



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL
ESCUELA DE POSGRADOS "ESPOG"

MAESTRÍA EN
ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
Resolución: RPC-SO-09-No.265-2021

PROYECTO DE TITULACIÓN EN OPCIÓN AL GRADO DE MAGÍSTER

Título del proyecto:
Automatización de una órtesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.
Línea de Investigación:
Ciencias de la ingeniería aplicadas a la producción, sociedad y desarrollo sustentable
Campo amplio de conocimiento:
Ingeniería Industria y Construcción
Autor/a:
Calderón Tacuri Patricio Ivan
Tutor/a:
Mg. Rene Cortijo - PhD. Yolvy Quintero Cordero

Quito – Ecuador

2024

APROBACIÓN DEL TUTOR



Nosotros, Mg. **René Ernesto Cortijo Leyva** con C.I: **1719010108** y PhD. **Yolvy Quinteros Cordero** con C.I: **1759715301**, en calidad de Tutores del proyecto de investigación titulado: **“Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada”**

Elaborado por: **Ing. Calderón Tacuri Patricio Iván**, de C.I: **1714567300**, estudiante de la Maestría: **Electrónica y Automatización**, de la **UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL (UISRAEL)**, como parte de los requisitos sustanciales con fines de obtener el Título de Magister, nos permitimos declarar que luego de haber orientado, analizado y revisado el trabajo de titulación, se aprueba en todas sus partes.

Quito 5 de septiembre del 2024



Firmado electrónicamente por:
**RENE ERNESTO
CORTIJO LEYVA**

Firma

Tutor Técnico



Firmado electrónicamente por:
**YOLVY JAVIER
QUINTERO CORDERO**

Firma

Tutor Metodológico

DECLARACIÓN DE AUTORIZACIÓN POR PARTE DEL ESTUDIANTE



Yo, Calderón Tacuri Patricio Ivan con C.I: 1714567300, autor del proyecto de titulación denominado: Automatización de una órtesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada. Previo a la obtención del título de Magister en Electrónica y Automatización.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar el respectivo trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Tecnológica Israel los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor@ del trabajo de titulación, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital como parte del acervo bibliográfico de la Universidad Tecnológica Israel.
3. Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de prosperidad intelectual vigentes.

Quito D.M., 9 de septiembre del 2024



Firmado electrónicamente por:
**PATRICIO IVAN
CALDERON TACURI**

Firma

TABLA DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR	2
DECLARACIÓN DE AUTORIZACIÓN POR PARTE DEL ESTUDIANTE	3
TABLA DE CONTENIDOS	4
ÍNDICE DE TABLAS	4
ÍNDICE DE FIGURAS	5
INFORMACIÓN GENERAL	1
Contextualización del tema	1
Problema de investigación	2
Objetivo general	3
Objetivos específicos	3
Vinculación con la sociedad y beneficiarios directos:	3
CAPÍTULO I: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	5
1.1.	5
1.2.	9
CAPÍTULO II: PROPUESTA	11
2.1	11
Desarrollo de la propuesta	12
Cálculos realizados.	12
Diagrama de bloques del sistema.	15
Diseño mecánico de la estructura.	16
Diseño electrónico	19
Diseño de la tarjeta electrónica PCB	19
Módulos que componen el proyecto	20
Microcontrolador ESP32	21
Micro actuador Lineal MSL 12V-50-4	22
Driver TB6612FNG	24
Sensor HC-SR04	25
Regulador de voltaje LM7805	26
Detalle técnico del proyecto	27
Análisis de costos	27
Ventajas del sistema	29
2.2	29
2.3	32

2.4	36	
2.5	38	
2.6	39	
CONCLUSIONES		48
RECOMENDACIONES		49
BIBLIOGRAFÍA		50
ANEXOS		51
Código de Programación del Microcontrolador ESP 32		52
Exámenes Realizados Previos a la Implementación de la Ortesis		64
Certificados de validación del proyecto		67
Manual de Usuario para el Sistema de Ortesis Automatizada		2
Introducción		2
Panel Frontal		2
Conexiones y Componentes		3
Sensor Ultrasónico		4
Uso del Sistema		4
Mantenimiento y Seguridad		5
Manual Técnico o de Mantenimiento para el Sistema de Ortesis Automatizada		2
Introducción		2
Alarma de Batería		2
Sensor MPU6050		2
Diseño y Uso del Sistema		2
Mantenimiento de Componentes		3
Procedimientos de Mantenimiento		4
Contacto para Soporte Técnico		4

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Especificaciones Requeridas Para el Actuador.	14
Tabla 2. Lista de Materiales para Desarrollo del Proyecto.	20
Tabla 3. Características Técnicas de la Tarjeta ESP32.	21
Tabla 4. Características Técnicas del Micro Actuador MSL 12V-50-4.	23
Tabla 5. Características Técnicas Controlador TB6612FNG.	25
Tabla 6. Características Técnicas Sensor HC-SR04.	25
Tabla 7. Características Técnicas del Regulador de Voltaje LM7805.	26
Tabla 8. Costos del Proyecto.	28
Tabla 9. Descripción del Perfil de Validadores.	36
Tabla 10. Escala de Evaluación. Elaborada por: Mg. Ángel Patricio Fernández Soria.	36
Tabla 11. Escala de Evaluación. Elaborada por: Mg. María Carolina Ramos Chávez.	37
Tabla 12. Escala de Evaluación. Elaborada por: Ing. Jaime Edison Velásquez Viera.	37
Tabla 13. Matriz de Articulación.	38
Tabla 14. Tabla de Alcances del WI-FI.	40

