



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES**

**Diseño e implementación de un sistema electrónico de asistencia para
alimentación a personas con discapacidad motriz en extremidades
superiores.**

Trabajo de Titulación para optar al título de:
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

Autor:

Escudero Casco Boris Alexander

Tutor:

PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante

Riobamba, Ecuador. 2024

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, **BORIS ALEXANDER ESCUDERO CASCO**, con cédula de ciudadanía **1805116199**, autor del trabajo de investigación titulado: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE ASISTENCIA PARA ALIMENTACIÓN A PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN EXTREMIDADES SUPERIORES** certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autora de la obra referida será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 08 de noviembre de 2024.



Boris Alexander Escudero Casco

C.I:180511619-9



Dirección
Académica
VICERRECTORADO ACADÉMICO

en movimiento

SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD
UNACH-RGF-01-04-08.11
VERSIÓN 01: 06-09-2021

ACTA FAVORABLE – INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACION

En la Ciudad de Riobamba, a los 14 días del mes de OCTUBRE de 2024, luego de haber revisado el Informe Final del Trabajo de Investigación presentado por el estudiante **BORIS ALEXANDER ESCUDERO CASCO** con CC: **180511619-9**, de la carrera de **INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES** y dando cumplimiento a los criterios metodológicos exigidos, se emite el **ACTA FAVORABLE DEL INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN** titulado **"DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE ASISTENCIA PARA ALIMENTACIÓN A PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN EXTREMIDADES SUPERIORES"**, por lo tanto se autoriza la presentación del mismo para los trámites pertinentes.



LEONARDO FABIAN
RENTERIA SUSTANANTE

PhD. Leonardo Rentería
TUTOR(A)

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE ASISTENCIA PARA ALIMENTACIÓN A PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN EXTREMIDADES SUPERIORES**”, presentado por **BORIS ALEXANDER ESCUDERO CASCO**, con cédula de identidad número **180511619-9**, bajo la tutoría de Ph.D. Leonardo Fabian Rentería Bustamante; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 19 de noviembre de 2024.

Mag. Deysi Inca
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



Ph.D. Antonio Meneses
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Mag. José Jinez
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



CERTIFICADO ANTIPLAGIO



Dirección
Académica
VICERRECTORADO ACADÉMICO



SISTEMA DE GESTIÓN DE LA CALIDAD
UNACH-RGF-01-04-08.15
VERSIÓN 01: 06-09-2021

CERTIFICACIÓN

Que, **ESCUDERO CASCO BORIS ALEXANDER** con CC: **180511619-9**, estudiante de la Carrera de **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERÍA**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado "**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE ASISTENCIA PARA ALIMENTACIÓN A PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN EXTREMIDADES SUPERIORES**", cumple con el **0%**, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **TURNITIN**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 08 de noviembre de 2024



Firmado electrónicamente por:
**LEONARDO FABIAN
RENTERIA BUSTAMANTE**

PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante
TUTOR

DEDICATORIA

Este Trabajo de Titulación va dedicado para mis padres, Luis Escudero Santamaria y Dolores Casco Palacios, por su apoyo en cada momento del proceso de mi formación, también por la confianza depositada en mi por ello y mucho mas

A mis hermanos por darme valentía para avanzar con pie firme para la realización del trabajo.

A mis amigos por los consejos que me han dado por su amistad que es una de las cosas más valiosas que puede tener una persona.

Boris Alexander Escudero Casco

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi agradecimiento, PhD. Leonardo Rentería, por su experta supervisión, sus valiosos consejos y su incansable dedicación. Sus conocimientos y perspectivas fueron fundamentales para el desarrollo de este trabajo de titulación.

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mi familia, cuyo apoyo incondicional y amor constante han sido fundamentales para la realización de esta tesis. A mis padres, por su incansable sacrificio y por inculcarme los valores de la perseverancia y el esfuerzo; a mis hermanos, por ser siempre mi fuente de inspiración y por su motivación en cada paso del camino. Gracias por creer en mí y por brindarme el aliento necesario para superar cada desafío. Sin su respaldo, este logro no habría sido posible. Este trabajo es tanto mío como suyo.

También quiero agradecer a mis amigos, por su compañía, comprensión y por los momentos de esparcimiento que me permitieron mantener el equilibrio durante este arduo proceso. Su amistad ha sido un pilar fundamental.

Finalmente, extendiendo mi gratitud a todas las personas que, de una u otra forma, contribuyeron a la realización de este trabajo. A mis profesores y tutores, por su guía y sabiduría; y a mis compañeros de estudio, por su colaboración y apoyo.

Boris Alexander Escudero Casco

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA	
ACTA FAVORABLE – INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACION	
CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL	
CERTIFICADO ANTIPLAGIO	
DEDICATORIA	
AGRADECIMIENTO	
ÍNDICE GENERAL	
ÍNDICE DE TABLAS	
ÍNDICE DE FIGURAS	
RESUMEN	
ABSTRACT	
CAPÍTULO I	15
1. INTRODUCCIÓN	15
1.1 ANTECEDENTES	15
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	16
1.3 OBJETIVOS.....	17
1.3.1 Objetivo General.....	17
1.3.2 Objetivos Específicos	17
CAPÍTULO II.....	18
2. MARCO TEÓRICO	18
2.1 ANATOMÍA DEL BRAZO.....	18
2.1.1 Hombro.....	18
2.1.2 Húmero	19
2.1.3 Antebrazo.....	19
2.1.4 Muñeca	19
2.1.5 Mano.....	19
2.2 Movimiento del brazo	19
2.3 Discapacidad motriz.....	20

2.3.1	Inicio Progresivo.....	20
2.3.2	Inicio Agudo.....	21
2.4	ESTADO DEL ARTE.....	21
2.4.1	Cuchara Nelson Queens.....	21
2.4.2	Cubiertos Adaptativos KMINA.....	22
CAPÍTULO III.....		23
3.	METODOLOGÍA.....	23
3.1	TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	23
3.2	PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS	23
3.2.1	Anatomía del brazo.....	24
3.2.2	Diseño del prototipo	25
3.2.3	Fase III: Verificación de funcionamiento del prototipo	35
3.3	TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS	36
3.3.1	Fuentes de Información	36
3.4	POBLACIÓN Y MUESTRA	36
3.4.1	Población	36
3.5	OPERACIÓN DE VARIABLES	37
3.5.1	Variable dependiente	37
3.5.2	Variable independiente	37
CAPÍTULO IV.....		38
4.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	38
CAPÍTULO V.....		41
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	41
5.1	CONCLUSIONES	41
5.2	RECOMENDACIONES	41
BIBLIOGRAFÍA		42
ANEXOS		44

Anexo 1	44
Anexo 2	50

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Medidas del Gancho	26
Tabla 2: Características de la fuente de Alimentación Conmutada	28
Tabla 4 Características de la RP2040-Zero.	29
Tabla 5 Características de giroscopio	29
Tabla 6 Características de mini servo	30
Tabla 7: Variable dependiente	37
Tabla 8: Variable independiente	37
Tabla 9 Test de Normalidad	38
Tabla 10 Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	38
Tabla 11 Pruebas no paramétricas	39

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Anatomía del brazo	18
Figura 2 Cuchara Nelson Queens	22
Figura 3 Cuchara KMINA	22
Figura 4 Diagrama de Flujo.....	24
Figura 5 Mango del Prototipo.....	25
Figura 6 Gancho parte superior	26
Figura 7 Ranura del mango	26
Figura 8 Caja	27
Figura 9 Cuchara	27
Figura 10 Diagrama del Sistema Electrónico	28
Figura 11 Batería lipo	28
Figura 12 RP2040-Zero	29
Figura 13 Giroscopio	30
Figura 14 mini servo 4.3G.....	31
Figura 15 Diseño de placas.....	31
Figura 16 Fabricación de la PCB.....	32
Figura 17 Diagrama del Sistema Electrónico completo	32
Figura 18 Voltaje de batería	33
Figura 19 corriente del dispositivo en reposo.....	33
Figura 20 Corriente total.....	34
Figura 21 Prototipo con su bolso y elásticos	35
Figura 22 Pruebas de funcionamiento	36
Figura 23 Diagrama de cajas	40

RESUMEN

En el siguiente trabajo se presenta el diseño e implementación de un sistema electrónico para la alimentación de personas con discapacidad motriz en las extremidades superiores. El prototipo se basa en una cuchara adaptada para personas con Parkinson, diseñada ergonómicamente e incorporada con un sensor que permite controlar el movimiento de la cuchara en función del movimiento del brazo. Además, se incluyen correas y un bolso para brindar comodidad al paciente.

Los datos se recopilan durante 15 días utilizando platos de comida de 100 gramos, midiendo la cantidad ingerida por el paciente y la cantidad derramada. Para verificar el funcionamiento del prototipo, el paciente ingiere comida mientras el sistema realiza los movimientos necesarios para facilitar la autonomía en la alimentación. Los resultados muestran que el prototipo permite al paciente ingerir hasta 92 gramos de 100 gramos de comida, en comparación con un máximo de 35 gramos con una cuchara normal. Esta mejora significativa resalta el impacto positivo del prototipo en la realización de una actividad diaria esencial como la alimentación.

Palabras clave: extremidades superiores, Parkinson, sistema electrónico, discapacidad motriz.

ABSTRACT

The following thesis presents the design and implementation of an electronic system for feeding individuals with motor disabilities in the upper extremities. The prototype is based on an adapted spoon for individuals with Parkinson's disease, ergonomically designed and integrated with a sensor that controls the spoon's movement in response to the arm's motion. Additionally, straps and a bag are included to provide comfort to the patient. Data were collected over a 15-day period using 100-gram portions of food, measuring both the amount ingested by the patient and the amount spilled. To verify the prototype's functionality, the patient eats while the system performs the necessary movements to facilitate feeding autonomy. Results show that the prototype allows the patient to ingest up to 92 grams of food out of 100 grams, compared to a maximum of 35 grams with a regular spoon. This significant improvement highlights the positive impact of the prototype on performing an essential daily activity such as feeding.

