Arduino Nano al cual se conectan todos los actuadores y sensores del sistema. Todo el circuito es alimentado por una batería de 9 V, conectada al pin de alimentación del Arduino Nano, como se observa en la Figura 2.6.



**Figura 2.6 Circuito electrónico**

Las características de los componentes se describen a continuación:

- **Arduino Nano:** El Arduino Nano es una placa de desarrollo de tamaño pequeño, con medidas de 18 x 45 mm y 10 mm de espesor. Es mayormente utilizada en aplicaciones de menortamaño. Similar al Arduino UNO, utiliza un microcontrolador ATmega 328; contiene 8 pines analógicos y 14 pines digitales, junto con 2 pines de para utilizar comunicación por protocolo I2c.
- **Servomotor SG90:** El servomotor Micro 9G servo SG90 es un motor pequeño y potente que presenta una rotación de 180 grados y un torque aproximado de 0.127Nm. Sus dimensiones son de 22.3 x 12.5 x 22 mm y tiene un peso de 9 gramos, como indica su nombre. Estos motores tienen 3 pines: uno perteneciente a la entrada de voltaje (Vcc) en un rango de operación de 4.8 a 6 V, otro pin para tierra (GND) y un pin perteneciente a la señal de entrada (PWM).
- **Servomotor MG90S:** El servomotor MG90S es un micro servomotor con engranes metálicos, similar al modelo anterior, con un torque de 0.21 Nm. Sus dimensiones son de 22.3 x 12 x 35.5 mm, con un peso de 13.4 g aproximadamente. Contiene 3 pines de alimentación, similares al servomotor SG90.
- **Acelerómetro MPU6050:** El acelerómetro MPU6050 combina un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes, junto con un procesador de movimiento digital, para detección de movimientos. Este acelerómetro permite ser utilizado por su tamaño reducido y acceso a librerías *Open-source.*, comunicándose con el Arduino nano por medio de protocolos I2c.
- **Driver PCA9685:** El servo driver PCA9685 es un controlador con comunicación I2c con un reloj interno de 16 canales. Funciona con 5 o 3.3 V, tiene una señal PWM con frecuencia ajustable, y permite una conexión sencilla de múltiples servos para proyectos de gran o poco tamaño.

- **Batería de 9V-2Ah:** La batería es la encargada de la alimentación del sistema, debe ir conectada al Arduino Nano por medio de los pines de alimentación. Se considera el consumo energético del sistema, por lo cual la batería es de 2Ah.

### 2.5.2 Diseño mecánico

Similar al diseño electrónico, para el diseño mecánico se consideró los torques necesarios para los motores que compensarán los ejes, se determinó un tamaño promedio de cuchara que sea de fácil manejo y gran versatilidad.

Se inició por el diseño de los acoples adicionales necesarios para la conexión del primer motor a la sección del cuenco de la cuchara. Estos acoples embonan entre sí y a la salida del motor SG90, permitiendo un ajuste exacto de sus piezas. Seguido a esto, se diseñó los acoples de agarre para el motor SG90 que el motor MG90S debe soportar, dividiéndose en 2: el primer acople se ajusta directamente a la salida del motor MG90S, conectándose a un segundo acople que sostiene al motor SG90 por 3 de sus caras. Finalmente, se diseñó el estuche y tapa de batería que contienen el resto de los elementos del sistema. El estuche posee en sus extremos agarraderas donde se coloca la banda ajustable para facilitar el agarre de la cuchara. La tapa de batería se diseñó de manera que esta sostenga tanto la batería como el Arduino Nano, brindando el resto de espacio para la conexión y elementos restantes del circuito.

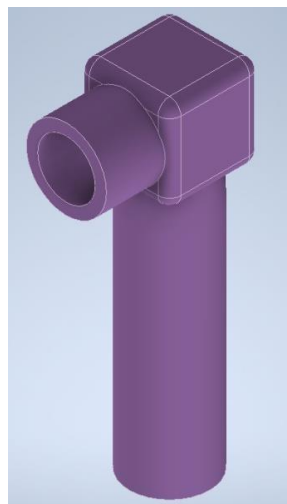
El acople 1 tiene como funcionalidad unir el servomotor SG90 con la base del servomotor MG90S, con la consideración de tener un diseño que se acople con la solapa izquierda del segundo servomotor, de tal forma que se tenga una mejor fijación tomando en consideración el torque necesario para girar las piezas móviles del dispositivo más el peso de la comida, su forma se observa en la figura 2.7.





**Figura 2.7 Modelado 3D acople 1**

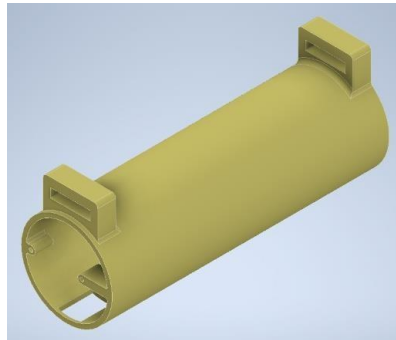
El acople 2 tiene como funcionalidad unir el servomotor MG90S con la punta de la cuchara para dar soporte y sostener la comida que se va a servir. Se considera una geometría tal, que se pueda dar seguridad al dispositivo para cuando se sirva la comida en la cuchara, su forma se observa en la figura 2.8.



**Figura 2.8 Modelado 3D acople 2**

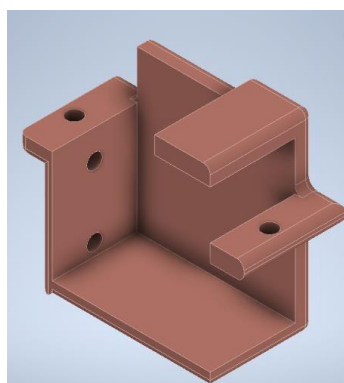
El soporte sirve para almacenar todos los elementos eléctricos del dispositivo y cuenta con dos agarraderas para una tira de velcro para proporcionar estabilidad y establecer un agarre determinado para

todos los pacientes. En cada extremo se tiene soporte para los pasadores del servomotor MG90S y la base trasera respectivamente, en la parte de abajo se encuentra el switch para la activación del dispositivo, observado en la figura 2.9.



**Figura 2.9 Modelado 3D soporte**

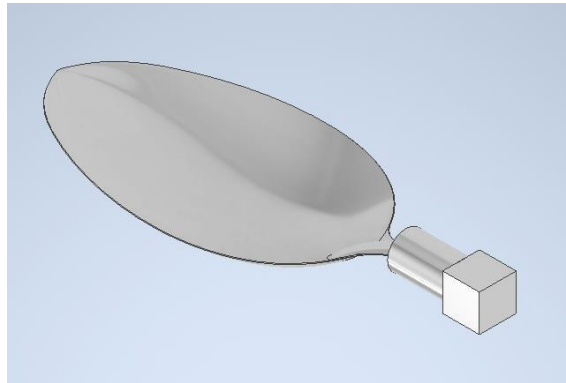
La base del servomotor sirve para fijar el servomotor SG90 por medio de pasantes con los agujeros de que se encuentran a los lados, tiene solapas laterales, arriba y abajo para mejor fijación, proporciona un movimiento de dos grados de libertad para el dispositivo que por medio del diseño de control y así compensar los temblores de los pacientes con desórdenes de movimiento, visible en la figura 2.10.



**Figura 2.10 Modelado 3D base servomotor**

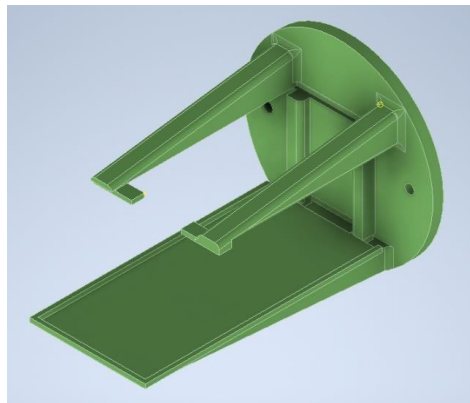
La cuchara sirve para sostener la comida, se consideró distintos modelos para que soporte el peso de los alimentos y se realizó el diseño de tal forme

que soporte líquidos calientes. Por esta razón se propuso implementar el dispositivo hecho de metal, con la forma de la figura 2.11.



**Figura 2.11 Modelado 3D cuchara**

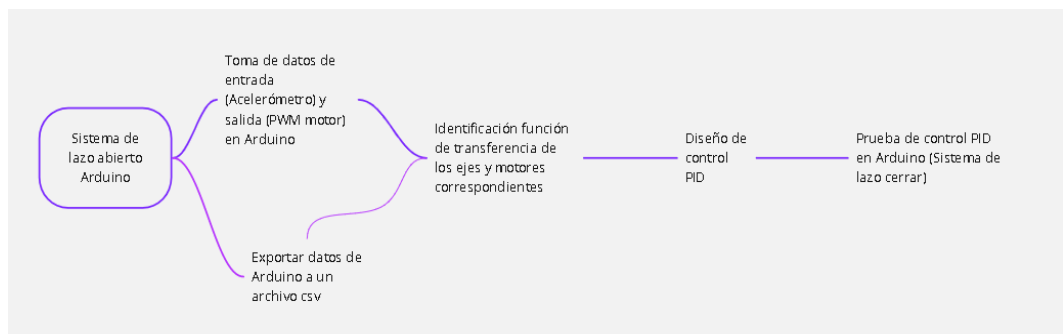
La base trasera sirve para almacenar la batería y el controlador Arduino Nano, para esto se realizó un diseño tipo triángulo para mejorar el soporte y que sea resistente a golpes o sacudidas por el peso. La parte trasera tiene geometría circular con el mismo diámetro del estuche con agujeros para introducir los pasadores y se acople completamente, observable en la figura 2.12.