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Proceso de Marcha.	12
Figura 2. Trayectoria Cinemática de la Rodilla.	13
Figura 3. Torque de la articulación de la rodilla.	13
Figura 4. Esquema de Conexión General del Proyecto.	16
Figura 5. Diseño Inicial del Prototipo de la Ortesis Automatizada.	17
Figura 6. Prototipo Inicial Implementado.	17
Figura 7. Órtesis de Rodilla Articulada.	18
Figura 8. Proceso de Construcción de OTP.	19
Figura 9. Esquema Electrónico del Sistema.	19
Figura 10. Diseño de la Tarjeta Electrónica PCB.	20
Figura 11. Diagrama de Distribución de Pines ESP32.	22
Figura 12. Micro Actuador Lineal.	23
Figura 13. Driver TB6612FNG	25
Figura 14. Estructura de Programación en Bloques de la Ortesis Automatizada.	31
Figura 15. Diagrama de Flujo de Funcionamiento de la Aplicación de la Ortesis.	33
Figura 16. Comando de Voz Por Ejecutar en la Aplicación.	41
Figura 17. Aplicación Vinculado Correctamente.	42
Figura 18. Página Web No Disponible.	42
Figura 19. Sistema No Conectado en la Aplicación.	43
Figura 20. Pruebas de Latencia.	43
Figura 21. Sensor de Ultrasonido Función Sentarse.	44
Figura 22. Sensor de Ultrasonido Función Pararse.	45
Figura 23. Sensor de Ultrasonido Función Caminar de Parado a Sentado.	45
Figura 24. Sensor de Ultrasonido Función Caminar de Sentado a Parado.	46
Figura 25. Sensor MPU 6050 Cuando la Persona se Cae.	46
Figura 26. Sensor MPU 6050 Cuando la Persona se Levanta.	47
Figura 27. Señal del Módulo Buzzer a 1000Hz y 4000Hz.	47

INFORMACIÓN GENERAL

Contextualización del tema

En 1942 se implementó el primer dispositivo ortopédico activo controlado, el cual consistía en un sistema accionado mediante un actuador hidráulico para mejorar la movilidad de la cadera y la rodilla. Posteriormente, en la década de 1970, se introdujo en la Universidad de Belgrado el primer exoesqueleto, diseñado con la finalidad de proporcionar asistencia a las personas con parálisis. Sin embargo, este primer prototipo presentó limitaciones en su capacidad de movimiento. En la actualidad, se ha logrado un mayor avance en esta área mediante el uso de microcontroladores que poseen patrones predefinidos, los cuales reproducen la actividad muscular por medio de sensores que interactúan con el cuerpo humano (Font-Llagunes et al., 2010)

Las férulas ortopédicas son ampliamente utilizadas en diversos casos para prevenir el movimiento indeseado o insuficiente de las articulaciones del cuerpo humano, con el fin de contrarrestar deformidades o mantener partes del cuerpo en la posición correcta. Además de proporcionar soporte y protección a los huesos dañados o tejidos blandos, estas férulas ayudan a reducir la fiebre, la hinchazón y los espasmos musculares. En algunas situaciones, se utilizan para corregir una marcha anormal que provoca rigidez en las extremidades inferiores, como las caderas, rodillas y tobillos. Los dispositivos ortopédicos se distinguen de las prótesis en el sentido de que no reemplazan un defecto físico, discapacidad, discinesia o alguna parte de ellos, sino que mejoran o reemplazan, en parte o en su totalidad, las funciones motoras (González, 2011)

Las férulas KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis, por sus siglas en inglés) permiten la inmovilización de la rodilla y el tobillo en personas con parálisis, generalmente en aquellos con afectación en la región L3 o superior. A pesar de requerir un gran esfuerzo, los usuarios de KAFO, incluso aquellos que no pueden flexionar las caderas, pueden utilizar las escaleras balanceando las piernas y apoyándose en los antebrazos con muletas. Existen varios tipos de férulas KAFO, incluyendo dispositivos ortopédicos fabricados en plástico y metal (Christopher & Dana Reeve Foundation, 2022)

La implementación de dispositivos ortopédicos activos controlados y el desarrollo de férulas ortopédicas han tenido un impacto significativo en la atención médica y en la gestión de recursos humanos en organizaciones de salud. Estos dispositivos y férulas permiten a las personas con discapacidades físicas mejorar su movilidad y funciones motoras, lo que puede tener

implicaciones directas en su capacidad para desempeñar diferentes roles y responsabilidades dentro del entorno laboral. Las empresas y organizaciones deben considerar la accesibilidad y adaptabilidad del entorno de trabajo para empleados que utilizan estos dispositivos, proporcionando las adaptaciones necesarias para garantizar su inclusión y bienestar laboral.

La evolución de los dispositivos ortopédicos y férulas puede tener un impacto en la inclusión de estudiantes con discapacidades físicas. Las instituciones educativas deben considerar la accesibilidad del entorno educativo, adaptando las instalaciones y recursos para garantizar la participación plena de los estudiantes que utilizan estos dispositivos. Además, los profesionales de la educación pueden beneficiarse de una comprensión más amplia de estos avances tecnológicos para apoyar y asistir a los estudiantes con discapacidades en sus actividades académicas y cotidianas.

El desarrollo de microcontroladores con patrones predefinidos y sensores para reproducir la actividad muscular ha llevado a avances significativos en la creación de dispositivos ortopédicos más eficientes y personalizados. Esto ha generado oportunidades para profesionales de la ingeniería biomédica y desarrollo de tecnología médica. La innovación en este campo requiere la colaboración entre expertos en ingeniería, ciencias de la salud y diseño de productos para crear soluciones que mejoren la calidad de vida de las personas con discapacidades físicas.

En resumen, en un entorno administrativo, educativo y tecnológico, la implementación y desarrollo de dispositivos ortopédicos activos controlados y férulas ortopédicas tienen un impacto directo en la gestión de recursos humanos, la inclusión educativa y la innovación tecnológica. Estos avances proporcionan soluciones para mejorar la movilidad y las funciones motoras de las personas con discapacidades, promoviendo su participación y bienestar en diferentes contextos profesionales.