Keywords: Upper extremities, Parkinson's, electronic system, motor disability.



Reviewed by:
MsC. Edison Damian Escudero
ENGLISH PROFESSOR
C.C.0601890593

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se analizan los antecedentes que motivaron la realización del presente trabajo de titulación, se expone el problema con su respectiva justificación fundamentada en la necesidad de resolver la problemática. Asimismo, se presenta el objetivo general y los objetivos específicos que guían el desarrollo de este trabajo.

1.1 ANTECEDENTES

En el presente proyecto de investigación, se propuso diseñar e implementar un sistema electrónico con el fin de brindar asistencia en el uso de utensilios durante el proceso de alimentación. La alimentación, como una parte fundamental para el desarrollo del ser humano y una actividad cotidiana, puede representar un desafío para las personas que padecen discapacidades, específicamente aquellas de tipo motriz. Con este sistema, se buscó facilitar la independencia y mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por dichas limitaciones [1].

De esta forma, el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades del Gobierno del Ecuador indicó que, según el registro llevado a cabo en enero de 2022, existían alrededor de 471.205 personas con algún tipo de discapacidad motora. De ese total, más de la mitad presentaba un grado de discapacidad física mayor al 45 %. Debido a su condición, estas personas requerían asistencia personal para realizar tareas cotidianas como comer, ir al baño, vestirse, cepillarse los dientes, entre otras actividades básicas [2].

El proyecto de investigación tuvo como objetivo mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad motriz que presentaban dificultades para alimentarse por sí mismas. A través del uso de un sistema electrónico, se facilitó el proceso de alimentación, permitiendo que estas personas pudieran realizar esta actividad de manera más autónoma e independiente [3].

El diseño de este sistema requirió un enfoque centrado en el usuario, considerando las necesidades específicas de las personas con discapacidad motriz, para asegurar que el sistema fuera efectivo y fácil de usar. Además, la implementación de este sistema tenía el potencial de tener un impacto significativo en la vida diaria de estas personas, mejorando su capacidad para realizar actividades cotidianas y aumentando su autonomía e independencia [3].

Para lograr esto, se utilizaron técnicas de diseño y desarrollo de sistemas electrónicos, incluyendo sensores de movimiento, controladores de actuadores y software de control. Se centraron en la creación de un sistema electrónico enfocado en un utensilio, específicamente una cuchara, que ayudara a las personas con discapacidad en aspectos importantes.

Existen utensilios denominados Nelson que sirven para estas condiciones, con una estructura característica de diseño y una estructura rígida. Para el sistema desarrollado, la idea fue presentar un utensilio capaz de recoger la comida del plato y, al momento de que la persona levantara su brazo, el sistema girara para que la cuchara quedara de forma paralela a la boca, facilitando así la alimentación [4].

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, muchas personas con discapacidad motriz en extremidades superiores requieren la ayuda de terceros para realizar la tarea básica de alimentación, lo que puede generar una sensación de dependencia y limitación en su capacidad para realizar esta actividad cotidiana e indispensable de manera autónoma.

Por ello, es necesario buscar soluciones tecnológicas que permitan a las personas con discapacidad motriz en las extremidades superiores alimentarse de manera independiente y cómoda, lo que puede mejorar significativamente su calidad de vida y fomentar su autonomía.

Por lo cual en el presente proyecto de titulación se pretende diseñar e implementar un sistema electrónico de asistencia para alimentación a personas con discapacidad motriz en extremidades superiores, por lo que puede ser una solución efectiva a este problema.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

- Diseñar e implementar un sistema electrónico de asistencia para alimentación a personas con discapacidad motriz en extremidades superiores.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Analizar la capacidad de movimiento del brazo en personas con discapacidad motriz en extremidades superiores.
- Diseñar e implementar un prototipo que proporcione asistencia al momento de alimentarse en personas con discapacidad motriz en extremidades superiores.
- Realizar pruebas de funcionamiento del prototipo diseñado para evaluar su efectividad en los pacientes con discapacidad motriz.

CAPÍTULO II.

2. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se desarrolló el marco teórico, abordando aspectos claves sobre la anatomía del brazo, especificando cada una de sus partes y el movimiento del brazo, así como todos los factores involucrados. También se trató la discapacidad motriz, incluyendo diversos fragmentos relevantes sobre esta condición. Finalmente, se exploraron las formas de alimentación adaptadas para este grupo de persona

2.1 ANATOMÍA DEL BRAZO

El modelo biomecánico de la extremidad superior se compone de una cadena abierta de cinco segmentos rígidos conectados por cuatro articulaciones simples [5]. La estructura y disposición de estos elementos se ilustran en la Figura 1.

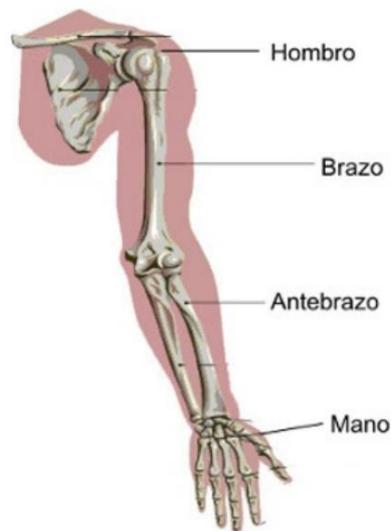


Figura 1 Anatomía del brazo

Fuente [5]:

2.1.1 Hombro

El hombro es una articulación compleja que conecta el brazo con el tronco del cuerpo. Está compuesto por tres huesos principales: la escápula (omóplato), la clavícula y el húmero. Las principales articulaciones del hombro son el glenohumeral, acromioclavicular, y esternoclavicular. La articulación glenohumeral es una articulación esferoidea que permite una gran amplitud de movimientos en varias direcciones, como flexión, extensión, abducción, aducción, y rotaciones interna y externa [6].

La estabilidad y el movimiento del hombro dependen de una combinación de estructuras, incluidos músculos, tendones y ligamentos. Los músculos del manguito rotador son esenciales para mantener la estabilidad y permitir los movimientos precisos del hombro. Debido a su amplio rango de movimiento y la complejidad de su estructura, el hombro es susceptible a diversas lesiones y patologías, como tendinitis, desgarros del manguito rotador, dislocaciones y síndrome de pinzamiento [6].

2.1.2 Húmero

El hueso largo que une el hombro y el codo se llama húmero. Se articula con la escápula en el hombro y el radio y el cúbito en el codo y es esencial para la movilidad del brazo. La cabeza (que se articula con la cavidad glenoidea de la escápula), el cuello anatómico y quirúrgico, el cuerpo (diáfisis) y el cóndilo humeral en su extremo distal son partes clave del húmero. Los músculos y los ligamentos se insertan en protuberancias, como los tubérculos mayor y menor y los epicóndilos medial y lateral. El húmero es susceptible a fracturas y otras lesiones y permite una amplia gama de movimientos del brazo [7].

2.1.3 Antebrazo

El área del brazo que va desde el codo hasta la muñeca se conoce como antebrazo. El radio y el cúbito (ulna) son sus dos huesos principales. La rotación del antebrazo, conocida como pronación y supinación, es posible gracias a la membrana interósea que conecta estos huesos. La flexión de la muñeca y los dedos son dos de los múltiples músculos del antebrazo que controlan los movimientos [8].

2.1.4 Muñeca

La articulación que conecta el antebrazo con la mano se llama muñeca. Está formado por ocho huesos pequeños llamados carpianos, que están agrupados en dos filas. El radio y el cúbito del antebrazo, así como los metacarpianos de la mano, se articulan con estos huesos. La muñeca puede realizar una variedad de movimientos, como la flexión, la extensión, la abducción (desviación radial) y la aducción. La muñeca está rodeada de tendones y ligamentos que brindan estabilidad y facilitan el movimiento [9].

2.1.5 Mano

La mano es la extremidad distal del brazo y está formada por 27 huesos, que incluyen los huesos del carpo (muñeca), los metacarpianos (palma) y las falanges (dedos). La mano permite una amplia gama de movimientos y habilidades motoras finas gracias a la coordinación de múltiples articulaciones, tendones, ligamentos y músculos. Las principales funciones de la mano incluyen el agarre, la manipulación de objetos y la ejecución de tareas precisas [9].

2.2 Movimiento del brazo

El movimiento del brazo se coordina a través de múltiples articulaciones y músculos. La principal articulación involucrada es la articulación glenohumeral del hombro, que permite una amplia gama de movimientos gracias a su estructura esferoidea. La articulación del codo actúa principalmente como bisagra, permitiendo flexión y extensión del antebrazo respecto al brazo. La articulación de la muñeca y los huesos del antebrazo permiten movimientos adicionales que refinan la posición y la funcionalidad de la mano.

Los movimientos fundamentales del brazo incluyen flexión y extensión. La flexión ocurre cuando el brazo se eleva hacia adelante en el plano sagital, como al levantar un objeto. La extensión es el movimiento opuesto, donde el brazo se mueve hacia atrás o se devuelve a

una posición neutral desde una posición flexionada. Abducción y aducción son movimientos que se producen en el plano coronal; la abducción implica levantar el brazo lateralmente alejándolo del cuerpo, mientras que la aducción es el movimiento de acercar el brazo al cuerpo [6] [7].