**Figura 2.12 Modelado 3D parte posterior**

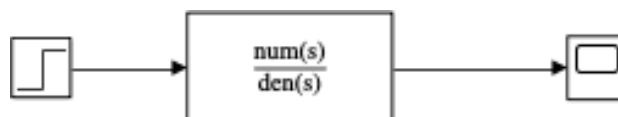
## 2.6 Implementación del sistema de control

Conociendo que las entradas del sistema son los ejes determinados por el acelerómetro y las salidas son la modulación ancha de pulso (PWM) entregada a los servomotores (MG90S y SG90), se realizó el sistema de control para el dispositivo estabilizador, siguiendo el esquema presentado en la figura 2.13.

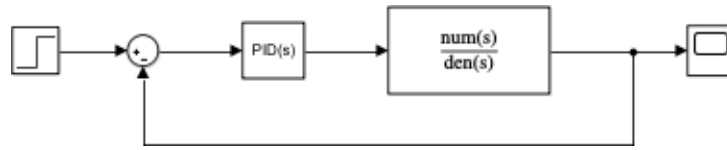


**Figura 2.13 Esquema diseño del sistema de control**

A partir del sistema de lazo abierto de Arduino, en la figura 2.14, se realizó la toma de datos de entradas y salidas del sistema. Utilizando MATLAB, por medio de la herramienta *System Identification*, se determinó la función de transferencia perteneciente al eje x y el servomotor SG9, y al eje z y el servomotor MG90S. Por medio de estas funciones de transferencia, se realizó el diseño del control PID para cada eje, obteniendo así dos controladores que faciliten la respuesta rápida y estable del sistema. Con estos controladores, se realizó la prueba del controlador PID en Arduino, llegando así a controlar el tiempo de respuesta del dispositivo estabilizador para pacientes con desórdenes de movimiento, como se observa en la figura 2.15.

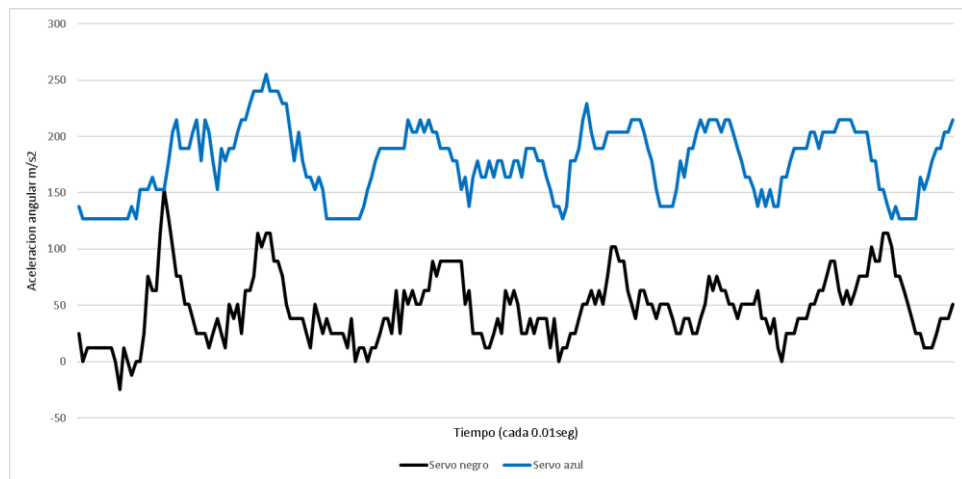


**Figura 2.14 Sistema de lazo abierto**



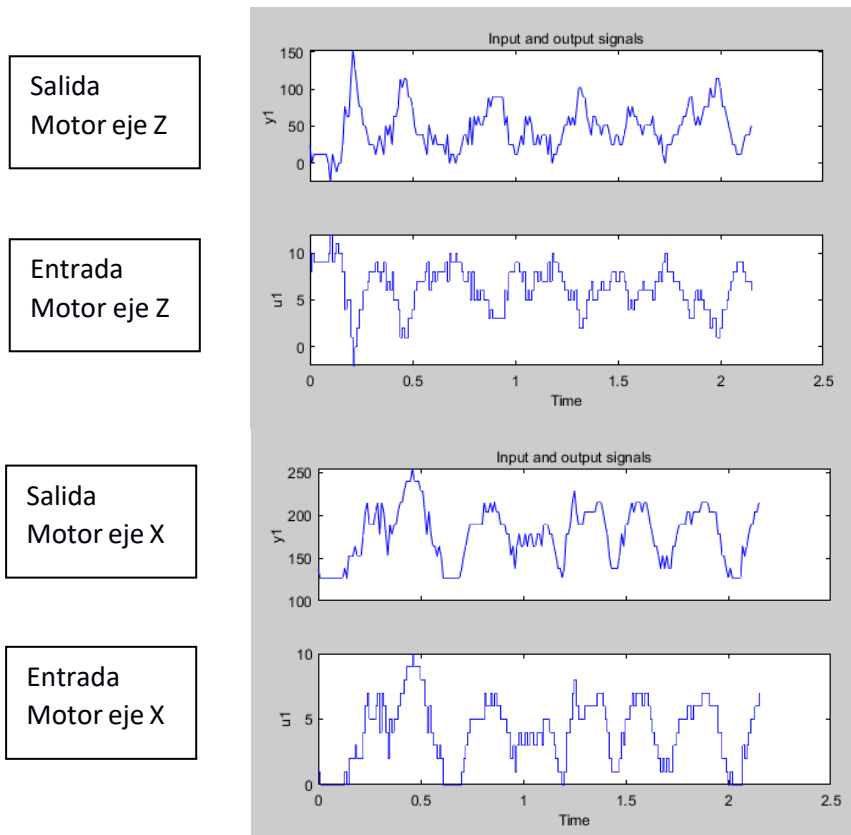
**Figura 2.15 Sistema de lazo cerrado**

Luego de obtener los datos necesarios de entrada y salida del sistema desde la pantalla Serial de Arduino IDE, como se observa en la figura 2.16, se exportaron los datos a MATLAB, donde se tenía de entradas los ejes X, Y y Z, y como salidas la cantidad de PWM para cada motor.



**Figura 2.16 Gráfico aceleración angular detectado por acelerómetro**

Para el modelado y control de compensación del eje z, se utilizó los valores leídos de dicho eje como entrada y la salida PWM correspondiente al motor MG90S como salida; mientras que para el modelado y control del eje Y, se utilizó como entrada los valores leídos de este eje y la salida correspondía al PWM del motor SG90. A partir de esto, se logró identificar la función de transferencia para ambos subsistemas representados como entradas-salidas simples, es decir, cada subsistema es independiente entre sí. Se inició con la gráfica de las señales de entrada y salida para cada eje, como se observa en la figura 2.17, donde se seleccionaron rangos que facilitaron la identificación de la función de transferencia.



**Figura 2.17 Selección de rangos de función de transferencia**

Los modelos obtenidos presentan un 94 y 93% de fidelidad de estimación al modelo a representar, en los ejes Z y X respectivamente. El primer eje presenta un modelo con un polo y un cero, mientras que el segundo muestra dos polos y dos ejes, capaces de ser visualizados en la figura 2.18 y 2.19.

Model name: tf4

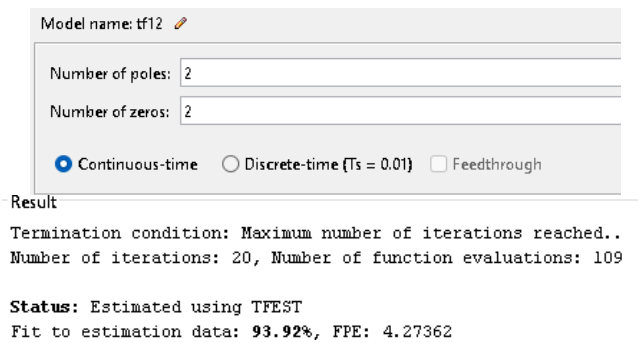
Number of poles:

Number of zeros:

Continuous-time  Discrete-time (Ts = 0.01)  Feedthrough

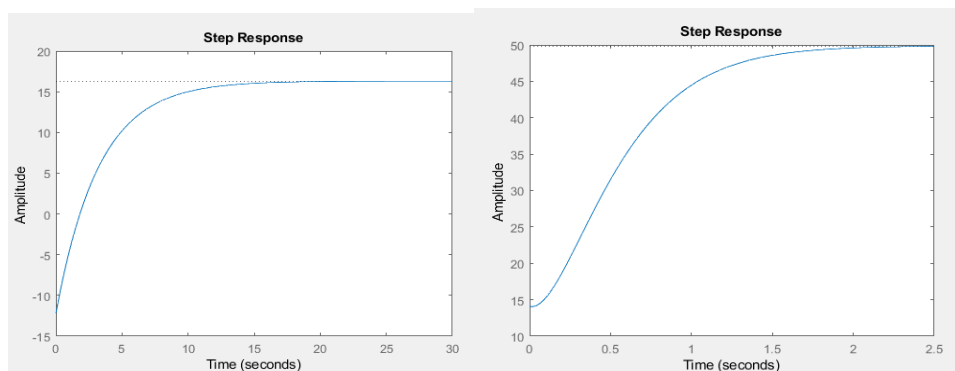
**Status:** Estimated using TFEST  
 Fit to estimation data: **94.16%**, FPE: 6.77047

**Figura 2.18 Estimación de datos, prueba n°1 eje Z**



**Figura 2.19** Estimación de datos, prueba n°12 eje X

Finalmente, una vez obtenida la función de transferencia representante al dispositivo, se verificó su respuesta ante una entrada escalón, donde se denotaba que el sistema era sobre amortiguado en ambos casos y con un tiempo de respuesta lento de 10 y 2 segundos, sin presentar *overshoot*, como se observa en la imagen 2.20. Por esto, se propuso el diseño de un controlador PI, al ver que no existe necesidad de un derivativo, debido a que este suele proporcionar con amortiguamiento a la señal de entrada del sistema.