Problema de investigación

La presente investigación se desarrolla por el siguiente caso en específico. La persona con discapacidad física limitada que en adelante llamaremos sujeto de prueba sufrió un accidente durante su niñez en la rodilla derecha, se cayó sobre vidrios rotos a la edad de 6 años desde ese entonces empezó el problema ocasionando una enfermedad llamada osteomielitis que produce infección a los huesos, durante 20 años se ha realizado varias intervenciones quirúrgicas como injertos de hueso y músculo en distintas partes de la pierna derecha y en una de ellas se retiró el peroné, uno de los dos huesos de la parte inferior de la rodilla. Durante todo ese tiempo se logró controlar la infección y parcialmente el dolor.

En la actualidad, el sujeto de prueba presenta un dolor muy intenso a nivel de rodilla debido al desgaste de los ligamentos laterales y cruzados los cuales generan que no tenga estabilidad la rótula de la rodilla, además el peso que tiene que sostener la persona sobre un solo hueso en este caso la tibia está provocando deformación en la misma, una especie de arco, el médico especialista traumatólogo ortopeda en este caso en específico no recomienda ningún tipo intervención quirúrgica peor aún la implantación de una prótesis de rodilla ya que se corre altísimo riesgo de volver a iniciar el proceso de la osteomielitis anteriormente controlado con medicamentos.

Es por esto que surge la necesidad de automatizar la ortesis de extremidad inferior que ayude a mejorar sus funciones motrices en la pierna derecha del sujeto de prueba, la ortesis al no requerir de una cirugía que como la mayoría presenta riesgos de infección es la mejor alternativa para este caso, por ello se plantea la implementación del sistema electrónico que permita la movilidad de la ortesis mediante un controlador y actuadores que ayuden a soportar el peso del cuerpo a la persona y a su vez generar movimientos de la extremidad que permitan rehabilitación de músculos en el caso de que exista todavía esa posibilidad.

Objetivo general

Desarrollar una órtesis automatizada de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.

Objetivos específicos

- Contextualizar los fundamentos teóricos sobre el desarrollo de una ortesis automatizada.
- Determinar los componentes electrónicos y mecánicos necesarios para la ortesis.
- Diseñar el sistema electrónico para la ortesis de extremidad inferior basado en microcontrolador ESP32.
- Validar la ortesis mediante pruebas de funcionamiento con el sujeto de prueba.

Vinculación con la sociedad y beneficiarios directos:

El proyecto de titulación para desarrollar una órtesis automatizada de extremidad inferior controlada por aplicación tiene un potencial impacto en la sociedad y la colectividad. A continuación, se describen los diferentes aspectos en los que se generará vinculación y los beneficios que se espera obtener:

Capacitación y/o asesoría: Durante el desarrollo del proyecto, se brindará capacitación y asesoría a profesionales de la salud y personal especializado en el uso y mantenimiento de la órtesis. Esto permitirá que puedan utilizar y aprovechar de manera efectiva la tecnología desarrollada, mejorando así la calidad de vida de las personas con discapacidades físicas.

Contribución a la sociedad: La implementación de una órtesis automatizada de bajo costo supondrá una contribución significativa a la sociedad. Permitirá que personas con capacidades limitadas, que no dispongan de muchos recursos económicos, puedan acceder a una solución tecnológica que mejore su movilidad y funciones motoras. Esto promoverá la inclusión social y facilitará la participación de estas personas en diferentes ámbitos de la sociedad.

Publicaciones y materiales de estudio: Los resultados y avances obtenidos durante la investigación y desarrollo de la órtesis podrán ser compartidos a través de publicaciones científicas y técnicas. Esto permitirá difundir el conocimiento adquirido y fomentar la investigación en el campo de la tecnología asistencial y la rehabilitación física. Además, se podrán generar materiales de estudio y divulgación que ayuden a educar y concienciar sobre la importancia de la inclusión y la utilización de dispositivos ortopédicos.

Productos tecnológicos: El producto final del proyecto será la órtesis automatizada de extremidad inferior controlada por aplicación. Esta tecnología podrá ser utilizada por personas con discapacidades físicas, brindando mejoras significativas en su calidad de vida y autonomía. Además, el desarrollo de esta órtesis sentará las bases para futuros avances y mejoras en el campo de las tecnologías de asistencia y rehabilitación física.

Los beneficiarios directos del proyecto de titulación serán las personas con capacidades limitadas que requieran una órtesis de extremidad inferior. Estas personas podrán beneficiarse directamente del uso de la órtesis automatizada, mejorando su movilidad, funciones motoras y calidad de vida en general. Además, el impacto se extenderá a los profesionales de la salud y personal especializado, quienes podrán adquirir conocimientos y habilidades en el uso de esta tecnología, ampliando así sus capacidades para brindar atención y apoyo a las personas con discapacidades físicas.

CAPÍTULO I: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

1.1. Contextualización general del estado del arte

A continuación, se mencionan 5 trabajos realizados que sirvieron como base de investigación para el presente proyecto:

Automatización de una órtesis de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada (Calderón, 2023)

La propuesta presentada se centra en el desarrollo de una órtesis automatizada de extremidad inferior para mejorar la movilidad de una persona con discapacidad física limitada debido a una osteomielitis en la rodilla derecha. Este dispositivo se justifica por la necesidad de ofrecer una alternativa no quirúrgica, que evita los riesgos de infección asociados con las operaciones, y es considerablemente más asequible que las prótesis disponibles en el mercado.

El proyecto se desarrolla en dos etapas principales: la construcción de la estructura mecánica y la implementación del sistema electrónico basado en un microcontrolador Arduino. La estructura se fabrica con duraluminio, y se utilizan componentes electrónicos como un actuador lineal, un sensor Flex, una batería LIPO, y un módulo controlador de motores L298N. El sistema permitirá la movilidad asistida mediante patrones predefinidos de flexión, extensión y caminar, con un sistema de emergencia que interrumpe el funcionamiento ante cualquier fallo.

Los cálculos realizados para el diseño del sistema se basan en estudios previos sobre la marcha humana, y se han elegido componentes con características específicas para soportar el peso del usuario y proporcionar la autonomía necesaria. Además, el diseño incluye medidas para estabilizar el voltaje y asegurar la funcionalidad adecuada del sistema.