Además, el brazo puede realizar rotación interna y externa. La rotación interna implica girar el brazo hacia el torso, mientras que la rotación externa lo aleja del torso. La circunducción es un movimiento circular complejo que combina flexión, extensión, abducción y aducción, permitiendo al brazo moverse en un patrón circular o cónico [6] [7].

Estos movimientos son facilitados por diversos músculos. El deltoides es clave en la abducción del brazo, el pectoralis mayor y el dorsal ancho participan en la aducción y rotación, y los músculos del manguito rotador (supraespinoso, infraespinoso, subescapular y redondo menor) son cruciales para la estabilidad y rotación del hombro. La interacción precisa de estos músculos y articulaciones permite una amplia gama de movimientos del brazo, necesarios para diversas actividades diarias y deportivas [6] [7].

2.3 Discapacidad motriz

La discapacidad motriz se refiere a una condición que afecta la capacidad de una persona para moverse y realizar movimientos corporales con normalidad. Este tipo de discapacidad puede tener diversas causas y manifestaciones, y puede afectar cualquier parte del cuerpo, incluyendo las extremidades superiores e inferiores [10] [11].

A continuación se hace énfasis en la forma en la que se presenta las enfermedades sin dejar de lado que las enfermedades o condiciones pueden presentarse en extremidades superiores (hombro, brazo, antebrazo, muñeca y mano) e inferiores (tronco, cuello y cabeza) [10] [11].

2.3.1 Inicio Progresivo

En algunos casos, la discapacidad se desarrolla gradualmente debido a enfermedades crónicas o degenerativas. Estas condiciones afectan lentamente la función motora con el tiempo. Ejemplos incluyen enfermedades neuromusculares o degenerativas.

Si consideramos las enfermedades neuromusculares tenemos varios tipos:

2.3.1.1 Distrofias musculares

Son trastornos neuromusculares hereditarios en este punto este tipo de trastorno se considera como una enfermedad degenerativa [12].

2.3.1.2 Miopatías congénitas no distrófica

Se evidencia que existe trastornos estructurales en lo que corresponde la fibra muscular. Esta condición también se considera en este caso hereditarias. [12]

2.3.1.3 Canalopatías neuromusculares

Son enfermedades hereditarias que alteran los canales iónicos en las células nerviosas y musculares. Estos canales controlan el flujo de iones como sodio, potasio, calcio y cloro a

través de las membranas celulares, siendo vitales para el funcionamiento adecuado de los nervios y músculos. [12]

2.3.2 Inicio Agudo

Puede ocurrir repentinamente debido a un accidente, trauma o lesión. Por ejemplo, una fractura severa, una lesión medular o un accidente cerebrovascular pueden causar una discapacidad motriz de manera repentina.

Un ejemplo como lo vimos anteriormente de esta condición es lo que se llama accidente cerebrovascular (ACV) en el cual se presenta dificultad al momento realizar movimientos habituales, también vemos que tiene una anormalidad en su función de algún órgano a su vez de un sistema en concreto y por último el carecer de un buen desempeño en actividades que presenten un tipo de rol en específico [13].

El ACV masivo es un evento neurológico crítico que ocurre cuando se interrumpe el flujo sanguíneo a una extensa área del cerebro, lo que provoca la muerte de las células cerebrales en esa región. Este tipo de ACV puede ser isquémico, causado por un bloqueo en las arterias, o hemorrágico, resultante de la ruptura de un vaso sanguíneo. Las secuelas de un ACV masivo pueden ser devastadoras, ya que pueden provocar hemiplejía, es decir, inmovilidad total en un lado del cuerpo. En particular, cuando se ve afectado el hemisferio izquierdo del cerebro, se puede experimentar parálisis en el lado derecho, lo que limita significativamente la movilidad y la funcionalidad del paciente [14].

Además de la inmovilidad, los pacientes también pueden enfrentar movilidad parcial en el lado no afectado, lo que dificulta aún más la realización de actividades cotidianas, como alimentarse o mantener la higiene personal. Estas limitaciones pueden impactar gravemente la calidad de vida del paciente, ya que a menudo requieren asistencia constante para llevar a cabo tareas básicas [14].

2.4 ESTADO DEL ARTE

Las personas no estaban ajenas a las eventualidades provocadas por enfermedades o condiciones que afectan sus actividades diarias, como la alimentación, dependiendo de la gravedad de la enfermedad o condición. Por ello, se desarrollaron cucharas adaptativas que facilitan este problema y ayudan a las personas con discapacidad motriz.

La mayoría de estas cucharas contaba con un mango ergonómico para ofrecer un agarre cómodo. Además, algunas incluían una parte flexible en la cuchara, permitiendo ajustar el ángulo según las necesidades del paciente [15]. A continuación, se presentan algunos modelos de cucharas disponibles en el mercado

2.4.1 Cuchara Nelson Queens

La característica de las cucharas Nelson Queens es que tiene doble funcionalidad que a su vez puedes ser de gran ayuda al momento de personas con una cantidad baja de discapacidad o para ser más específicos las personas que solo mueven una sola mano [4].

- Cubierto especial de doble función tenedor-cuchara.
- Fabricado en acero inoxidable y con doble mango de plástico.
- Sellados higiénicamente.

- Mango de plástico de fácil agarre.
- Lavables en lavavajillas.
- Mangos de plástico integrables de 3 cm.
- Peso: 55 g.



Figura 2 Cuchara Nelson Queens

Fuente: [4]

2.4.2 Cubiertos Adaptativos KMINA

Los cubiertos adaptativos están diseñados para personas con discapacidad o movilidad reducida en las extremidades superiores [16]. A continuación vamos a detallar unas características principales de esta cuchara.

- Por su diseño ergonómico facilita el agarre y uso de los cubiertos, ideal para personas con artritis, Parkinson, o debilidad en las manos.
- Contribuye a una manipulación más fácil y menos esfuerzo al tener un peso ligero.
- Mango diseñado para adaptarse a diferentes tamaños de mano, proporcionando un agarre seguro.
- Fabricado con materiales duraderos y seguros para el uso diario.



Figura 3 Cuchara KMINA

Fuente: [16]

CAPÍTULO III.

3. METODOLOGÍA

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Para el desarrollo de este proyecto se realizó una investigación de tipo descriptiva y experimental ya que se utilizó una técnica de neurorrehabilitación para determinar la existencia de una mejora en los movimientos básicos del hombro, y se implementó un sistema de control y asistencia para la neurorrehabilitación respectivamente.

El presente proyecto tuvo como objetivo el diseño de un sistema electrónico para la asistencia en la alimentación de personas con discapacidad motriz en extremidades superiores. La metodología utilizada fue de tipo experimental. Para iniciar este trabajo, se recolectaron datos de un grupo de personas compuesto por pacientes con dicha discapacidad. Es importante mencionar que no todas las personas tienen el mismo rango de movilidad del brazo, lo que puede resultar en diferentes niveles de movilidad; por lo tanto, se analizó hasta qué punto cada persona podía realizar la actividad de alimentarse, y esto se reflejó en los datos recolectados.

Para el diseño, se partió de un punto de inercia en el dispositivo, el cual detectó puntos neutros o puntos muertos. De esta manera, el proyecto buscó brindar asistencia durante la alimentación, respaldado por trabajos similares de otros autores, con el fin de implementar un servicio que ayude a la asistencia del paciente.

3.2 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS

En la Figura 4, se muestra el procedimiento para el desarrollo de este proyecto de investigación, el cual se ha sido dividido en 3 fases.