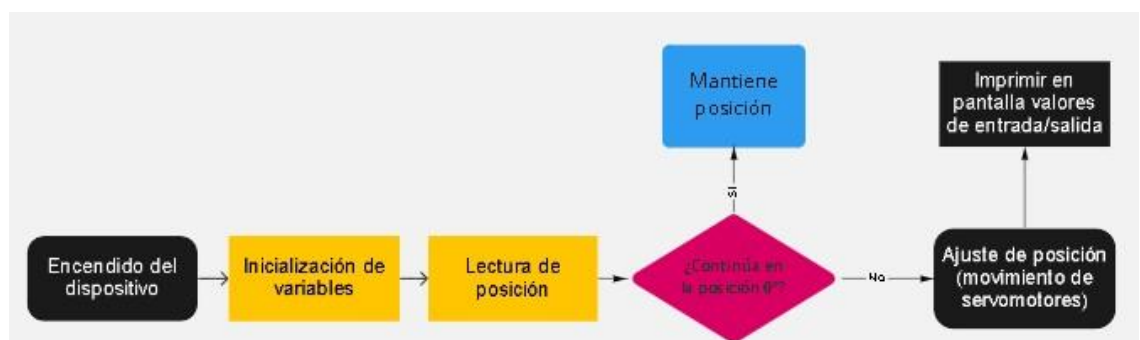
**Figura 2.20** Respuesta escalón a funciones de transferencia

Con esto, se determina que las funciones de transferencia de los ejes Z y X son presentadas en las fórmulas 2.8 y 2.9 respectivamente:

$$G1 = \frac{-12.23 s + 5.026}{s + 0.3082} \quad (2.8)$$

$$G2 = \frac{14.09 s^2 + 86 s + 552.8}{s^2 + 6.508 s + 11.09} \quad (2.9)$$

Respecto a la programación utilizada para la toma de datos en la tarjeta Arduino, manteniendo el tiempo de muestreo del diseño experimental y determinando los rangos de entrada del acelerómetro equivalentes para la salida del servomotor, se determinó los datos entregados de posición en X y Z para las entradas; y la cantidad de PWM que entregaba a los servomotores compensadores como salidas, similar a como se muestra en la figura 2.21. La programación en Arduino se encuentra ubicada en el apéndice A.



**Figura 2.21 Diagrama de flujo programación Arduino**



# CAPÍTULO 3

## 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

El siguiente capítulo presenta el diseño 3D del dispositivo estabilizador de objetos, conformado por 2 motores capaces de controlar los ejes X y Z del sistema. Se mostrará su respuesta de control y los parámetros obtenidos del sistema, además de mostrar el armado completo del conjunto mecánico y electrónico.

### 3.1 Sistema electrónico

Las pruebas iniciales del diseño electrónico permitieron comprobar la posición y dirección de los servomotores ubicados en un *protoboard*; el cual también permitió definir las dimensiones aproximadas del sistema en su totalidad. Tanto la parte electrónica como mecánica del sistema se trabajaron en conjunto, por lo cual un cambio en el primer sistema afectaría al segundo y viceversa.

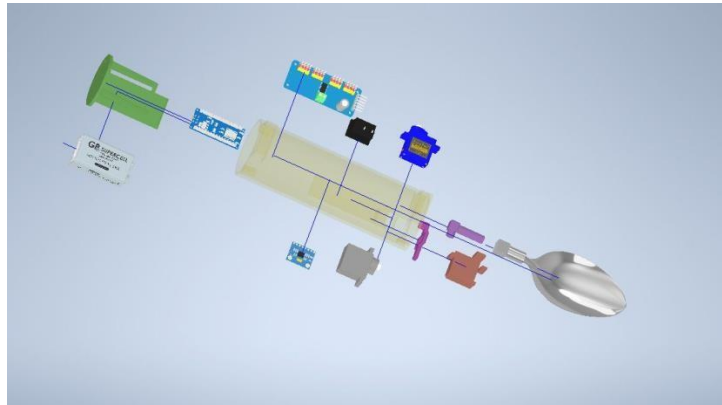
Como uno de los principales requerimientos definidos del dispositivo fue ser alimentado por baterías, durante la implementación se consideró que estas fueran recargables para evitar el cambio constante de las mismas y asegurar un uso continuo sin la necesidad de adquirir un nuevo producto en un corto período de tiempo.

Debido a que la conexión continua de la batería con el Arduino Nano representa un desgaste de energía, se implementó como método de accionamiento un switch en la parte inferior del dispositivo, de manera que, al no ser utilizado el dispositivo, el usuario puede apagarlo. El prototipado del equipo es observable en la figura 3.1.



**Figura 3.1 Dispositivo estabilizador**

### 3.2 Sistema mecánico



**Figura 3.2 Dispositivo vista explotada**

En la figura 3.2, se observa el dispositivo completo con su diseño mecánico en conjunto con los elementos electrónicos que lo componen, de manera que el espacio entre componentes sea visualizado con mayor facilidad, realizado en el programa *Autodesk Inventor*.

El sistema cuenta con una agarradera de forma cilíndrica, de 15 cm de largo y 5 cm de radio, un tamaño que permite un agarre flexible para la persona. Sin embargo, al ver que la cuchara podía desplazarse y no tener un ajuste, se agregó agarraderas en los extremos para adicionar una correa de velcro ajustable. De esta manera, se estandariza la posición de la mano para que no se vea afectado el torque resultante de los servomotores para el control de la cuchara. La base trasera del sistema soporta la batería recargable y el Arduino Nano, de manera que esto pueda ser separado del resto del sistema para cargar las baterías y realizar cambios en la programación del Arduino Nano de ser necesario.

La posición del extremo posterior, es decir, estos dos elementos electrónicos y la base, resulta en un balance de pesos con el resto de los elementos en el sistema.

Para los acoples relacionados al soporte del motor en el eje X, se tiene el primer acople conectado directamente al servomotor SG90, cuya funciones

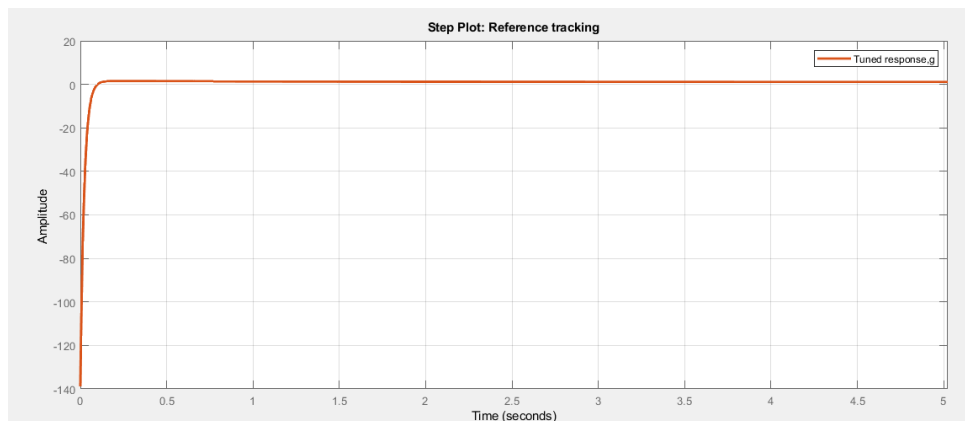
permitir la conexión de diferentes accesorios disponibles para la alimentación del usuario. Seguido de esto, se tiene el accesorio implementado, que en este caso fue una cuchara, que contenga el alimento.

Para el agarre del sistema descrito anteriormente, se presentan 2 elementos para su sujeción. El acople para sostener al servomotor presenta dos aletas a los extremos y un agujero para el paso de los cables de conexión en su parte inferior, junto con dos agujeros para tornillos en su extremo izquierdo que lo adjuntan al acople conectado directamente al servomotor MG90S, el cual presentó cambios en sus dimensiones para tener una unión más efectiva con el servomotor.