El resultado esperado es una órtesis que no solo mejore la estabilidad y movilidad del usuario, sino que también representa una opción accesible para otras personas con necesidades similares.

Diseño y construcción de una órtesis de rodilla, destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior (Sacoto, 2012).

El 24 % de las lesiones en deportistas involucran la rodilla. En algunos casos, se recurre solo a tratamientos de rehabilitación; sin embargo, lesiones más severas pueden requerir cirugía. Después de cualquier intervención traumatológica en la rodilla, es crucial iniciar un programa de rehabilitación para asegurar el éxito del tratamiento mediante ejercicios controlados de los

músculos. Actualmente, estos programas suelen ser manuales y carecen de datos precisos sobre la tensión muscular en tiempo real.

Una órtesis es un dispositivo mecánico que replica la estructura de una articulación y se aplica externamente para asistir el movimiento de una extremidad. Estos dispositivos son comúnmente usados en rehabilitación para facilitar la recuperación de la movilidad en la zona afectada. Cuando incorporan actuadores, se denominan órtesis activas.

El diseño de una órtesis activa se basa en el modelo biomecánico de la cinemática de la extremidad inferior. Esto permite determinar el torque necesario para los movimientos de flexión y extensión de la articulación, dimensionando así los actuadores lineales requeridos.

La órtesis construida consta de cuatro barras laterales delgadas de aluminio laminado, sujetas con bandas de velcro para minimizar el peso sobre la articulación. Además, el diseño incluye estructuras ergonómicas para pantorrilla y muslo, eliminando cualquier molestia para el usuario.

El sistema de control de la órtesis activa se basa en un Controlador PD difuso (FPD), retroalimentado por un sensor electromiográfico que monitorea la amplitud articular según las señales electromiográficas de los músculos flexores y extensores. Las reglas de control se enfocan en la relación lineal entre el desplazamiento del actuador y el movimiento angular de la extremidad para ajustar la longitud del actuador.

Este sistema permite monitorear continuamente la actividad muscular durante la rehabilitación, proporcionando patrones que pueden ser útiles para los médicos en el diagnóstico del estado muscular del paciente.

Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares (Arroyo y Alonso, s.f.)

En este estudio se describe el desarrollo de una órtesis activa para rodilla y tobillo con control de apoyo (Stance Control Knee-Ankle-Foot Orthosis) diseñada para ayudar a personas con lesiones medulares incompletas a caminar de manera más eficiente. Debido al limitado control muscular en las extremidades inferiores de estos individuos, su marcha suele ser patológica y consume mucha energía, a menudo necesitando soportes adicionales. La órtesis busca reducir este consumo energético, facilitando un patrón de caminar más natural y eficaz al asistir en la flexión y extensión de la pierna durante el balanceo, y bloqueando la rodilla durante la fase de

apoyo. Todo esto se logra de forma automática mediante un sistema de control que utiliza sensores colocados en las piernas del paciente.

Además, la órtesis incluye un dispositivo en el tobillo para prevenir la hiperextensión del pie durante la fase de balanceo, conocido como "antiequino". Un aspecto distintivo de este diseño es la independencia entre los sistemas de actuación y bloqueo, lo cual reduce los requisitos de energía y, por ende, el peso total del dispositivo comparado con otros diseños similares.

Diseño de una órtesis activa de rodilla para la evaluación de algoritmos de asistencia robótica en sujetos hemi paréticos (Lora Millán, 2018)

El texto presenta el diseño de una órtesis activa de rodilla para pacientes con hemiparesia debido a ictus. Esta órtesis está equipada con sensores y actuadores definidos, así como controladores de bajo nivel. Se han desarrollado tres estrategias de control: posición, transparente e impedancia, cada una adaptándose al movimiento del usuario de manera diferente. Se realizó una prueba con un usuario sano para evaluar estos controladores, demostrando que el sistema puede ajustar su nivel de asistencia según la adaptabilidad del controlador. Se concluye que este prototipo puede servir como base para algoritmos más complejos de coordinación y asistencia en el futuro.

Diseño y construcción de una Órtesis Automatizada para la rehabilitación de la articulación de la rodilla, en los pacientes del Patronato Municipal de Amparo Social de la ciudad de Latacunga. (Juan, 2017)

El objetivo del proyecto de titulación es desarrollar un sistema automatizado para la rehabilitación de rodilla, con el fin de optimizar el tiempo de recuperación del paciente y reducir la carga de trabajo del fisioterapeuta. Esto contribuirá a mejorar la calidad de vida de los pacientes. El proyecto incluye una solución mecatrónica compuesta por una estructura mecánica que proporciona soporte, y una parte electrónica que integra diversos sensores, incluyendo un Limitador de Par mecánico y sensores electrónicos como finales de carrera y contactos de entrada y salida, además de un Variador y un Mini PLC. El control se realiza mediante un Mini PLC Unitronics con una pantalla de 3 pulgadas, en el que se programa la operación del sistema de manera líder. El prototipo mecatrónico funcionará en dos modos: manual y automático, para ofrecer una mejor interacción con el usuario. Entre sus características de seguridad destaca el sensor mecánico Limitador de Par, que detiene el motor

si detecta una fuerza contraria al movimiento. En conclusión, este sistema mecatrónico, también conocido como órtesis automatizada de rodilla, tiene como objetivo mejorar significativamente el proceso de rehabilitación en términos de tiempo.

En la perspectiva tecnológica, se abordan conceptos clave y autores relevantes para el proyecto. El énfasis recae en la aplicación de microcontroladores, específicamente el ESP32, para desarrollar la órtesis. Dentro de los antecedentes, se encuentran investigaciones que han abordado problemas similares, resolviendo desafíos tecnológicos para mejorar la movilidad en personas con discapacidades físicas. Entre los autores consultados destacan Font-Llagunes et al. (2016) en el uso de microcontroladores para reproducir actividad muscular y González (2011) en la distinción entre dispositivos ortopédicos y prótesis.