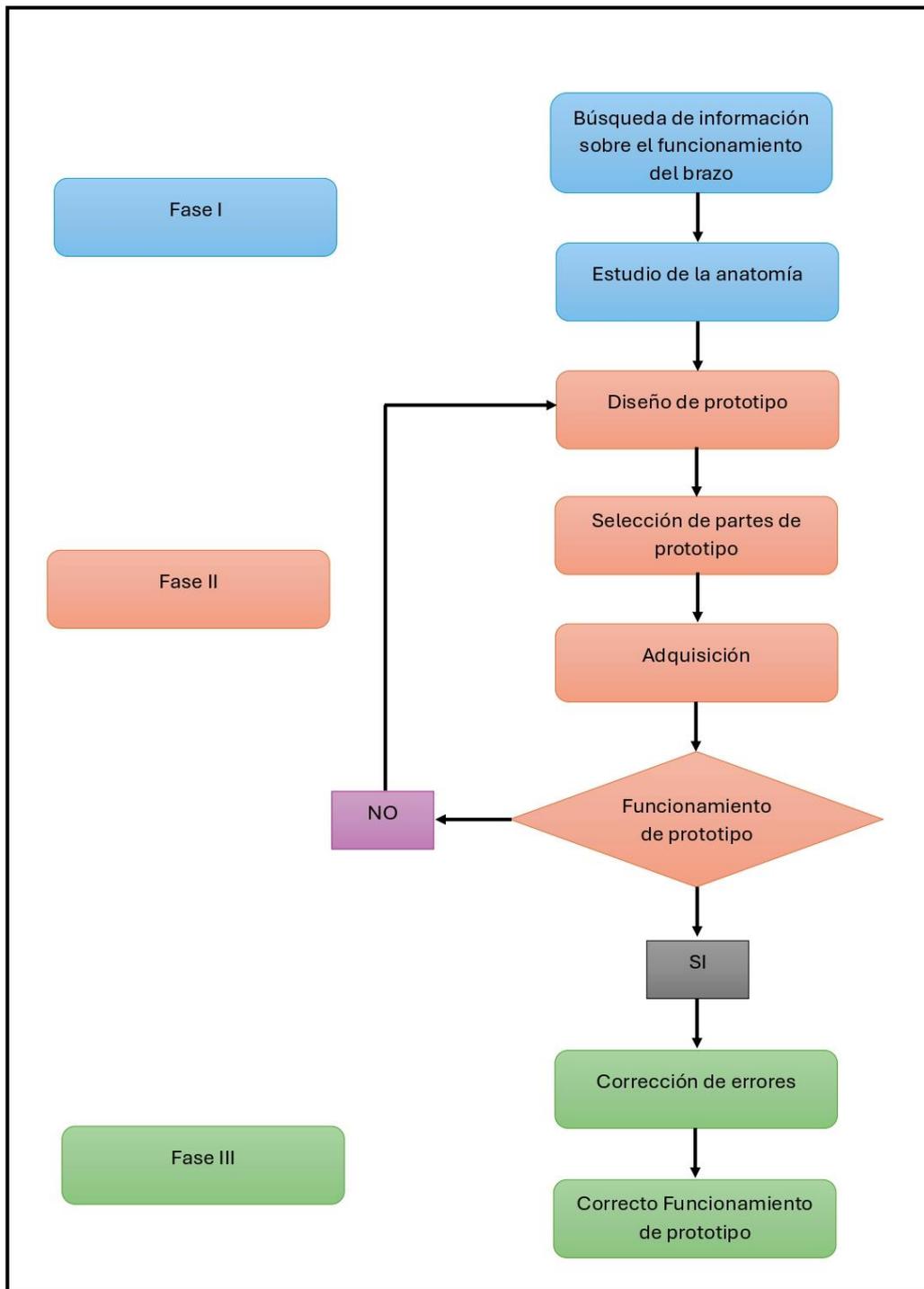


Figura 4 Diagrama de Flujo

Fuente: Autor.

En la Fase I, se llevó a cabo la búsqueda de información sobre el funcionamiento del brazo. En la Fase II, se realizó el diseño del prototipo y se llevaron a cabo las fases de prueba. Por último, en la Fase III, se puso a prueba el prototipo para la recolección de datos.

3.2.1 Anatomía del brazo

Recordemos que el brazo se mueve en consecuencia del accionar de varias partes que lo conforman. En este caso, el paciente con el que se realizó nuestro trabajo sufrió un ACV

masivo, lo que provocó un 75% de discapacidad física. Como resultado, el paciente no podía mover la parte derecha de su cuerpo y solo podía mover parcialmente la parte izquierda.

3.2.2 Diseño del prototipo

En este apartado se abordan aspectos como las dimensiones, el microcontrolador, los servomotores y otros componentes necesarios para la fabricación del prototipo. Además, se realizaron las pruebas necesarias para garantizar el correcto funcionamiento de este.

Para comenzar con la Fase II, se tomaron como referencia las medidas de una cuchara normal, especialmente en lo que respecta al diseño de su mango. Basándonos en la investigación de [16] y el diseño de la cuchara de la marca KMINA, que posee un mango ergonómico con una abertura para el cable y una correa para un mejor agarre del paciente, se desarrolló un mango adaptado.

El mango del prototipo presenta un diseño ergonómico con dos cortes que facilitan el agarre, Figura 5, incluso para personas con limitaciones de movilidad. En la parte superior del mango se incorpora una especie de gancho para colocar una correa, proporcionando un agarre más seguro y cómodo para el paciente. Este diseño busca imitar la funcionalidad y comodidad de la cuchara KMINA, mejorando la accesibilidad y usabilidad del prototipo para personas con discapacidad motriz.

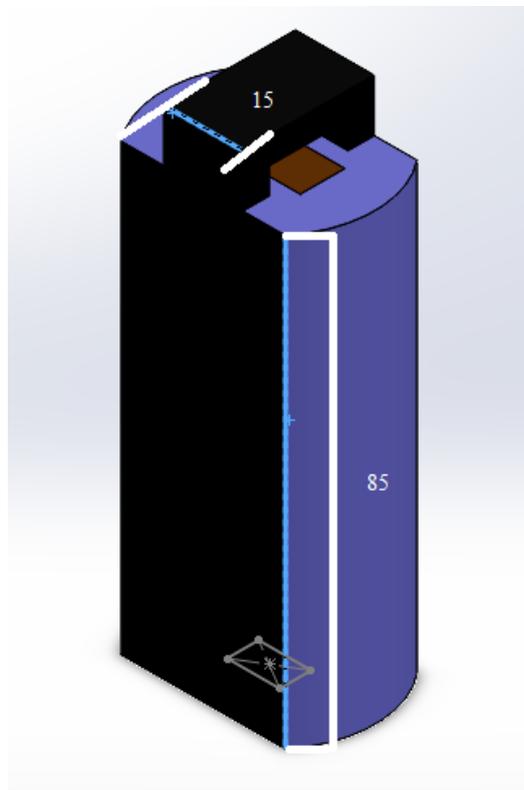


Figura 5 Mango del Prototipo

Fuente: Autor.

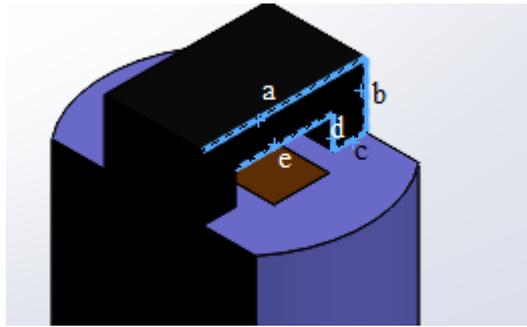


Figura 6 Gancho parte superior

Fuente: Autor

Tabla 1 Medidas del Gancho

Variable	Medida(mm)
a	25
b	10
c	5
d	5
e	15

El mango presenta una ranura central a través de la cual pasa el cable que conecta al mini servo. Este cable sale por la parte superior del mango y se dirige hacia la placa, como se muestra en la Figura 7. Este diseño permite una integración compacta y eficiente del sistema electrónico dentro del utensilio.

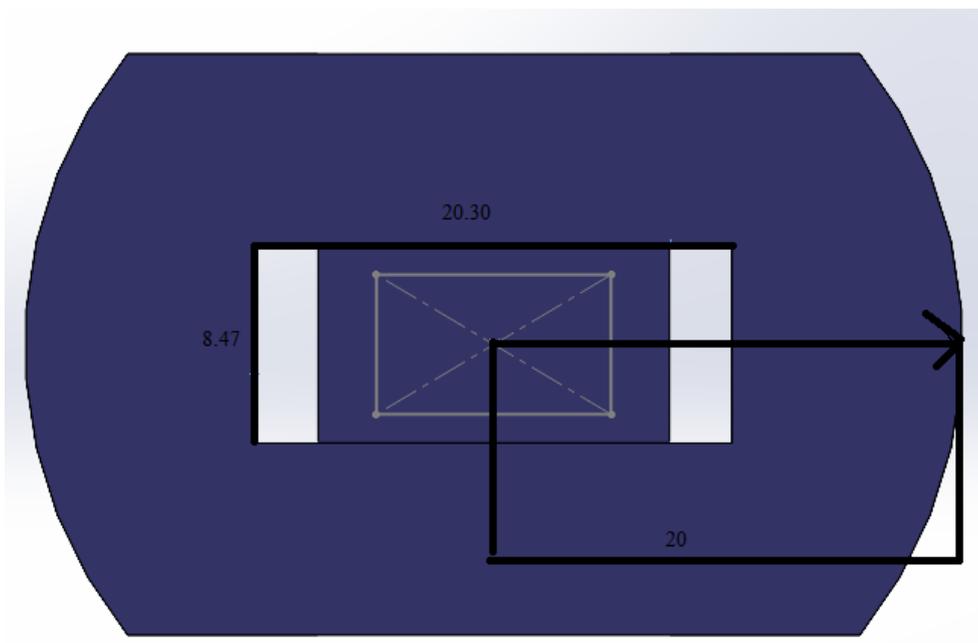


Figura 7 Ranura del mango

Fuente: autor

En la siguiente parte del prototipo, se cuenta con una caja, como se muestra en la Figura 8, en la cual se alojará el mini servo. Además, se ha diseñado una ranura que conduce hacia un cilindro, donde se coloca la cuchara. Este diseño permite que la cuchara gire 360°, tal como se ilustra en la Figura 9, facilitando su uso para las personas con discapacidad motriz..

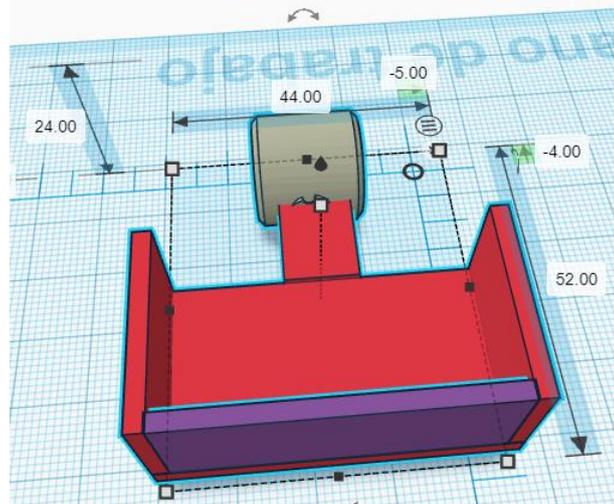


Figura 8 Caja

Fuente: Autor

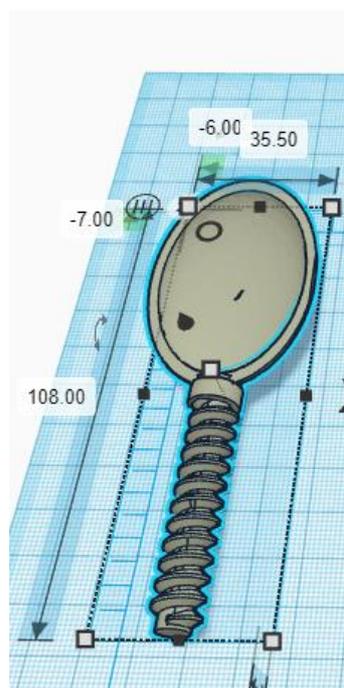


Figura 9 Cuchara

Fuente: Autor

El material para utilizar en la impresión en 3D del magno fue de PETG por su dureza.