### 3.3 Diseño de control

El diseño del controlador PID consistió en obtener un tiempo de respuesta menor a 0.5 segundos en el dispositivo estabilizador de objetos y, a su vez, que el sobre nivel no supere el 15%, por lo cual se llegó a obtener los siguientes controladores:

$$C1 = 0.0812 + 0.0319 * \frac{1}{s} \quad (3.10)$$

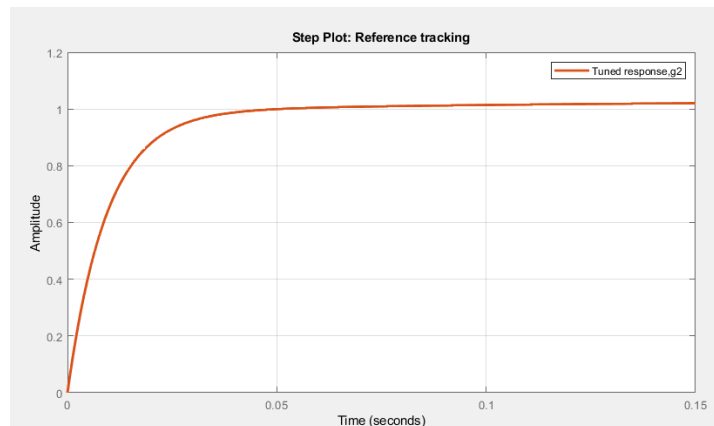


**Figura 3.3 Respuesta escalón a sistema retroalimentado (eje z)**

En el caso del eje z, se obtuvo un controlador PI con valores de controlador proporcional e integrador como se observa en la fórmula 11. Su respuesta

proporciona un tiempo de estabilización de 0.247 segundos, representado en la figura 3.3, mientras que no presenta un porcentaje de rebase significativo, de lo que se concluye que es aceptable dentro de la aplicación deseada.

$$C2 = \frac{7.5482}{s} \quad (3.11)$$

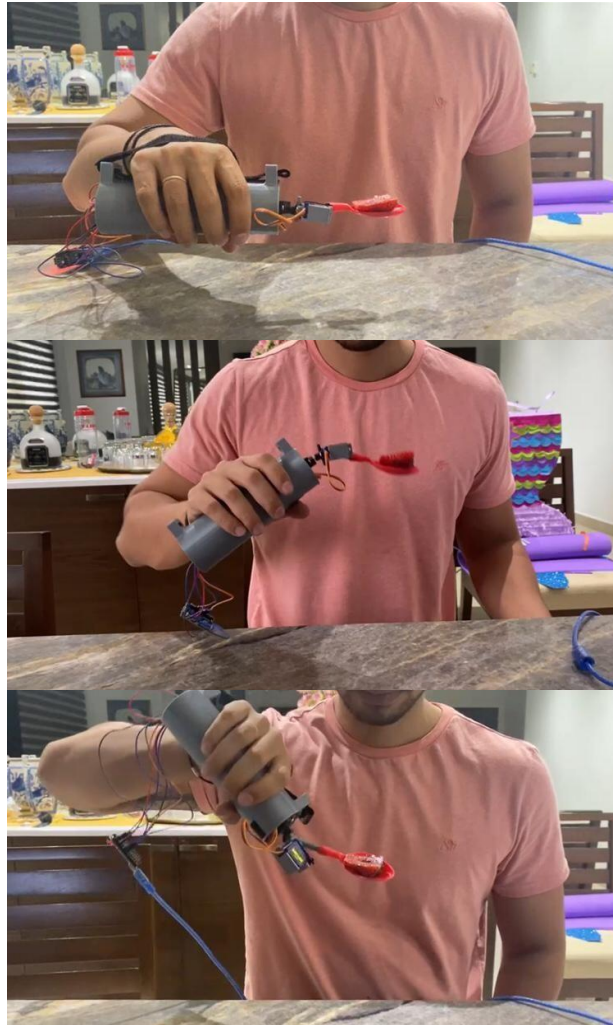


**Figura 3.4 Respuesta escalón a sistema retroalimentado (eje X)**

Por otra parte, para el eje x, se obtiene un controlador netamente integrador, cuyo tiempo de asentamiento se define en 0.331 segundos y su *overshoot* se eleva a 2.38% sobre el nivel deseado al ingresar una respuesta de tipo escalón, cuya respuesta se observa en la figura 3.4. La suma de ambos controladores al implementarlo en el Arduino nos brinda un tiempo total de asentamiento y respuesta a 0.578 segundos para el dispositivo estabilizador de objetos.

### 3.4 Dispositivo estabilizador de objetos

El proyecto se ideó considerando principalmente la accesibilidad del dispositivo, esto significa que pueda ser adquirido fácilmente por toda persona que lo necesite; por medio de un código abierto subido en plataformas de internet, piezas impresas en 3D, elementos eléctricos comprados localmente, y un fácil ensamblaje detallado en un manual de tal forma que cualquier persona puede construir y usar el artefacto a su conveniencia.



**Figura 3.5 Dispositivo estabilizador de objetos en diferentes posiciones**

Además, el diseño y ensamble fue pensado de tal que sea el dispositivo estabilizador más económico del mercado, sin tener que realizar ninguna importación del exterior. Las pruebas realizadas con el dispositivo se evidencian en la figura 3.5.

### **3.5 Análisis de costos**

Esta sección se enfoca en el análisis de costos que se compone en tres divisiones, costos profesionales que significa el pago en mano de obra requerida para la implementación del sistema descrito en el proyecto, costos mecánicos que engloba todos los componentes mecánicos que en el caso de este proyecto

se realizaron por medio de impresión 3D, finalmente los costos de elementos electrónicos que se enlistan en el esquema eléctrico, esto incluye los sensores, actuadores, y el microcontrolador.

**Tabla 3.1 Rubros componentes mecánicos**

Rubro	Cantidad	Precio
Impresión acople 1	1	\$ 0.75
Impresión acople 2	1	\$ 0.75
Impresión soporte Servo motor	1	\$ 1.00
Impresión estuche	1	\$ 14.00
Impresión tapa posterior	1	\$ 1.50
Impresión cuchara	1	\$ 1.00
<b>Total</b>		<b>\$ 19.00</b>

Los componentes mecánicos descritos en la tabla 3.1 se obtienen por medio de impresión 3D por lo que se considera el costo del servicio de impresión 3D para cada una de las piezas pertenecientes a la cuchara. Se obtuvo un total de \$19.00 correspondiente a los componentes mecánicos de la cuchara.

**Tabla 3.2 Rubros componentes electrónicos**

Rubro	Cantidad	Precio
Servo motor MG90S	1	\$ 5.00
Servo motor SG90	1	\$ 2.50
Acelerómetro MPU6050	1	\$ 2.50
Arduino Nano	1	\$ 7.00
Switch	1	\$ 0.50
Batería 9V recargable	1	\$ 20.00
Jumpers	20	\$ 0.50
<b>Total</b>		<b>\$ 38.00</b>

Los elementos descritos en la tabla anterior fueron comprados localmente, se buscó usar componentes de fácil acceso y económicos. Con esto, se obtiene un total de \$38.00 perteneciente a los componentes electrónicos.

**Tabla 3.3 Rubros de factores de diseño**

Rubro	Cantidad	Precio
Diseño de piezas	1	\$ 4.00
Armado del sistema	1	\$ 2.00
<b>Total</b>		\$ 6.00

Finalmente, los rubros descritos en la tabla 3.3 se refieren a factores de diseño, donde se considera el tiempo de diseño de acoples y piezas necesarias para la cuchara, más el tiempo de fabricación en su totalidad, obteniendo un total de \$6.00 y definiendo el precio final de la cuchara en \$63.00.

### 3.6 Análisis de resultados

El objetivo de este proyecto fue la implementación de un dispositivo médico que permita compensar los desplazamientos provocados por el temblor en las manos de los pacientes con desórdenes de movimiento para que puedan comer sin la necesidad de ser asistidos por terceros. Partiendo del análisis y replicación de movimientos provocados por los temblores en los pacientes, se determinó los ejes críticos (X y Z) sobre los cuales fue necesario realizar compensación para mantener la cuchara en una posición estable.

Partiendo de la validación de las secciones de diseño se considera la simulación en el software *Inventor* para el análisis y el modelado de las piezas mecánicas que posteriormente se elaboraron mediante impresión 3D con el material PLA; la selección de componentes electrónicos que se comprueban mediante los cálculos de torques y consumo energético; y la visualización de la mejora del funcionamiento del dispositivo evidenciado en la función de transferencia se

enfoca en la lógica de control en lazo cerrado para cada eje mediante el uso de *MATLAB*.

Desarrollando la función de transferencia correspondiente a los ejescríticos de la cuchara, se observó que el proceso para realizar el control del dispositivo demostró una efectividad gracias al uso de un control PI. Se partió desde la fidelidad de estimación de los datos proporcionado en el diseño experimental, con un 94 y 93% en el eje z y X respectivamente.

Utilizando un control PI, debido a la respuesta sobreamortiguada natural del sistema, se obtuvo un tiempo de respuesta 0.1 y 0.3 s, junto con un *overshoot* de 0 y 2.38%.

Con esto, el dispositivo cumple con los parámetros deseados para el control y estabilización de objetos. Además, incluye un diseño cómodo y de peso pequeño, que permita a los usuarios un fácil agarre de la cuchara, además de poseer una tira de velcro que permita estandarizar el agarre de los pacientes, de manera que los movimientos sean similares a los replicados durante el diseño experimental.