El análisis final se enfoca en las perspectivas y orientaciones que surgen de las investigaciones previas. Se destaca la relevancia de la colaboración entre ingeniería biomédica, ciencias de la salud y diseño de productos para crear soluciones innovadoras. Se identifican desafíos no resueltos que podrían aportar valor al proyecto actual, como la adaptabilidad del entorno laboral para personas que utilizan dispositivos ortopédicos. Además, se observa que el uso de microcontroladores y sensores ha impulsado avances significativos en la eficiencia y personalización de dispositivos ortopédicos, lo que puede influir en la mejora de la calidad de vida de personas con discapacidades físicas.

La investigación se sitúa en un contexto donde la convergencia entre tecnología y salud busca ofrecer soluciones efectivas para mejorar la movilidad y funciones motoras de personas con discapacidades físicas, específicamente abordando el caso del sujeto de prueba y su necesidad de una órtesis automatizada de extremidad inferior.

En definitiva, la electrónica brinda numerosos beneficios a personas con discapacidad o deportistas con lesiones a través de la automatización, utilizando una variedad de actuadores eléctricos, neumáticos e hidráulicos, así como diversas técnicas de control. Además, se emplean diferentes sensores que buscan replicar el complejo movimiento de los músculos para mejorar la calidad de vida de pacientes con diversas patologías. La combinación de múltiples disciplinas ha sido clave para lograr avances significativos en este noble propósito.

1.2. Proceso investigativo metodológico

Tipo de Investigación Aplicado

El proyecto de titulación se basa en una investigación aplicada, que se centra en el diseño, desarrollo e implementación de una órtesis automatizada de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada. Este tipo de investigación busca resolver problemas específicos o aplicar conocimientos existentes para crear soluciones prácticas y útiles en el mundo real.

Métodos Teóricos y Prácticos Aplicados

En la investigación se aplicaron métodos teóricos para fundamentar el diseño y desarrollo de la órtesis. Se revisaron estudios previos relacionados con dispositivos ortopédicos, biomecánica y tecnologías de asistencia para comprender los principios biomecánicos involucrados, así como las tecnologías y materiales más adecuados para la implementación del dispositivo.

Por otro lado, se emplearon métodos prácticos para el diseño, construcción y pruebas del prototipo de la órtesis. Se utilizó software de diseño asistido por computadora (CAD) como SolidWorks para el diseño de la estructura mecánica, así como hardware y software para la implementación del sistema electrónico, como Arduino para la programación del controlador.

Técnicas de Recolección de Información

Las principales técnicas de recolección de información utilizadas fueron la observación y la consulta de fuentes bibliográficas especializadas en biomecánica, dispositivos ortopédicos y tecnologías de asistencia. Además, se realizaron pruebas de funcionamiento con un sujeto de prueba para evaluar la eficacia y usabilidad del prototipo de la órtesis.

Población, Muestra y Tipo de Muestreo

La población objetivo del proyecto son personas con discapacidad física que necesitan asistencia para la movilidad de extremidades inferiores. Para esto se consideró los siguientes datos de 23 pacientes con este tipo de patologías que recibieron atención durante el último año en el área de rehabilitación y fisioterapia de la Clínica FUNSER ubicada en el barrio Vista Hermosa de las Casas en la ciudad de Quito:

Personas con discapacidad física severa: 7

Personas con discapacidad física moderada: 16

Cálculo de la Muestra:

Discapacidad severa

Número esperado = $3 \times 0.304 = 0.912$ (aproximadamente 1 persona)

Discapacidad Moderada

Número esperado = $3 \times 0.696 = 2.088$ (aproximadamente 2 personas)

Tamaño de la muestra = 3 personas

El tipo muestreo utilizado fue el estratificado, este cálculo garantiza una muestra representativa de ambos grupos según su proporción en la población total. Seleccionando a un sujeto de prueba disponible y que cumplía con los requisitos necesarios para la evaluación del prototipo.

Metodología de Trabajo

La metodología de trabajo se centró en un enfoque iterativo e incremental, iniciando con una investigación teórica para sentar las bases del proyecto, seguida de la fase de diseño y construcción del prototipo de la órtesis. Después, se llevaron a cabo pruebas y ajustes continuos en el prototipo para optimizar su funcionalidad y usabilidad, logrando así una solución satisfactoria. Se emplearon herramientas de diseño asistido por computadora, programación y evaluación biomecánica en el desarrollo del proyecto.

CAPÍTULO II: PROPUESTA

2.1 Fundamentos teóricos aplicados

El proyecto se desarrolla en dos etapas principales la primera de ellas la parte mecánica, donde se diseña e implementa la estructura mecánica de la ortesis para visualizar el funcionamiento de esta, la segunda etapa es la parte electrónica que permite automatizar el movimiento de ortesis mediante la implementación de un circuito electrónico destinado para tal propósito.

Por otra parte, el costo de la implementación de la ortesis será alrededor de 2500 dólares americanos versus otras prótesis disponibles en el mercado que están alrededor de los 90000 dólares, el costo reducido de la prótesis será un gran aporte social a las personas con capacidades limitadas que tengan necesidad de una y no dispongan de muchos recursos económicos.

Para conseguir el objetivo, el sistema posee un sensor de ultrasonido HC-SR04 que es el encargado de censar el movimiento de la pierna derecha del sujeto de prueba para crear el patrón y posteriormente ejecutarlo en el ESP32 el cual refleja en las salidas digitales conectadas al controlador TB6612FNG que expulsa y contrae el cilindro del actuador lineal acoplado a la estructura mecánica, según se seleccione cualquiera de las siguientes funciones:

Flexión: simula el movimiento de las articulaciones de la pierna en el cual se aproximan las zonas de unas estructuras a otras.

Extensión: simula el movimiento de las articulaciones de la pierna en el cual se alejan las zonas de unas estructuras a otras.

Caminar: simula una función combinada entre los movimientos de flexión y extensión.