3.2.2.1 Diseño e implementación del sistema electrónico

Para el desarrollo del sistema electrónico se consideró el siguiente diagrama de bloques, Figura 10.

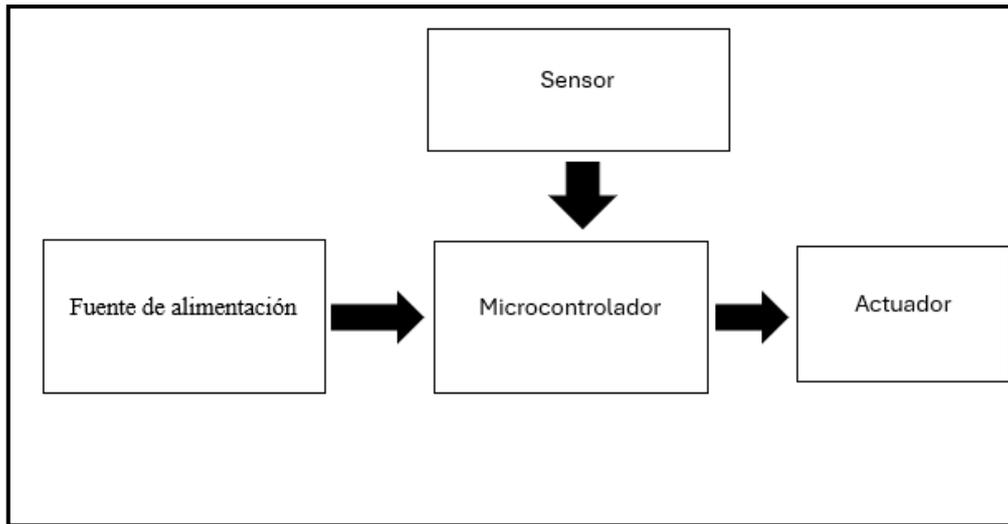


Figura 10 Diagrama del Sistema Electrónico

Fuente: Autor

3.2.2.1.1 Alimentación y Regulación

Para alimentar nuestro sistema electrónico, se utilizó una batería recargable de lipo con su respectivo cargador.

Tabla 2: Características de la fuente de Alimentación Conmutada.

Ítem	Descripción
Tipo	Batería lipo
Voltaje de batería	7.4V
Capacidad	800mAH
Dimensiones	47* 25* 13mm
Peso	30g



Figura 11 Batería lipo

Fuente: [17]

En este caso, se utilizó un regulador de 5V para la batería LiPo con el fin de asegurar un suministro de voltaje estable y adecuado para los componentes electrónicos del sistema. Dado que las baterías LiPo pueden proporcionar voltajes superiores a 5V, el regulador fue necesario para reducir y estabilizar el voltaje a un nivel seguro, protegiendo así tanto el microcontrolador como los sensores y actuadores involucrados en el prototipo. Esto garantiza un funcionamiento óptimo y seguro del dispositivo.

3.2.2.1.2 Microcontrolador

Para la parte de control del sistema, se utilizó la placa RP2040-Zero, diseñada por Raspberry Pi, debido a su tamaño compacto y su potente rendimiento como microcontrolador. El lenguaje de programación empleado para el desarrollo del sistema fue MicroPython, lo que permitió una programación eficiente y accesible para el control del dispositivo.

Tabla 3 Características de la RP2040-Zero.

Ítem	Descripción
Voltaje de Entrada	1,8 – 5,5 Vcc
Chip	RP2400
Procesador	Arm Cortex-M0+ Doble nucleo 133MHz.
SRAM / FLASH	264k / 2MB.
Pines GPIO	29
Pines UART	2
Pines SPI	2
Pines I2C	2
Pines PWM	16

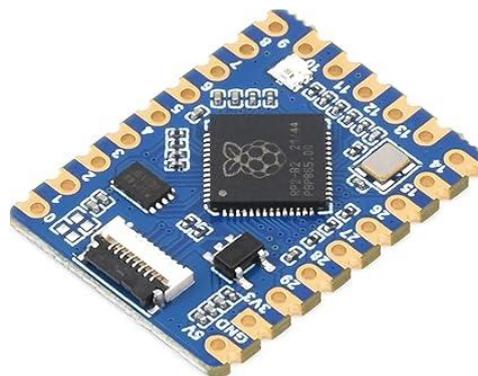


Figura 12 RP2040-Zero

Fuente: [15]

3.2.2.1.3 Sensores

El giroscopio es una parte fundamental ya que detecta 3 parámetros como es la velocidad, aceleración y temperatura al momento de cambiar de posición el mismo.

Tabla 4 Características de giroscopio

Ítem	Descripción
------	-------------

Voltaje de Alimentación	5 V
Ejes	X,Y y Z
Pines	SCL Y SDA



Figura 13 Giroscopio

Fuente: [18]

3.2.2.1.4 Actuadores

Para realizar el movimiento de la otra parte del prototipo, se utilizó un mini servomotor con un ángulo de rotación de 0 a 180 grados.

Tabla 5 Características de mini servo

Ítem	Descripción
Voltaje de Alimentación	5 V
Frecuencia	500-2500us
Material	Plástico Metal
Grados	0-180
Corriente	≤ 91mA



Figura 14 mini servo 4.3G.

Fuente: [19]

3.2.2.1.5 Placas

Tanto para el giroscopio y donde va colocado el microprocesador con el regulador y la batería se diseñaron placas Figura 15 con el fin de brindar comodidad y autonomía. En la se muestra las dos placas fabricadas.

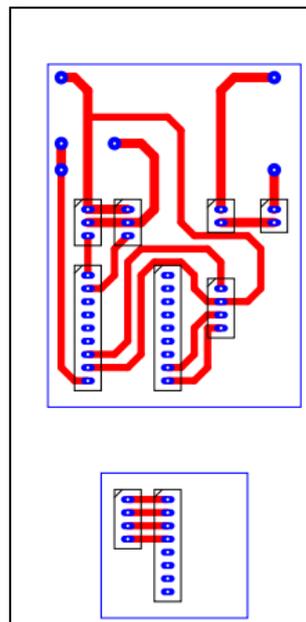


Figura 15 Diseño de placas

Fuente: Autor

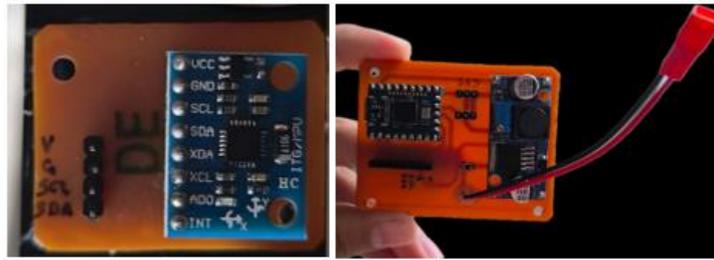


Figura 16 Fabricación de la PCB

Fuente: Autor

3.2.2.1.6 Implementación del Prototipo

Detallado todo lo necesario para armar el prototipo se empieza con la unión de todo impreso y con los componentes mencionados tenemos el siguiente resultado:

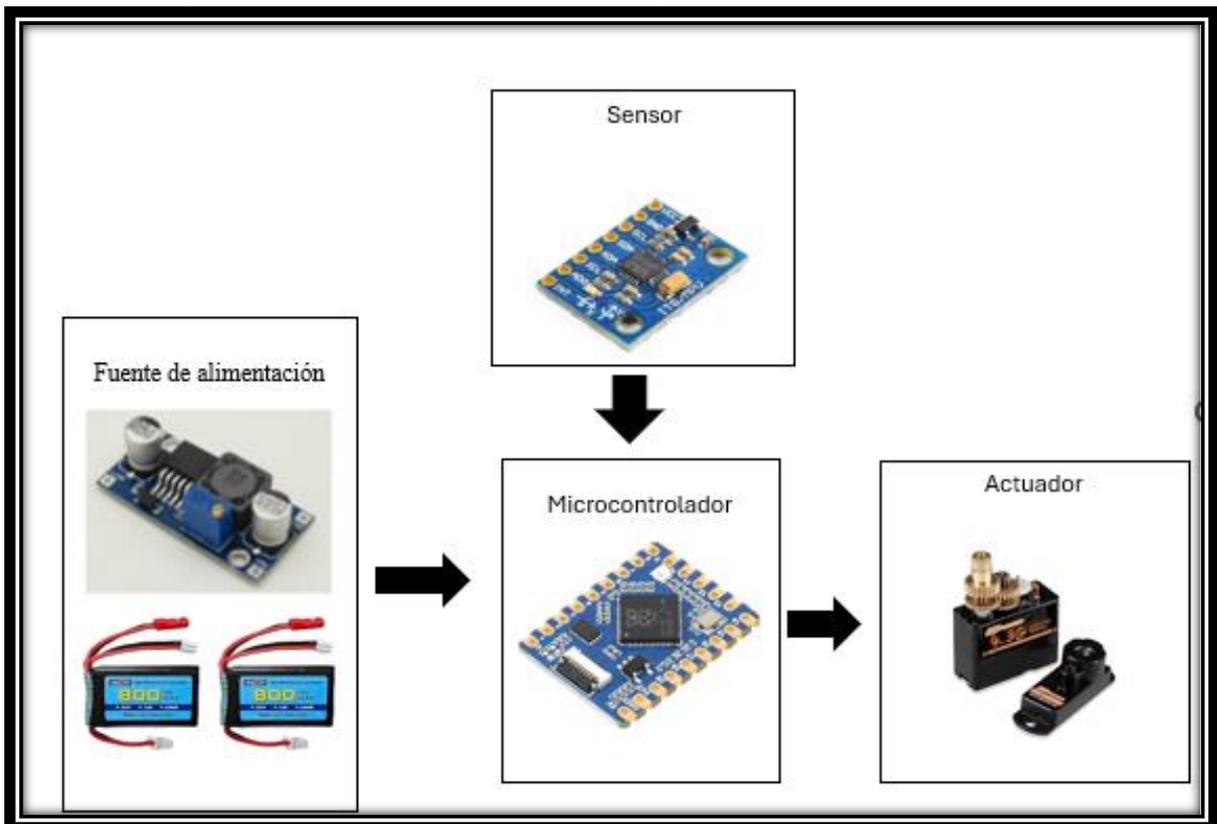


Figura 17 Diagrama del Sistema Electrónico completo

Fuente: Autor

3.2.2.2 Funcionamiento del prototipo

Para verificar el funcionamiento del prototipo, se recreó un escenario en el que el paciente debía manipular el dispositivo y comprobar su movimiento. Es importante destacar que las pruebas se realizaron en ambos brazos. Además, con el fin de evaluar la duración operativa del prototipo, se procedió a realizar mediciones tanto de voltaje como de corriente, lo cual permitió determinar el tiempo de funcionamiento del dispositivo bajo distintas condiciones.



Figura 18 Voltaje de batería



Figura 19 corriente del dispositivo en reposo

$$\frac{I_{\text{Bateria}}}{I_{\text{Prototipo_reposo}}} = t_{\text{funcionamiento_reposo}}$$

$$\frac{800mAH}{0.02A} = t_{funcionamiento_reposito}$$

$$40H = t_{funcionamiento_reposito}$$

Como se puede observar en la Figura 19, se midió la corriente para calcular el tiempo estimado de funcionamiento del dispositivo en estado de reposo, obteniendo un valor aproximado de ****40 horas****. Este resultado refleja la capacidad de la batería para mantener el sistema operativo durante un periodo prolongado cuando no se requiere ninguna acción.

Cabe mencionar que este tiempo de reposo puede verse afectado por diversos factores, como el estado de carga inicial de la batería, entre otros. Por lo tanto, aunque el valor obtenido sirve como referencia, es posible que varíe ligeramente bajo diferentes condiciones.



Figura 20 Corriente total

Para poder obtener el tiempo de funcionamiento se toma el valor de la corriente de la batería y el medido en este caso lo que se muestra en la Figura 20.

$$\frac{I_{Bateria}}{I_{Prototipo}} = t_{funcionamiento_total}$$

2

$$\frac{800mAH}{0.21A} = t_{funcionamiento_total}$$

$$3.809H = t_{funcionamiento_total}$$

Se obtuvo un valor de 3.809 horas lo que equivale a 3 horas con 48 minutos. Cabe mencionar que este valor de corriente se calcula para un escenario de máxima exigencia, por lo que puede variar según la forma de utilización del dispositivo.

3.2.3 Fase III: Verificación de funcionamiento del prototipo

3.2.3.1 Ensamblaje del Prototipo

Como se apreció anteriormente, existen dos placas: una del giroscopio y otra del microcontrolador, además de la batería y el regulador. Por ello, se tomó la decisión de colocar la placa del giroscopio en un elástico con el fin de ajustarla adecuadamente al paciente, lo cual es importante porque permite la libre funcionalidad de ambas manos. Por otro lado, la otra placa se colocó en una especie de bolsito con un elástico para sujetarla al brazo del paciente, y todo esto se cableó para el funcionamiento del prototipo



Figura 21 Prototipo con su bolso y elásticos

3.2.3.2 Verificación de funcionamiento

Para la verificación lo que se hizo es colocar un plato de comida y el paciente recoja la comida.



Figura 22 Pruebas de funcionamiento

Fuente: Autor

3.3 TÉCNICAS DE RECOLECCION DE DATOS

3.3.1 Fuentes de Información

Para la elaboración de este trabajo de titulación se recolecta información de Google scholar y a su vez con la ayuda de conferencista especialistas en la temática de rehabilitación para la comprensión del funcionamiento del brazo.

3.4 POBLACIÓN Y MUESTRA

3.4.1 Población

Este experimento se llevó a cabo con una persona de 78 años que sufrió un accidente cerebrovascular (ACV) masivo, el cual resultó en un 75% de discapacidad. El paciente presenta inmovilidad total en la parte derecha de su cuerpo y movilidad parcial en la parte izquierda, lo que le impide realizar actividades cotidianas como lavarse los dientes o alimentarse con facilidad. Las pruebas se llevaron a cabo en la parroquia San Andrés, del cantón Guano, en la provincia de Chimborazo, Ecuador.

Para obtener los datos, se colocaron porciones de 100 gramos de alimento. La forma de obtener el dato de la ingesta fue pesando lo que quedaba regado y haciendo la diferencia con el total de cada porción.

La manera en que se llevó a cabo el estudio fue que el paciente ingiriera dos platos de comida al día durante 15 días, lo que nos proporcionó un total de 30 datos.

3.5 OPERACIÓN DE VARIABLES

3.5.1 Variable dependiente

Tabla 6: Variable dependiente.

Variable	Descripción	Indicador
Cantidad de alimentación	La cantidad de alimento ingerida por el paciente se determinó midiendo la diferencia entre la porción total colocada y la porción derramada, en gramos. Esta diferencia se utilizó para evaluar directamente la cantidad de alimentación efectiva.	Gramos (gr)

3.5.2 Variable independiente

Tabla 7: Variable independiente.

Variable	Descripción	Indicador
Uso del sistema prototipo	Cuando el paciente utilice y no el sistema al momento de alimentarse.	1 o 0

CAPÍTULO IV.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este caso se realizó la comparación entre una cuchara normal y el prototipo, para medir el rendimiento del prototipo se hace la medición en gramos en este caso 100 en la cantidad de dos platos por día durante 15 días.

Se tiene una base de datos que es menor a los 50, se procede a utilizar el método de Shapiro-Wilk para realizar un test de normalidad para saber si los datos tanto de la cuchara normal y el prototipo se distribuyen normalmente.

Tabla 8 Test de Normalidad

Pruebas de normalidad							
	TIPO	Kolmogórov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	Gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Cantidad_ comida	PROTOTIPO	,119	30	,200*	,948	30	<,153
	TRADICIONAL	,049	128	,008	,922	30	,029
*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.							
a. Corrección de significación de Lilliefors							

Se observa que el P-valor de los datos de la cuchara normal y el prototipo tienen valores tanto menor y mayor respectivamente, por ello se realiza una prueba no paramétrica.

Con ello se plantea la siguiente hipótesis:

- **Hipótesis Nula:** La mediana de la cantidad comida del Prototipo (μ_1) es igual a la mediana de cantidad comida del Tradicional (μ_2).

$$H_0: \mu_1 = \mu_2$$

- **Hipótesis Alternativa:** La mediana de la cantidad comida del Prototipo (μ_1) es diferente a la mediana de la cantidad comida del Tradicional (μ_2).

$$H_0: \mu_1 \neq \mu_2$$

Para el análisis no paramétrico se realizó la prueba de hipótesis de U de Mann-Whitney la cual compara las medianas de cantidad de comida. En la Tabla 9 se destaca el valor de significancia es menor a 0.001 con lo cual se rechaza la hipótesis nula y con ello se confirma que entre los valores existe una diferencia entre la cantidad de datos.

Tabla 9 Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes

Resumen de prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	
N total	60
U de Mann-Whitney	900,000
W de Wilcoxon	1365,000
Estadístico de prueba	900,000

Error estándar	67,593
Estadístico de prueba estandarizado	6,658
Sig. asintótica (prueba bilateral)	<,001

En la Tabla 10 se muestra un resumen de todos los datos obtenidos como se observa los datos obtenidos tanto en una cuchara normal y el prototipo se evidencia que tenemos valores superiores de la cuchara normal hacia el prototipo.

Tabla 10 Pruebas no paramétricas

Descriptivos					
	Tipo_de_cuchara		Estadístico	Error estándar	
Cantidad_cantidad	Normal	Media		27,8333	,84701
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	26,1010	
			Límite superior	29,5657	
		Mediana		28,5000	
		Varianza		21,523	
		Desv. estándar		4,63929	
		Mínimo		20,00	
		Máximo		35,00	
		Rango		15,00	
		Rango intercuartil		7,25	
		Asimetría		-,184	,427
		Curtosis		-1,113	,833
	Prototipo	Media		76,9333	1,89854
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	73,0504	
			Límite superior	80,8163	
Mediana		77,0000			
Varianza		108,133			

	Desv. estándar	10,398 72	
	Mínimo	55,00	
	Máximo	92,00	
	Rango	37,00	
	Rango intercuartil	14,00	
	Asimetría	-,552	,427
	Curtosis	-,313	,833

La Figura 23 presenta los resultados de 30 mediciones de la cantidad de comida recogida con dos tipos de cucharas: una cuchara normal y el prototipo diseñado. Los resultados muestran que, en promedio, el prototipo permitió recoger una mayor cantidad de comida que la cuchara normal. La mediana de la cantidad de comida para la cuchara normal es de aproximadamente 35 unidades, mientras que para el prototipo es de más de 70 unidades, lo que indica una mejora significativa. Además, el rango intercuartílico del prototipo es considerablemente más amplio, lo que refleja una mayor variabilidad en las cantidades de comida recogidas. En cambio, la cuchara normal tiene un rango más estrecho, sugiriendo un desempeño más limitado y consistente. Estos resultados indican que el prototipo es más eficaz para recoger mayores cantidades de comida, lo que podría facilitar el proceso de alimentación para personas con discapacidad motriz.