El dispositivo posee una batería recargable, llegando a alimentar al dispositivo por 5 horas antes de necesitar cargarse nuevamente. La tapa de la batería permite un desacople sencillo, sin necesidad de desarmar por completo el dispositivo, para recargar la batería antes de ser utilizada nuevamente. A su vez, el Arduino Nano, al ser colocado en esta tapa, puede ser accedido fácilmente en caso de necesitarse realizar cambios en el código de control del dispositivo.

Las ventajas de mayor importancia del dispositivo son referentes a la obtención de los componentes electrónicos dentro de los disponibles a nivel nacional, de tal manera, se reduce considerablemente el precio final del dispositivo. Otra ventaja es su diseño 3D, de manera que las piezas de la cuchara pueden ser obtenidas por medio de impresoras 3D (de filamento o de resina, dependiendo de la necesidad de fortaleza en el diseño), fácilmente replicable y ser capaz de producirse en masa.



Las desventajas del dispositivo son su tamaño final, definido por ciertos componentes dentro de la cuchara que necesitaban un volumen definido para su conexión y ubicación. El tamaño final de la cuchara se define en 15 cm, que provocaría dificultad en ciertos pacientes con temblores con mayor amplitud y movimientos más erráticos. A su vez, el control de los motores se define para pacientes con temblores leves o medios, significando que pacientes con temblores severos podrían no tener la estabilización deseada debido a la necesidad de un control con menor tiempo de respuesta y mayor compensación.

Respecto a la competitividad en el mercado, el desarrollo del proyecto demuestra rentabilidad respecto a la adquisición del dispositivo estabilizador en comparación a otros productos del mercado, demostrando un gran rendimiento a menor costo. A comparación del dispositivo más conocido del mercado de estabilizadores, *Liftware*, el dispositivo actual presenta un 33% de costo menor y un 75% de capacidad de batería mayor (de 1 hora a 4 horas de baterías recargadas) [10]. Por otro lado, *Gyenko* posee un precio mucho mayor a su competencia y su batería de 2 horas de duración lo vuelve altamente competitivo en el mercado; el dispositivo diseñado supera su capacidad de batería en un 50% y es 68% menor en costo [11].

Por su parte, a comparación de *Hand-Steady*, diseñado principalmente como un estabilizador para bebidas, el dispositivo simulado presenta ventajas debido a su adaptabilidad para ser utilizado con diferentes acoples además de cuchara, tal y como sería un tenedor o cuchillo. Sin embargo, *Hand-Steady* permite a sus usuarios un agarre estandarizado con una agarradera ajustada para los vasos a utilizar. [12].

# CAPÍTULO 4

## 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 4.1 Conclusiones

- Se diseñó un dispositivo mecatrónico para la estabilización y corrección en pacientes con desórdenes de movimientos involuntarios, por medio del diseño y análisis de componentes y funcionalidad del sistema; en el que se consideró un diseño experimental que contempla una alternativa viable al problema planteado.
- Al implementar el sistema de estabilización se comprueba la versatilidad en el movimiento del artefacto que compensa los temblores de los pacientes enfocado en el control de dos grados de libertad, obteniendo una alternativa accesible por medio de componentes impresos en 3D y código abierto, teniendo como resultado un producto de menor costo frente a otras opciones existentes.
- El dispositivo tiene un tiempo de estabilización de 0.578 s y un *overshoot* en sus ejes (X y Z) de 0 y 2.38%, produciendo que su respuesta sea ideal para el control PI de 2 GDL en un dispositivo estabilizador para pacientes con desórdenes de movimiento. El dispositivo se define en un costo de producción de \$63.00, volviéndolo altamente competitivo frente a otras opciones en el mercado, llegando a 5 horas de batería y facilidad en reemplazo de acoples para funcionar como más de un utensilio de alimentación para los pacientes.

### 4.2 Recomendaciones

- El presente trabajo consideró pesos y tamaños promedios de alimentos en una cucharada para los cálculos necesarios de comprobación, por lo cual, se recomienda considerar nuevas cantidades de peso y distancia para el cálculo de los motores para la comprobación del uso de los servomotores en caso de que se desee cambiar de utensilio para alimentarse, es decir, utilizar un acople de tenedor en lugar de la cuchara.

- Esto representaría el posible cambio del servomotor SG90 por un servomotor MG90S, de manera que, de ser el caso, se cumpla con los torques necesarios para el movimiento de la cuchara.
- Se recomienda que el material del utensilio para alimentación sea diferente a los materiales de plásticos disponibles para impresión 3D (PLA o ABS), debido a su baja temperatura de deformación. Este nuevo material puede variar entre otros tipos de plásticos o materiales metálicos.
- Se recomienda realizar modificaciones a los acoples del diseño mecánico dependiendo de que tan críticos son los temblores del paciente, debido a la necesidad de mayor compensación de los ejes de movimiento.

# BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Statics,” Parkinson’s Foundation, 2020.  
<https://www.parkinson.org/Understanding-Parkinsons/Statistics>
- [2] R. Martínez-Fernández., C. Gasca-Salas C., Á. Sánchez-Ferro, and J. Ángel Obeso, “ACTUALIZACIÓN EN LA ENFERMEDAD DE PARKINSON,” *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 27, no. 3, pp. 363–379, May 2016.
- [3] J. Paúl *et al.*, “Prevalencia De La Enfermedad De Parkinson: Estudio Puerta-Puerta En La Provincia De Manabí-Ecuador,” *Revista Ecuatoriana de Neurología*, vol. 26, no. 1, pp. 23–26, 2017.
- [4] Abril Carreres, <<Enfermedades neurodegenerativas,>> Barcelona, 2013.
- [5] G. Luna, <<Diseño de un sistema de adquisición de bioseñales para enfermedades neurodegenerativas>>, Cuenca, 2021.
- [6] Jorge Michel Rodríguez Pupo, «Actualización en Enfermedad de Huntington,» Holguín, 2013.
- [7] A. Villalba, <<Ataxia Cerebelosa,>> *Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 2011.
- [8] «Enfermedad de Parkinson y medicamentos,» *Rev Fac Cien Med*, vol. 38, nº 1, pp. 1-2, 2013.
- [9] Molina Ruedam <<Análisis del movimiento de la extremidad superior hemiparética en pacientes con accidente cerebrovascular: estudio piloto,>> *Neurología*, vol. 27, nº6, pp. 343-347, 2011.
- [10] Verily, «Liftware,» [En línea]. <https://www.liftware.com/steady/>.
- [11] G. Technologies, «Gyenno Spoon,» 2016.  
<https://www.gyenno.com/spoon-en>.

[12] HandSteady, «HandSteady,» 2021.

<https://handsteady.com/en-gb/>.

[13] “¿Cómo funciona y qué hace el acelerómetro?” *Tme.com*, Oct. 09, 2020.

<https://www.tme.com/ve/es/news/library-articles/page/22568/Como-funciona-y-que-hace-el-acelerometro/>

[14] “Industriasgsl.com / Venta de Suministros Industriales,” *Industrias GSL*, 2020.

<https://www.industriasgsl.com/blog/post/para-que-sirve-un-servomotor-usos-y-aplicaciones>

[15] J. Monsalve, “Controladores de sistemas embebidos,

”*diarioelectronicohoy.com*, Oct. 17, 2016.

<https://www.diarioelectronicohoy.com/controladores-sistemas-embebidos/>

# APÉNDICES

## APÉNDICE A

### CÓDIGO EN ARDUINO IDE (DISEÑO EXPERIMENTAL)

```
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>

#include <Servo.h>

Servo servo;
Servo servo2;

Adafruit_MPU6050 srituhobby;

void setup(void) {
  Serial.begin(9600);
  servo.attach(6);
  servo2.attach(5);
  Wire.begin();
  srituhobby.begin();

  srituhobby.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_8_G);//2_G,4_G,8_G,16_G
  srituhobby.setGyroRange(MPU6050_RANGE_500_DEG);//250,500,1000,2000
  srituhobby.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_21_HZ);

  servo.write(0);
  servo2.write(0);
  delay(100);
}

void loop() {
  sensors_event_t a, g, temp;

  srituhobby.getEvent(&a, &g, &temp);

  int value = a.acceleration.x;

  int value2 = a.acceleration.y;
```

```
int valor;  
  
int valor2;  
  
valor = map(value, 1, 0, 0, 0);  
  
valor2 = map(value2, 2, 3, 90, 0);  
  
servo.write(valor);  
servo2.write(valor2);  
  
Serial.println("Valor acc x:" + String(value));  
Serial.println("Valor acc y:"+ String(value2));  
Serial.println("Valor servo sg90:" + String(valor));  
Serial.println("Valor servo mg90:"+ String(valor2));  
  
delay(10);  
  
}
```