Paro de emergencia: Actúa interrumpiendo de inmediato cualquiera de las tres funciones implementadas ante un posible fallo en el funcionamiento automático de la ortesis.

También posee un sensor inercial MPU6050 que actúa cuando existe una desviación de la ortesis a la derecha o izquierda, el mismo que tiene dos sensores uno de aceleración lineal y un giroscopio cada uno de tres ejes que le dan la capacidad de detectar aceleración lineal y velocidad de rotación angular.

La programación se realiza en IDE de Arduino mediante las librerías específicas para cada uno de los módulos que componen el sistema.

Desarrollo de la propuesta

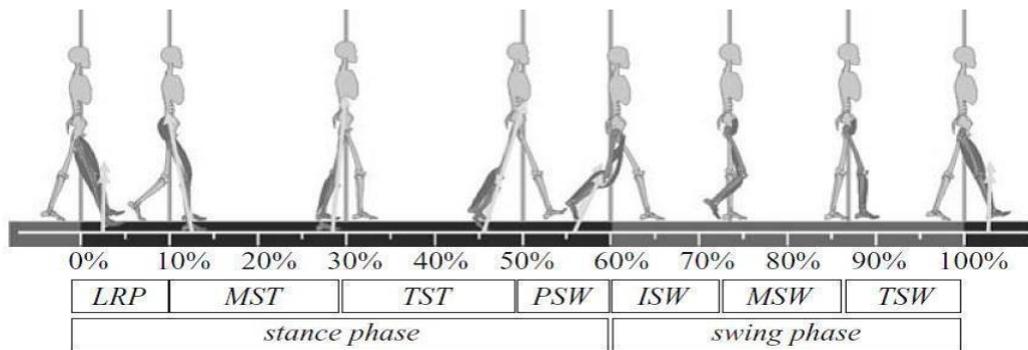
A continuación, se detalla la implementación del equipo más detalladamente donde se presentan los cálculos realizados para la estructura mecánica y electrónica que componen el sistema de la ortesis.

Cálculos realizados.

Para determinar las características del actuador lineal necesario para la implementación de la ortesis se basó en un estudio anterior realizado en el año 2012 que manifiesta lo siguiente.

El proceso de la marcha se compone de dos fases, la postura y la oscilación, y puede describirse mecánicamente mediante pulsos y momentos o cinéticamente especificando el ángulo que forman las articulaciones de las extremidades inferiores. Las etapas de la marcha se dividen en diferentes etapas: respuesta de carga (LRP), posición media (MST), posición final (TST), movimiento inicial (PSW) que se refiere a la fase de apoyo y el paso inicial (ISW) se refiere a la media móvil. (MSW) y la oscilación final (TSW) corresponde a la oscilación. (Romero, 2012)

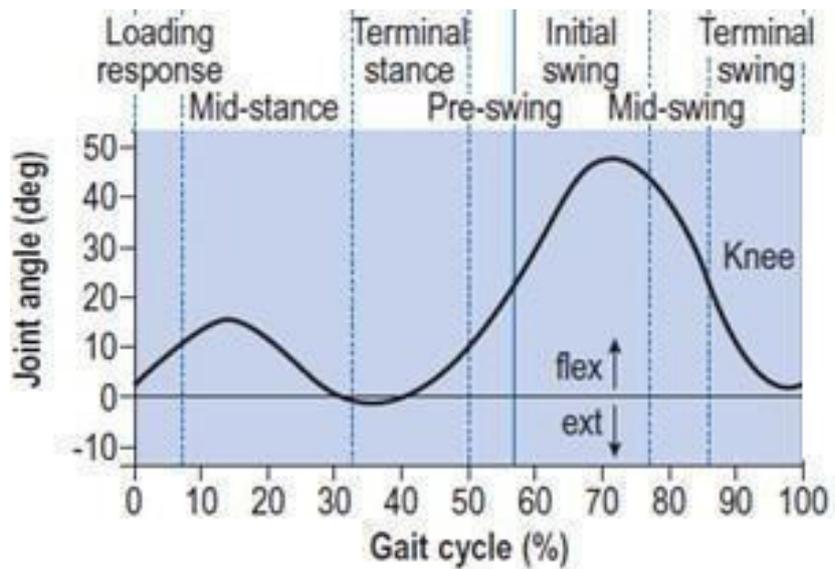
Figura 1. Proceso de Marcha.



Nota: Tomado de (Romero, 2012)

La trayectoria cinética a lo largo de la cual se mueve la rodilla en el plano longitudinal durante la marcha. (Romero, 2012)

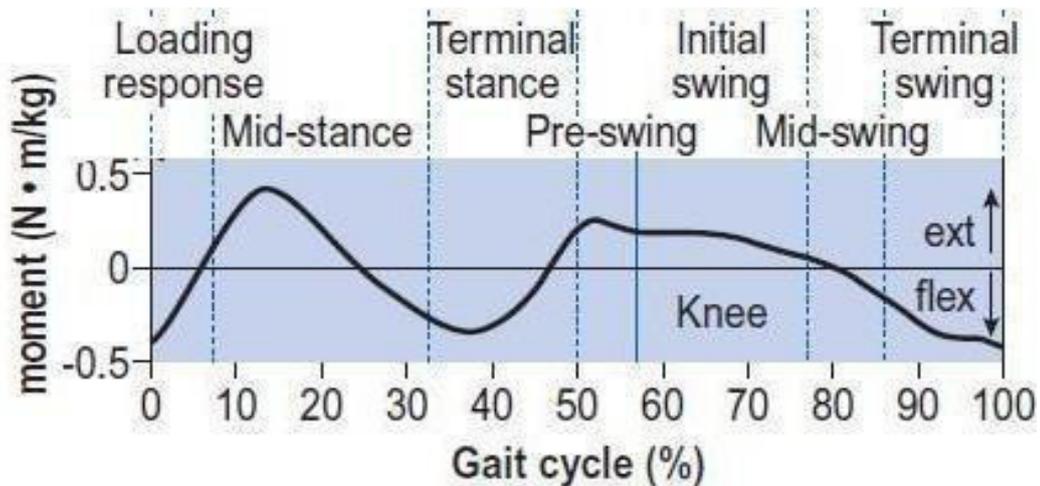
Figura 2. Trayectoria Cinemática de la Rodilla.