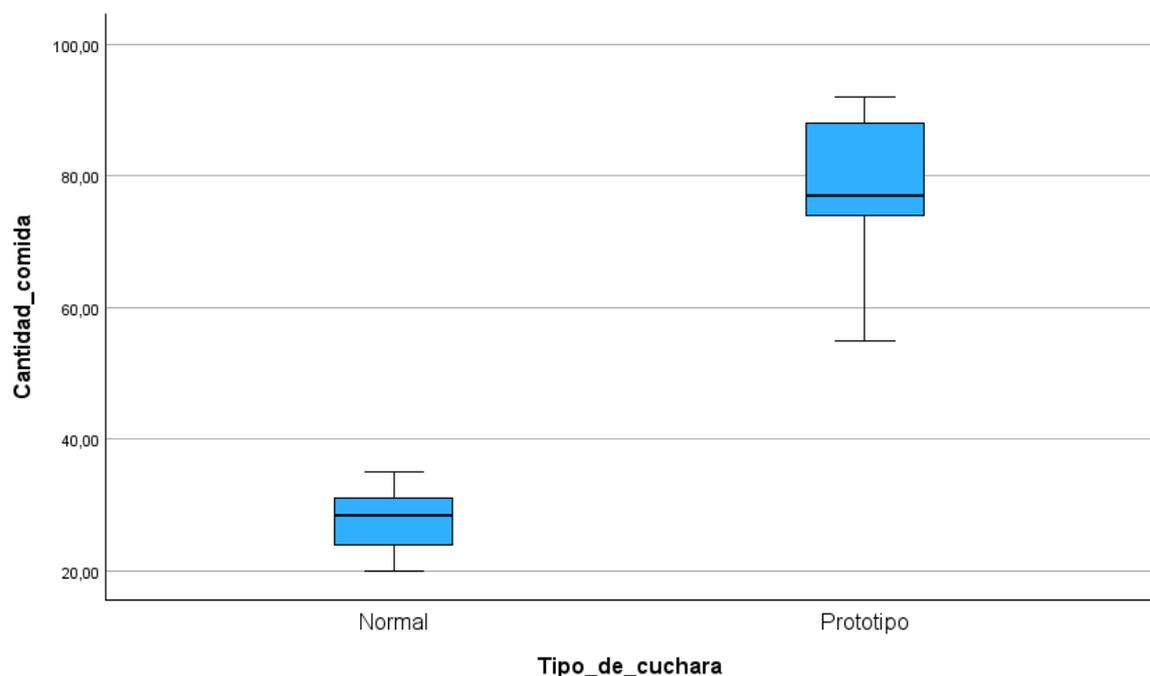


Figura 23 Diagrama de cajas

Fuente: Autor

CAPÍTULO V.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

Tras realizar un estudio detallado de la anatomía del brazo, las discapacidades motrices y los modelos existentes de cucharas, se segmentó la información para el diseño y desarrollo del sistema electrónico. Con base en este análisis, se diseñó e implementó un prototipo que facilitaba el movimiento de la cuchara mediante el movimiento del brazo del paciente.

Durante las pruebas realizadas a lo largo de 15 días con un paciente que había sufrido un ACV masivo, se observaron mejoras significativas en comparación con el uso de una cuchara convencional. Mientras que con una cuchara normal el paciente lograba ingerir un máximo de 35 gramos de 100 gramos de comida, el prototipo permitió alcanzar un máximo de 92 gramos de 100 gramos ingeridos. Esta diferencia evidenció la efectividad del prototipo en la asistencia a la alimentación de personas con discapacidad motriz en las extremidades superiores.

5.2 RECOMENDACIONES

Se recomienda continuar con la mejora del prototipo con el objetivo de ampliar su alcance a un grupo mayor de personas que padezcan enfermedades similares a las mencionadas. Además, se sugiere obtener la aprobación de un profesional para asegurar su efectividad y adecuación en su uso.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. S. PÁSTOR JÁCOME, «IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INCLUSIVO BASADO EN EL,» 2022. [En línea]. Available: <http://dspace.espoch.edu.ec/bitstream/123456789/18172/1/85T00719.pdf>.
- [2] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, «Estadísticas de Discapacidad,» Enero 2022. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
- [3] A. L. ANGULO SALAS, «DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE VISIÓN,» Marzo 2016. [En línea]. Available: https://repositorio.concytec.gob.pe/bitstream/20.500.12390/218/3/2016_Angulo_Dise%C3%B1o-e-implementaci%C3%B3n-de-un-sistema-de-visi%C3%B3n.pdf.
- [4] «Saludencasa,» [En línea]. Available: <https://saludencasa.com/21272-tenedor-y-cuchara-especial-nelson-queens-de-doble-funcion-con-mango.html>. [Último acceso: 2023 Junio 18].
- [5] C. Rodriguez, H. Quintero y H. Aschner, «scielo,» 31 Octubre 2005. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-49932005000200004. [Último acceso: 20 Junio 2023].
- [6] C. Rockwood Jr., F. Matsen III, F. Wirth y S. Lippitt, El hombro segun Rockwood y Masten, McGraw-Hill Interamericana, 2000.
- [7] J. A. Garcia Urrutia Chavez, «repositorio uigv,» 03 12 2021. [En línea]. Available: <http://repositorio.uigv.edu.pe/handle/20.500.11818/5679>.
- [8] J. Acosta Pantano, «repository unipiloto,» 2023. [En línea]. Available: <https://repository.unipiloto.edu.co/bitstream/handle/20.500.12277/12424/%282023%29%20%5BBSc%5D%20Juan.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [9] J. Bicocca, «sedici unlp,» 2013. [En línea]. Available: https://sedici.unlp.edu.ar/bitstream/handle/10915/38812/Documento_completo.pdf?sequence=1.

- [10] «inegi,» [En línea]. Available: https://www.inegi.org.mx/contenidos/clasificadoresycatalogos/doc/clasificacion_de_tipo_de_discapacidad.pdf. [Último acceso: 18 Junio 2023].
- [11] «observatorio discapacidad fisica,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.observatoridiscapacitat.org/es/la-discapacidad-fisica-que-es-y-que-tipos-hay>.
- [12] F. Pellegrino, «researchgate,» 2018. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Fernando-Pellegrino-2/publication/326381166_Enfermedades_musculares_congenitas/links/5b490d28aca272c6093f6ea4/Enfermedades-musculares-congenitas.pdf.
- [13] Á. Moyano V, «d1wqtxts1xzle7,» 2010. [En línea]. Available: https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/55135773/accidente_cerebrovascular_desde_mirada_rehabilitador-libre.pdf?1511884084=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DAccidente_cerebrovascular_desde_mirada_r.pdf&Expires=1721896192&Signature=AjknF1SVV.
- [14] J. A. R. N. S. P. Tiwari S, «Impact of Stroke on Quality of Life of Stroke Survivors and Their Caregivers: A Qualitative Study from India.,» *J Neurosci Rural Pract.*, vol. 4, n° 12, pp. 660-688, 2021.
- [15] «Amazon,» 2024. [En línea]. Available: https://www.amazon.com/dp/B0BZ8D7Y42?ref_=cm_sw_r_apan_dp_ZJDJ6TVC3B9GMR3XFJXE&peakEvent=5&dealEvent=1&language=es-US&th=1.
- [16] «Amazon,» 2024. [En línea]. Available: <https://www.amazon.com/-/es/KMINA-adaptativas-bilaterales-discapacitados-ajustable/dp/B0BTQ17SXM?th=1>.
- [17] «Amazon,» 2024. [En línea]. Available: https://www.amazon.com/dp/B0CH82JP9Z?ref_=cm_sw_r_apan_dp_RJ8ZR06PGW3YMHBRJNGE&peakEvent=5&dealEvent=1&language=es-US&th=1.
- [18] «naylampmechatronics,» [En línea]. Available: https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html.
- [19] «Amazon,» 2024. [En línea]. Available: https://www.amazon.com/dp/B0CDGRVGG2?ref_=cm_sw_r_apan_dp_N1XTCYQMESM8ZXG3WZD6&peakEvent=5&dealEvent=1&language=es-US.

ANEXOS

Anexo 1: Código de MicroPython.

```
'''
* -----
* UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
* Proyecto de Titulacion previo a la obtencion del Titulo de Ingeniero en Telecomunicaciones
* Tema: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO DE ASISTENCIA PARA
ALIMENTACIÓN A PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ EN EXTREMIDADES SUPERIORES
* -----
'''

from machine import I2C, Pin
from servo import Servo
from time import sleep_ms
import MPU6050
import math

sg90_servo_1 = Servo(pin=15)

# Set up the I2C interface
i2c = I2C(0, sda=Pin(0), scl=Pin(1))

# Set up the MPU6050 class
mpu = MPU6050.MPU6050(i2c)

# wake up the MPU6050 from sleep
mpu.wake()

sg90_servo_1.move(90)

# Función para calcular el ángulo de inclinación
def calculate_inclination(accel):
    ax, ay, az = accel
    # Calcular el ángulo de inclinación en el eje X (roll)
    roll = math.atan2(ay, az) * 180 / math.pi
    # Calcular el ángulo de inclinación en el eje Y (pitch)
    pitch = math.atan2(-ax, math.sqrt(ay * ay + az * az)) * 180 / math.pi
    return roll, pitch

# Número de muestras para el promedio
num_samples = 10

# continuously print the data
while True:
    roll_sum = 0
    pitch_sum = 0
```

```

# Tomar varias muestras
for _ in range(num_samples):
    accel = mpu.read_accel_data()
    roll, pitch = calculate_inclination(accel)
    roll_sum += roll
    pitch_sum += pitch
    sleep_ms(10) # Pequeña espera entre muestras para obtener lecturas más variadas

# Calcular el promedio
roll_avg = roll_sum / num_samples
pitch_avg = pitch_sum / num_samples

# Imprimir los ángulos
#print("Roll: {:.2f}°, Pitch: {:.2f}°".format(roll, pitch))

angulo_x = 90+(int(roll_avg))
if angulo_x < 0:
    angulo_x = 180
if angulo_x > 180:
    angulo_x = 180

print("X = " + str(angulo_x))

# Gradualmente mover el servo 1 hacia angulo_x
current_angle_x = angulo_x
step_size_x = 1 if angulo_x > current_angle_x else -1
for angle in range(current_angle_x, angulo_x + step_size_x, step_size_x):
    sg90_servo_1.move(angulo_x)
    sleep_ms(1)

sleep_ms(10)