## APÉNDICE B

### CÓDIGO EN ARDUINO IDE (CÓDIGO FINAL)

```
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>

#include <Servo.h>

//PID constants
double kp = 0.0812;
double ki = 0;
double kd = 0;

unsigned long currentTime, previousTime;
double elapsedTime;

double error;
double lastError;

double input, output, setPoint, output2;
double cumError, rateError;

double T = 0.01;

Servo servo;
Servo servo2;

Adafruit_MPU6050 srituhobby;

void setup() {
  setPoint = 0;
  Serial.begin(9600);
  servo.attach(6);
  servo2.attach(5);
  Wire.begin();
  srituhobby.begin();
```

```

servo.write(0);
servo2.write(0);

srituhobby.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_8_G);
srituhobby.setGyroRange(MPU6050_RANGE_500_DEG);//250,500,1000,2000
srituhobby.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_21_HZ);
}

void loop() {

  sensors_event_t  a,  g,  temp;
  srituhobby.getEvent(&a, &g, &temp);

  double valor = a.acceleration.z;
  double valor2 = a.acceleration.y;

  double val = a.acceleration.x;
  input      =      valor
  Serial.println(valor2);

  output = computePID(input);
  output2 = computePID2(valor2);

  servo.write(output);
  Serial.println(output);
  servo2.write(output2);
  delay(150);
}

double computePID(double inp) {
  currentTime = millis();

  elapsedTime = (double)(currentTime - previousTime)/1000;
  int out = map(inp, -10, 10,180, 0);
}

```

```
error = 180-inp;
cumError += error;

int out = kp * error + ki * cumError;
out = constrain(out,0,180);
Serial.print(out);

lastError = error;
previousTime = currentTime;
return out;
}

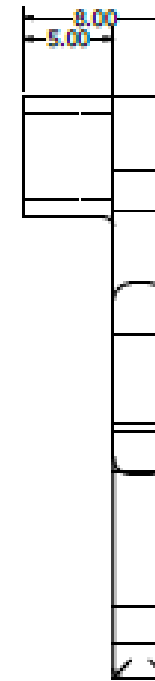
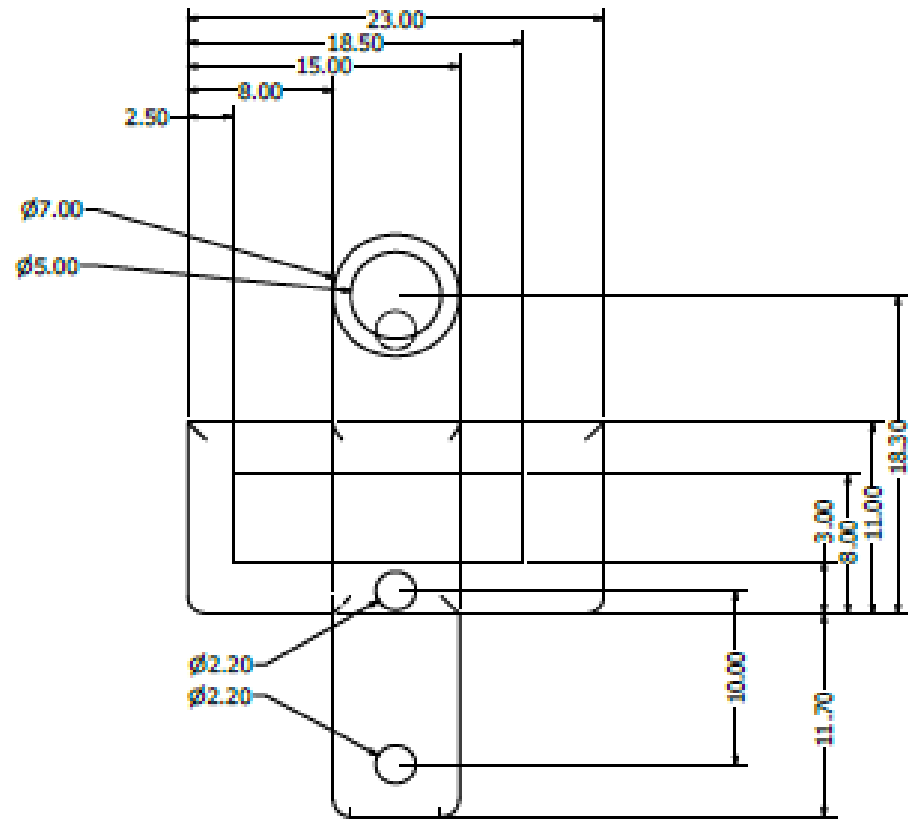
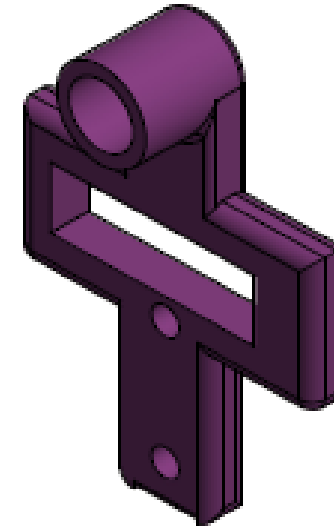
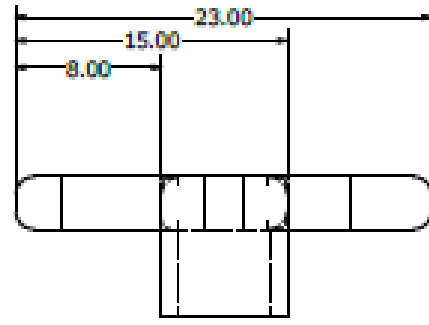
double computePID2(double inp) {
  currentTime = millis();

  elapsedTime = (double)(currentTime - previousTime)/1000;
  int out = map(inp,-10, 10,90, 180);

  Serial.println(inp);

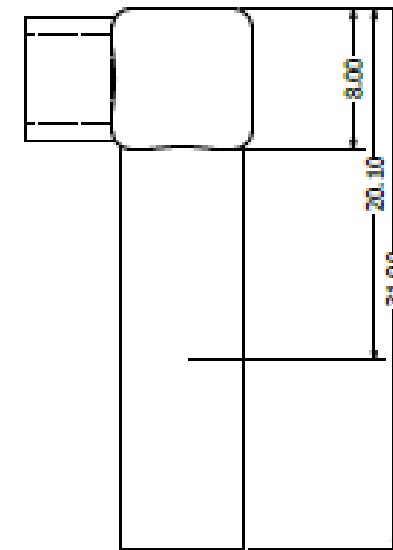
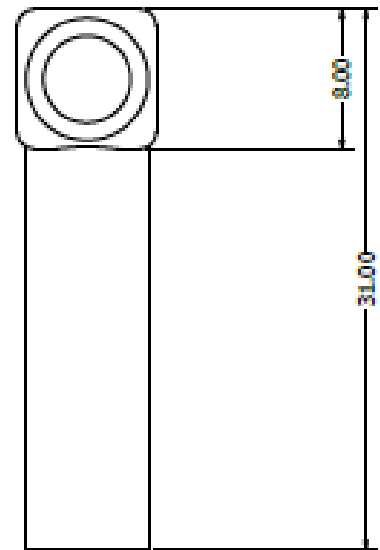
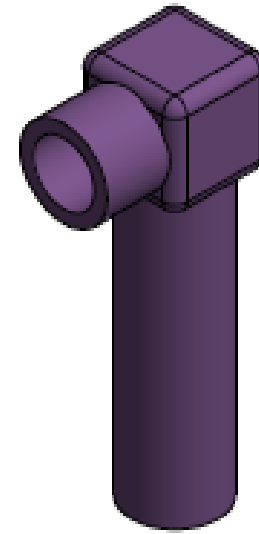
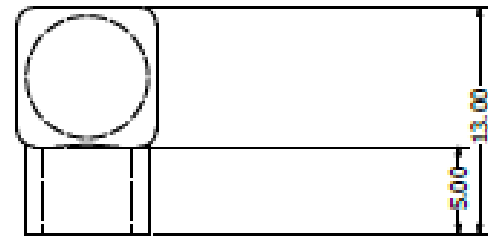
  return out;
}
```