Nota: Tomado de (Romero, 2012)

El torque es necesario en la articulación durante el ciclo de marcha. (Romero, 2012)

Figura 3. Torque de la articulación de la rodilla.



Nota: Tomado de (Romero, 2012)

Como resultado de análisis realizado se determina los siguientes aspectos que se tuvo en cuenta, la ortesis producirá el movimiento de extensión y flexión en el plano sagital y las características necesarias para el actuador lineal eléctrico necesario para la implementación teniendo en cuenta una diferencia, es que en el presente trabajo se utilizó un actuador en vez de dos.

Tabla 1. Especificaciones Requeridas Para el Actuador.

ITEM	ESPECIFICACIONES	UNIDADES
1	Peso de la persona	69 kg
2	Estatura de la persona	1,49 m
3	Torque aplicado	27 Nm
4	Longitud de recorrido	10 cm
5	Velocidad	23 mm/s

Para el cálculo de la fuerza de reacción del suelo provocado por una persona con un peso de 69 Kg, se debe tener en cuenta que, por ser un sistema dinámico, es de considerarse un factor de servicio de 1.5 tal y como se observa en la ecuación 1.

$$27 Nm \times 2 \times 1.5 = 81 Nm \quad (1)$$

Una vez adquirido el actuador necesario que brinda mejores características a la calculadas y que son las siguientes:

- Voltaje de alimentación 12 VDC
- Velocidad 12 mm/s
- Torque 100 Nm
- Corriente de consumo 0.2A

Se procede con el cálculo de la batería requerida para energizar el sistema que brinde una autonomía coherente en cuanto a tiempo de respaldo, analizando las mejores características de baterías disponibles en el mercado se usó un arreglo en serie de 3 baterías de ion de litio de 8500 mAh de capacidad y 4.2 VDC entonces se realiza el cálculo del tiempo de respaldo como se muestra a continuación.

$$Vb \times Ib = Wb = 12.6 V \times 8500 mAh = 107.1 w \quad (2)$$

$$Vb \times Ic = Wc = 12.6 \times 200 mAh = 2.52 w \quad (3)$$

$$\frac{Wb}{Wc} = \frac{107.1 w}{2.52 w} = 42.5 H \quad (4)$$

Para determinar el consumo real con todos los elementos que constituyen el sistema se realiza la sumatoria de la potencia de consumo de cada uno de los módulos y se realiza un cálculo con mayor aproximación al tiempo de respuesta real.

$$P_t = ACT + TB6612 + ESP32 + MPU6050 + HCSR04 + LM7805 + BUZZER \quad (5)$$

$$P_t = 2.52 w + 6w + 0.792 w + 0.01287 w + 0.075 w + 6 w + 0.15 w = 15.55 w$$

$$\frac{W_b}{W_c} = \frac{107.1 w}{15.55 w} = 6.88 H$$

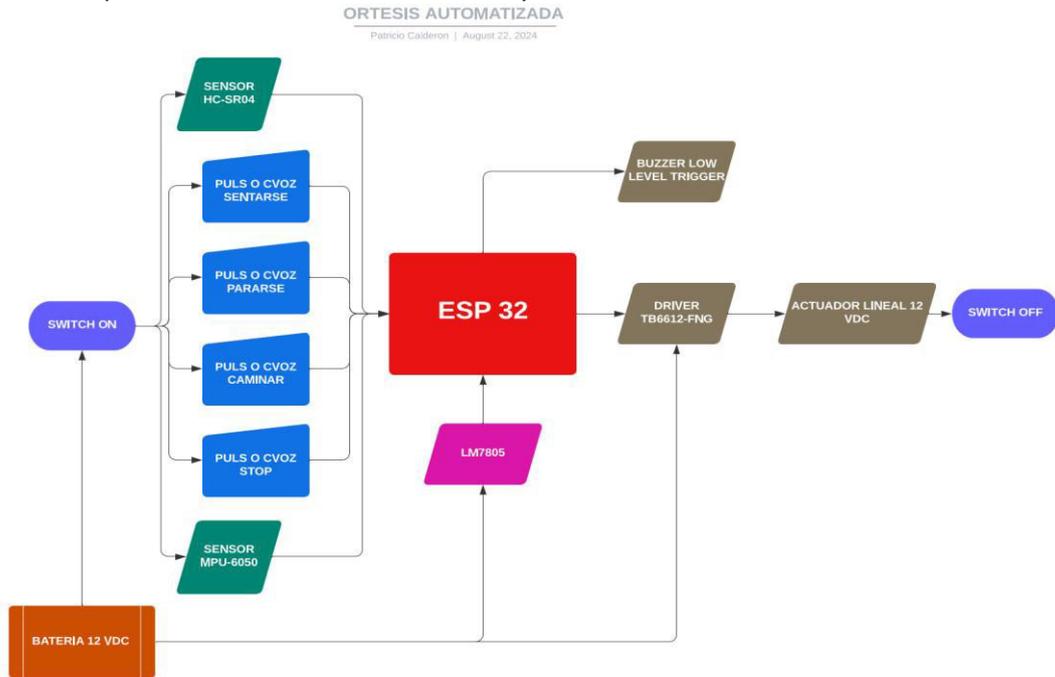
Se colocan dos condensadores cerámicos para estabilización de voltaje en paralelo a la salida del regulador de voltaje LM7805 que alimenta al módulo ESP 32.