```

Librería MPU-6050

"""

A lightweight MicroPython implementation for interfacing with an MPU-6050 via I2C.
 Author: Tim Hanewich - <https://github.com/TimHanewich>
 Version: 1.0
 Get updates to this code file here: <https://github.com/TimHanewich/MicroPython-Collection/blob/master/MPU6050/MPU6050.py>

License: MIT License

Copyright 2023 Tim Hanewich

Permission is hereby granted, free of charge, to any person obtaining a copy of this software and associated documentation files (the "Software"), to deal in the Software without restriction, including without limitation the rights to use, copy, modify, merge, publish, distribute, sublicense, and/or sell copies of the Software, and to permit persons to whom the Software is furnished to do so, subject to the following conditions:

The above copyright notice and this permission notice shall be included in all copies or substantial portions of the Software.

THE SOFTWARE IS PROVIDED "AS IS", WITHOUT WARRANTY OF ANY KIND, EXPRESS OR IMPLIED, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO THE WARRANTIES OF MERCHANTABILITY, FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE AND NONINFRINGEMENT. IN NO EVENT SHALL THE AUTHORS OR COPYRIGHT HOLDERS BE LIABLE FOR ANY CLAIM, DAMAGES OR OTHER LIABILITY, WHETHER IN AN ACTION OF CONTRACT, TORT OR OTHERWISE, ARISING FROM, OUT OF OR IN CONNECTION WITH THE SOFTWARE OR THE USE OR OTHER DEALINGS IN THE SOFTWARE.

"""

```
import machine
```

```
class MPU6050:
```

```
    """Class for reading gyro rates and acceleration data from an MPU-6050 module via I2C."""
```

```
    def __init__(self, i2c:machine.I2C, address:int = 0x68):
```

```
        """
```

```
        Creates a new MPU6050 class for reading gyro rates and acceleration data.
```

```
        :param i2c: A setup I2C module of the machine module.
```

```
        :param address: The I2C address of the MPU-6050 you are using (0x68 is the default).
```

```
        """
```

```
        self.address = address
```

```
        self.i2c = i2c
```

```
    def wake(self) -> None:
```

```
        """Wake up the MPU-6050."""
```

```
        self.i2c.writeto_mem(self.address, 0x6B, bytes([0x01]))
```

```
    def sleep(self) -> None:
```

```
        """Places MPU-6050 in sleep mode (low power consumption). Stops the internal reading of new data. Any calls to get gyro or accel data while in sleep mode will remain unchanged - the data is not being updated internally within the MPU-6050!"""
```

```
        self.i2c.writeto_mem(self.address, 0x6B, bytes([0x40]))
```

```
    def who_am_i(self) -> int:
```

```
        """Returns the address of the MPU-6050 (ensure it is working)."""
```

```
        return self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x75, 1)[0]
```

```
    def read_temperature(self) -> float:
```

```
        """Reads the temperature, in celsius, of the onboard temperature sensor of the MPU-6050."""
```

```
        data = self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x41, 2)
```

```
        raw_temp:float = self._translate_pair(data[0], data[1])
```

```
        temp:float = (raw_temp / 340.0) + 36.53
```

```
        return temp
```

```
    def read_gyro_range(self) -> int:
```

```
        """Reads the gyroscope range setting."""
```

```
        return self._hex_to_index(self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x1B, 1)[0])
```

```
    def write_gyro_range(self, range:int) -> None:
```

```
        """Sets the gyroscope range setting."""
```

```

self.i2c.writeto_mem(self.address, 0x1B, bytes([self._index_to_hex(range)]))

def read_gyro_data(self) -> tuple[float, float, float]:
    """Read the gyroscope data, in a (x, y, z) tuple."""

    # set the modified based on the gyro range (need to divide to calculate)
    gr:int = self.read_gyro_range()
    modifier:float = None
    if gr == 0:
        modifier = 131.0
    elif gr == 1:
        modifier = 65.5
    elif gr == 2:
        modifier = 32.8
    elif gr == 3:
        modifier = 16.4

    # read data
    data = self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x43, 6) # read 6 bytes (gyro data)
    x:float = (self._translate_pair(data[0], data[1])) / modifier
    y:float = (self._translate_pair(data[2], data[3])) / modifier
    z:float = (self._translate_pair(data[4], data[5])) / modifier

    return (x, y, z)

def read_accel_range(self) -> int:
    """Reads the accelerometer range setting."""
    return self._hex_to_index(self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x1C, 1)[0])

def write_accel_range(self, range:int) -> None:
    """Sets the gyro accelerometer setting."""
    self.i2c.writeto_mem(self.address, 0x1C, bytes([self._index_to_hex(range)]))

def read_accel_data(self) -> tuple[float, float, float]:
    """Read the accelerometer data, in a (x, y, z) tuple."""

    # set the modified based on the gyro range (need to divide to calculate)
    ar:int = self.read_accel_range()
    modifier:float = None
    if ar == 0:
        modifier = 16384.0
    elif ar == 1:
        modifier = 8192.0
    elif ar == 2:
        modifier = 4096.0
    elif ar == 3:
        modifier = 2048.0

    # read data
    data = self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x3B, 6) # read 6 bytes (accel data)
    x:float = (self._translate_pair(data[0], data[1])) / modifier

```

```

y:float = (self.translate_pair(data[2], data[3])) / modifier
z:float = (self.translate_pair(data[4], data[5])) / modifier

return (x, y, z)

def read_lpf_range(self) -> int:
    return self.i2c.readfrom_mem(self.address, 0x1A, 1)[0]

def write_lpf_range(self, range:int) -> None:
    """
    Sets low pass filter range.
    :param range: Low pass range setting, 0-6. 0 = minimum filter, 6 = maximum filter.
    """

    # check range
    if range < 0 or range > 6:
        raise Exception("Range " + str(range) + " is not a valid low pass filter setting.")

    self.i2c.writeto_mem(self.address, 0x1A, bytes([range]))

#### UTILITY FUNCTIONS BELOW ####

def _translate_pair(self, high:int, low:int) -> int:
    """Converts a byte pair to a usable value. Borrowed from https://github.com/m-
    rtijn/mpu6050/blob/0626053a5e1182f4951b78b8326691a9223a5f7d/mpu6050/mpu6050.py#L76C39-
    L76C39."""
    value = (high << 8) + low
    if value >= 0x8000:
        value = -((65535 - value) + 1)
    return value

def _hex_to_index(self, range:int) -> int:
    """Converts a hexadecimal range setting to an integer (index), 0-3. This is used for both the gyroscope
    and accelerometer ranges."""
    if range == 0x00:
        return 0
    elif range == 0x08:
        return 1
    elif range == 0x10:
        return 2
    elif range == 0x18:
        return 3
    else:
        raise Exception("Found unknown gyro range setting " + str(range) + "")

def _index_to_hex(self, index:int) -> int:
    """Converts an index integer (0-3) to a hexadecimal range setting. This is used for both the gyroscope
    and accelerometer ranges."""
    if index == 0:
        return 0x00

```

```

elif index == 1:
    return 0x08
elif index == 2:
    return 0x10
elif index == 3:
    return 0x18
else:
    raise Exception("Range index " + index + " invalid. Must be 0-3.")

```

Servomotor

```

from machine import Pin, PWM

```

```

class Servo:

```

```

    __servo_pwm_freq = 50
    __min_u16_duty = 1640 - 2 # offset for correction
    __max_u16_duty = 7864 - 0 # offset for correction
    min_angle = 0
    max_angle = 180
    current_angle = 0.001

```

```

    def __init__(self, pin):
        self.__initialise(pin)

```

```

    def update_settings(self, servo_pwm_freq, min_u16_duty, max_u16_duty, min_angle, max_angle, pin):
        self.__servo_pwm_freq = servo_pwm_freq
        self.__min_u16_duty = min_u16_duty
        self.__max_u16_duty = max_u16_duty
        self.min_angle = min_angle
        self.max_angle = max_angle
        self.__initialise(pin)

```

```

    def move(self, angle):
        # round to 2 decimal places, so we have a chance of reducing unwanted servo adjustments
        angle = round(angle, 2)
        # do we need to move?
        if angle == self.current_angle:
            return
        self.current_angle = angle
        # calculate the new duty cycle and move the motor
        duty_u16 = self.__angle_to_u16_duty(angle)
        self.__motor.duty_u16(duty_u16)

```

```

    def __angle_to_u16_duty(self, angle):
        return int((angle - self.min_angle) * self.__angle_conversion_factor) + self.__min_u16_duty

```

```

    def __initialise(self, pin):
        self.current_angle = -0.001

```

```
self._angle_conversion_factor = (self._max_u16_duty - self._min_u16_duty) / (self.max_angle - self.min_angle)
self._motor = PWM(Pin(pin))
self._motor.freq(self._servo_pwm_freq)
```

Anexo 2: Alimentación del paciente.