**APÉNDICE C**  
**PLANOS DE ACOPLE**



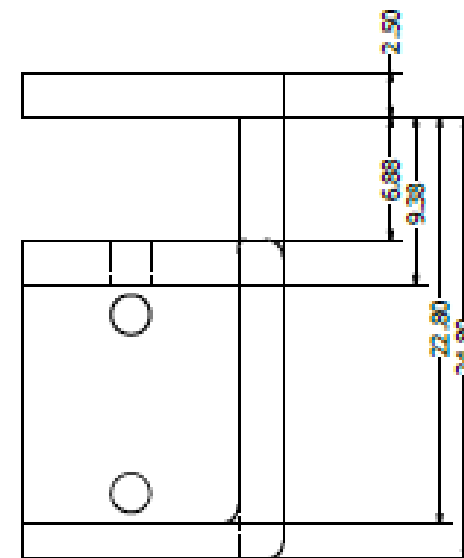
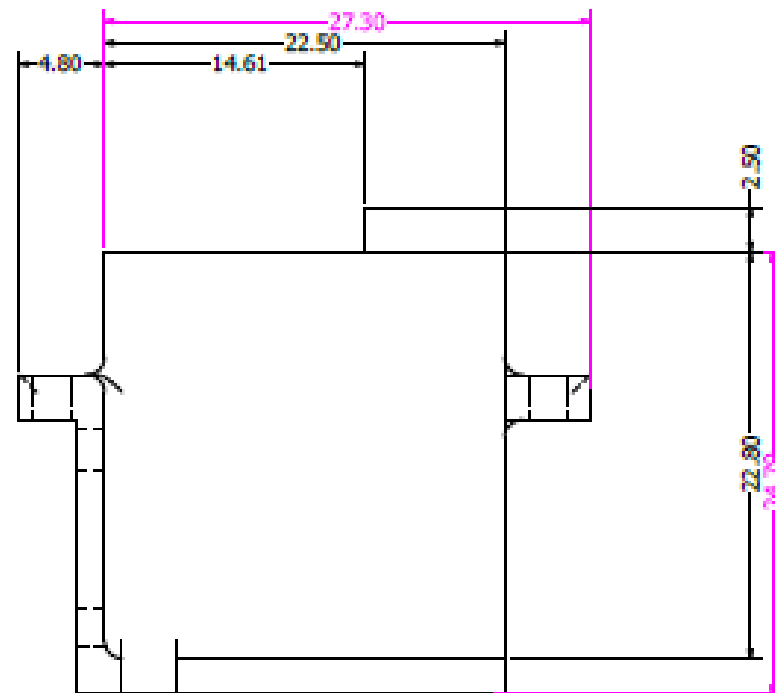
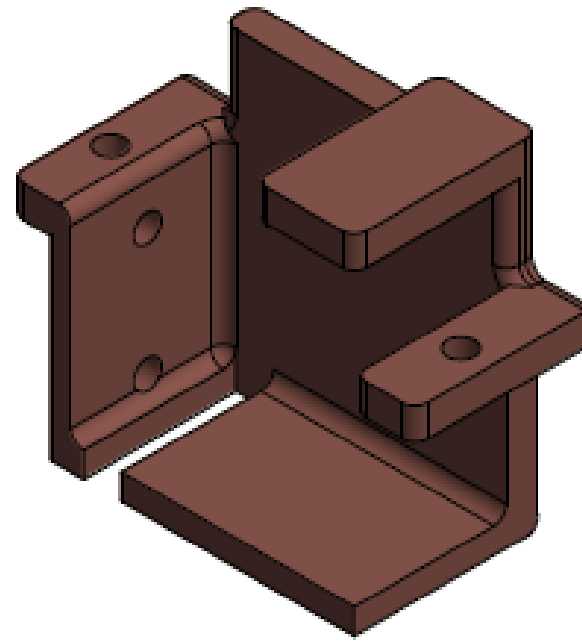
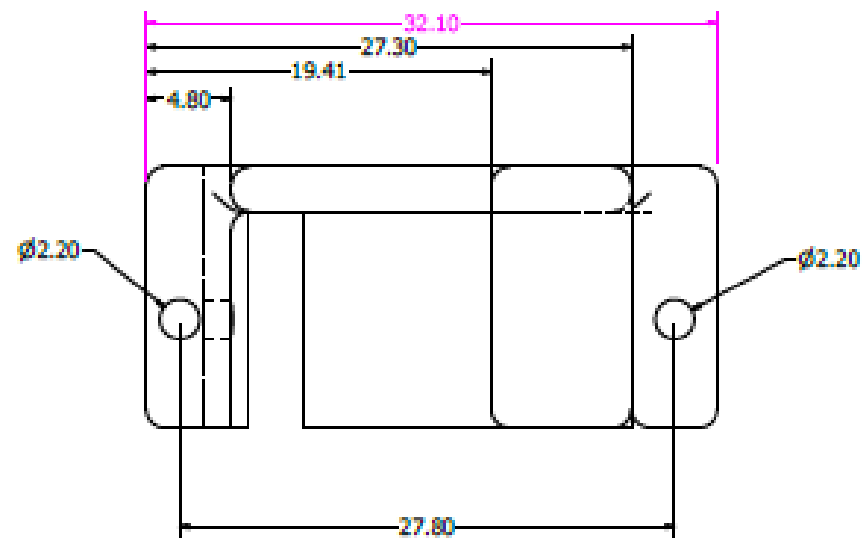
DESIGN	17045	DATE	09-Jan-22	TITLE	
CHECKED		TITLE			
QA		TITLE			
REV		TITLE			
APPROVED		REV	D	DESCRIPTION	REV
		D		plano acople1	
		SCALE	5 : 1	SHEET 1 OF 1	

Plano 1 Acople 1



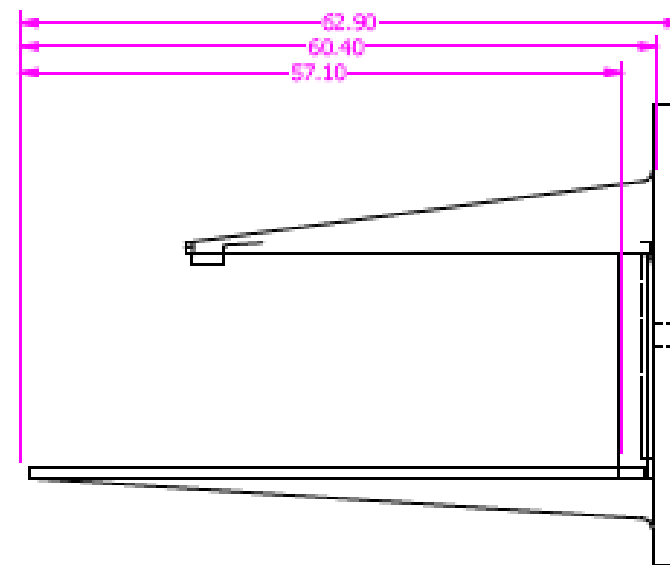
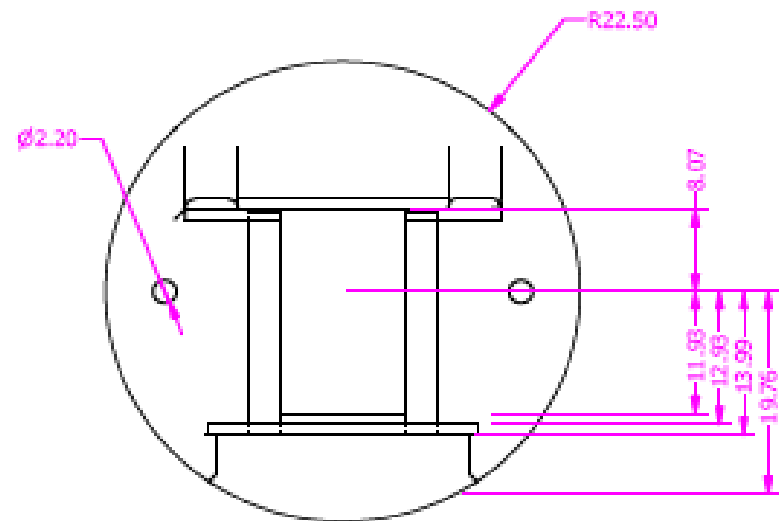
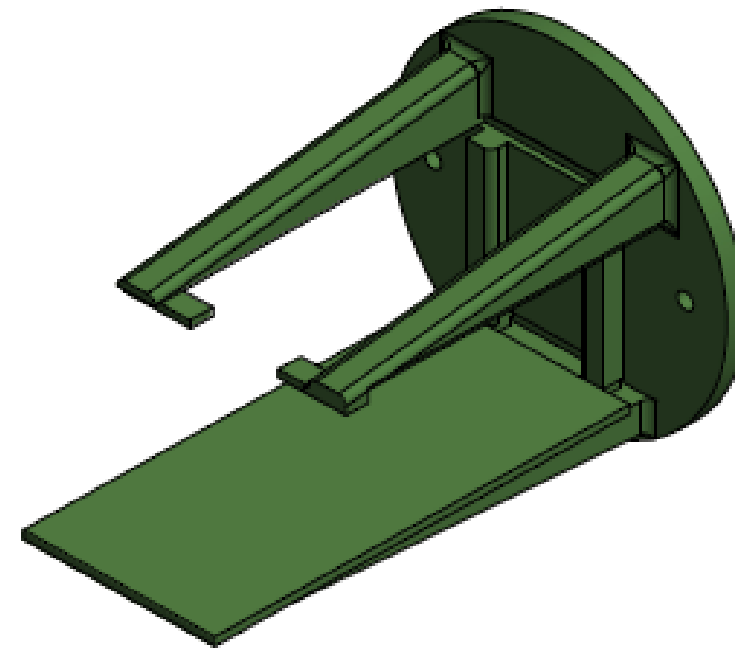
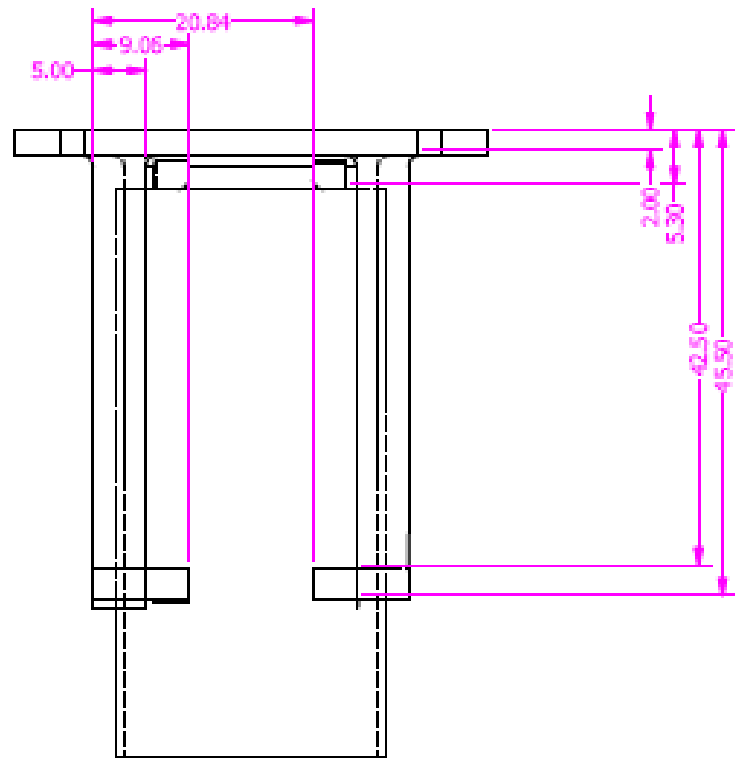
DRAWN	17045	09-2022		
CHECKED				
OP			TITLE	
REV				
APPROVED				
			SIZE	D
			SCALE	1:1
				SHEET 1 OF 1

Plano 2 Acople 2



DRAWN	17045	09-Jan-22		
CHECKED			TITLE	
QA				
MPU				
APPROVED				
			REV	DESCRIPTION
			D	plano base servo
			SCALE	5:1
			SHEET 1 OF 1	

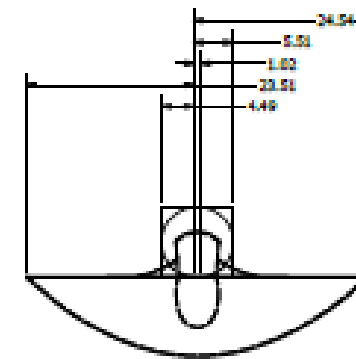
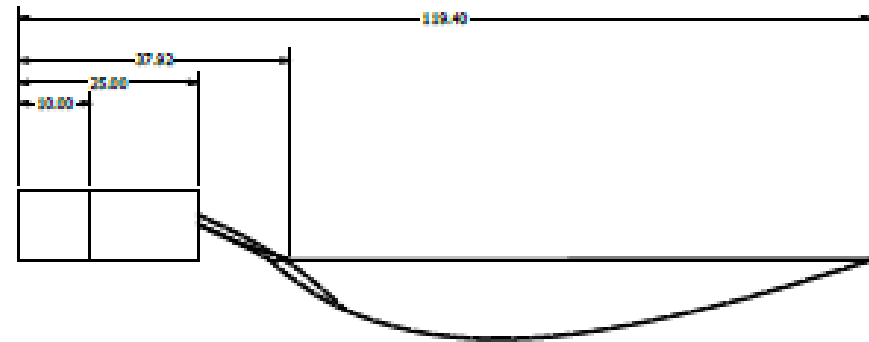
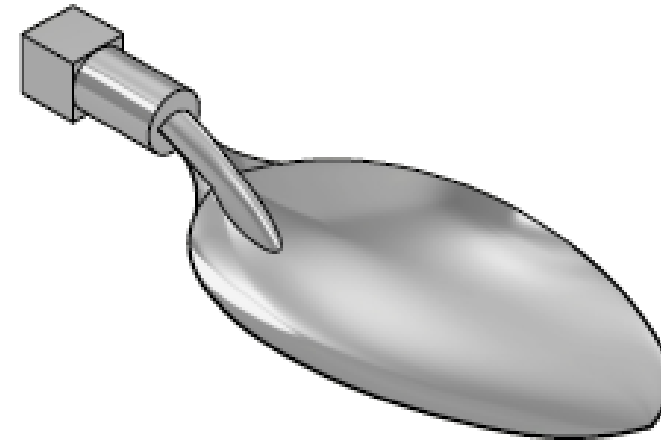
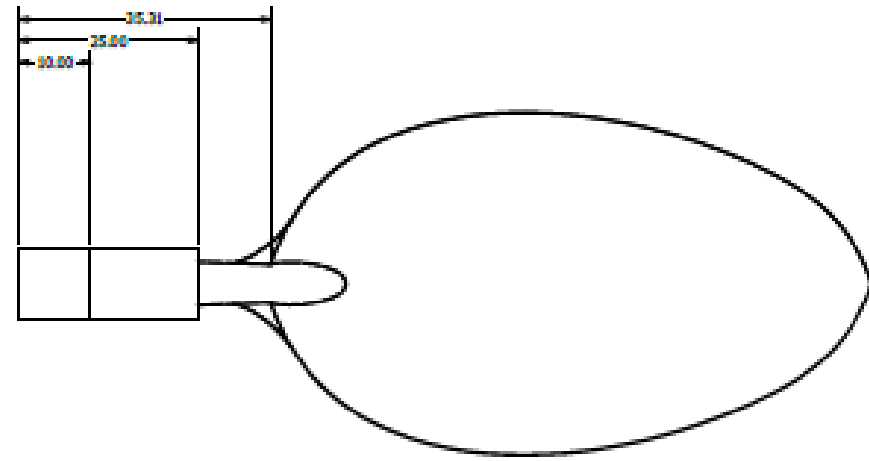
Plano 3 Base servomotor



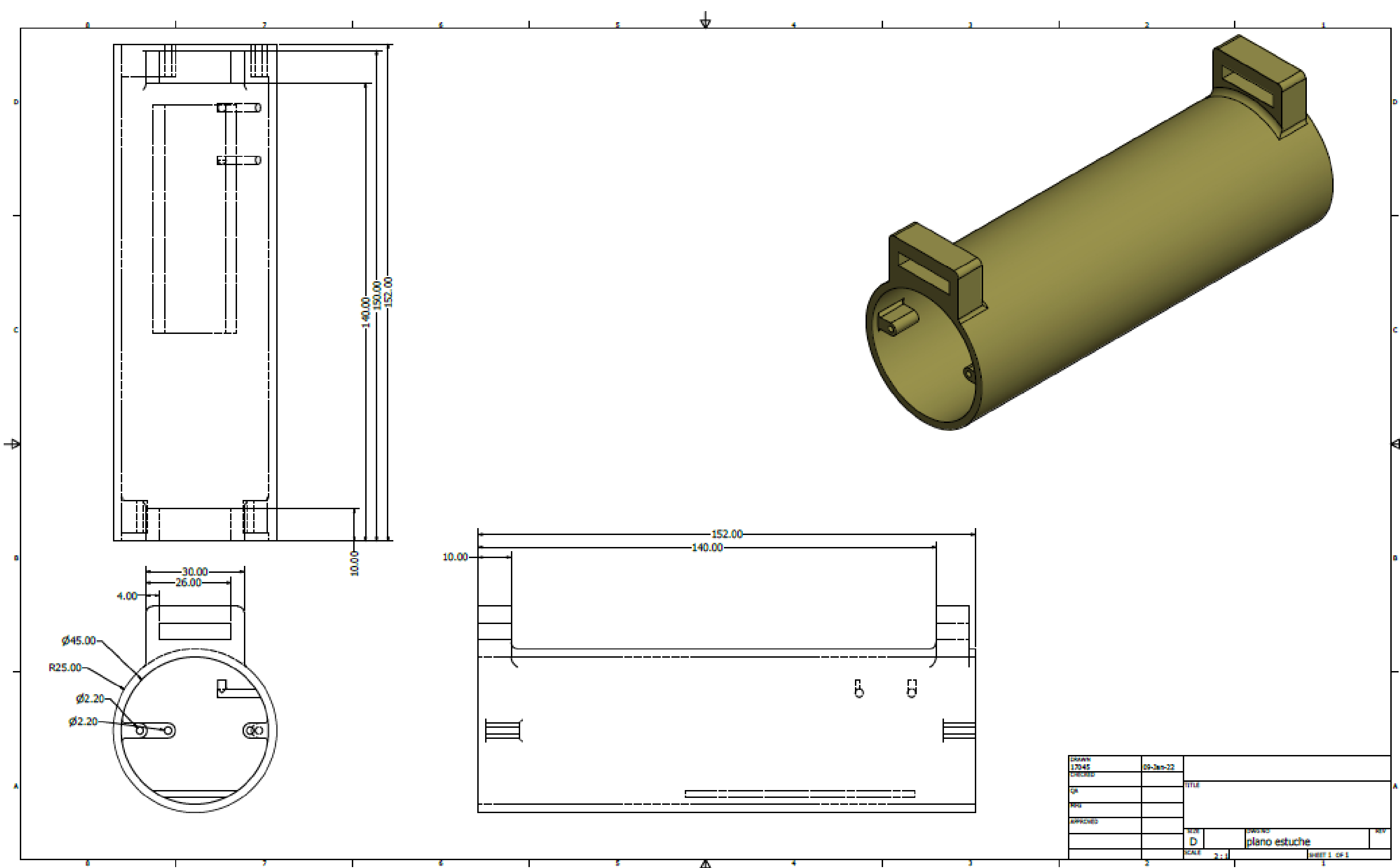
DESIGN	17045	00-Jun-22		
CHECKED			TITLE	
QA				
REV				
APPROVED				
			SIZE	DWG NO.
			D	plano base trasera
			SCALE	1/1 OF 1
			3:1	

Plano 4 Base posterior





DRAWN	17045	09-20-22		
CHECKED			TITLE	
QA				
MRG				
APPROVED				
			SIZE	DWG NO
			D	plano cuchara
			SCALE	SHEET 1 OF 1
			1:1	



Plano 6 Soporte

Desenho	17045	09-Jan-22		
Checkado			TITULO	
OP				
PRO				
APPROVED				
			REV	
			D	plano estuche
			SCALE	2:1
				SHEET 1 OF 1