Como parte de un proceso de mejora en la construcción del prototipo se utiliza un sensor de ultrasonido HC-SR04 en vez de una resistencia Flex ya que proporciona una precisión de control superior, permitiendo ajustes finos y una respuesta más lineal para garantizar un movimiento preciso y confiable. Además, los sensores de ultrasonido son más fáciles de calibrar, lo que facilita la configuración de rangos de movimiento específicos. Su durabilidad y estabilidad mecánica superiores garantizan un rendimiento consistente a lo largo del tiempo, mientras que su compatibilidad eléctrica reduce la susceptibilidad a interferencias electromagnéticas, asegurando una señal de voltaje estable y confiable.

Diagrama de bloques del sistema.

El sistema funciona mediante la alimentación de una batería de ion litio de 11.1V nominal que abastece a los sensores, la tarjeta ESP 32 y el actuador lineal. La comunicación de los sensores con la tarjeta se realiza a través de comunicación I2C para el sensor inercial, el movimiento del actuador lineal en cada una de las funciones está determinado por sensor ultrasónico HC-SR04 que mide la distancia midiendo el tiempo que tarda un pulso de sonido en rebotar desde un objeto y regresar al sensor. Las conexiones se realizan con cable AWG 22 para alimentación y datos.

Figura 4. Esquema de Conexión General del Proyecto.



Nota: Fuente propia

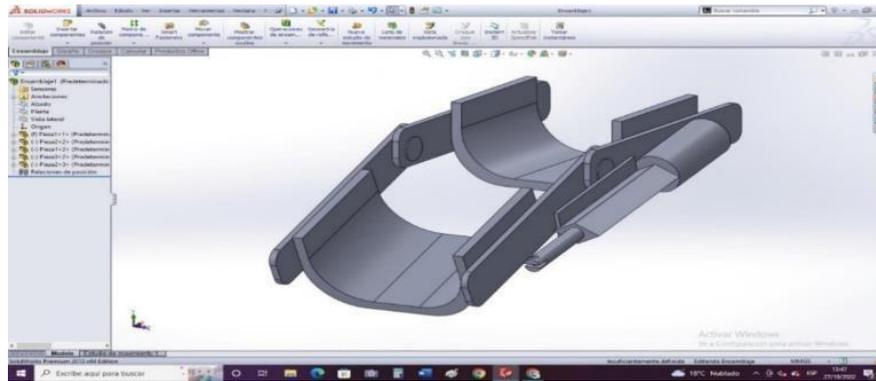
Adicionalmente el sistema cuenta con dos interruptores de fin de carrera instalados en la estructura metálica para detener el movimiento de extensión y flexión que deshabilita el funcionamiento del actuador eléctrico y evita producir posibles daños a la pierna del usuario.

Por otra parte, también cuenta con un mini interruptor que enciende y apaga el funcionamiento de la ortesis, así como un puerto de carga para la batería cuando esta se descargue y un acceso al puerto mini USB del ESP32 para realizar modificaciones al software.

Diseño mecánico de la estructura.

Para la construcción de la estructura mecánica de la órtesis se diseñó un prototipo inicial en SolidWorks para tener una idea más precisa de cómo va el montaje de los elementos mecánicos y electrónicos que se acoplaron a la estructura.

Figura 5. Diseño Inicial del Prototipo de la Ortesis Automatizada.



Nota: Fuente propia

Se construye de acuerdo con el diseño del prototipo, la primera estructura que cuenta con platinas de acero donde se acopla el actuador lineal y el resto de los elementos electrónicos para realizar las primeras pruebas de funcionamiento, el prototipo inicial también cuenta con los elementos de sujeción como son correas y tubos PVC para las extremidades inferiores.

Figura 6. Prototipo Inicial Implementado.



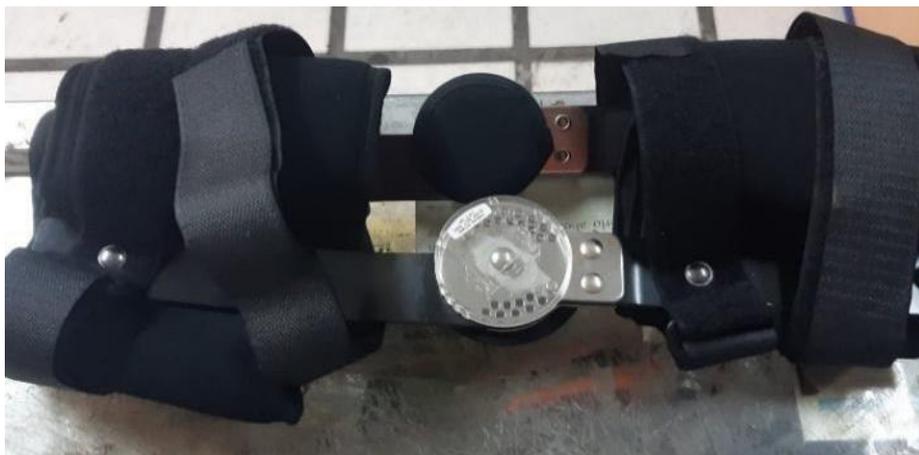
Nota: No se utilizó el prototipo diseñado ya que se encontró una mejor opción en cuanto al peso y función de la estructura metálica.

Posteriormente se acudió donde el ortopedista el cual realiza observaciones en cuanto al exceso de peso de la ortesis, producido por las barras de acero el cual recomendó buscar una

mejor opción en cuanto al peso para lo cual envió a realizar los siguientes exámenes al paciente: una densitometría y un escanograma para determinar el máximo peso adicional, que puede soportar la pierna derecha sin afectar su funcionamiento los resultados de los exámenes realizados se encuentran en los anexos del documento.

El ortopedista determinó que el máximo peso que puede soportar la pierna es de 10 lb por lo que recomienda utilizar una estructura mucho más liviana como lo es la estructura de una ortesis articulada de rodilla fabricada en duraluminio.

Figura 7. *Ortesis de Rodilla Articulada.*



Por otra parte, el ortopedista inicia la construcción de una OTP (Ortesis Tobillo Pie) en polipropileno, la cual se acopla a la ortesis articulada y automatizada.

Figura 8. *Proceso de Construcción de OTP.*

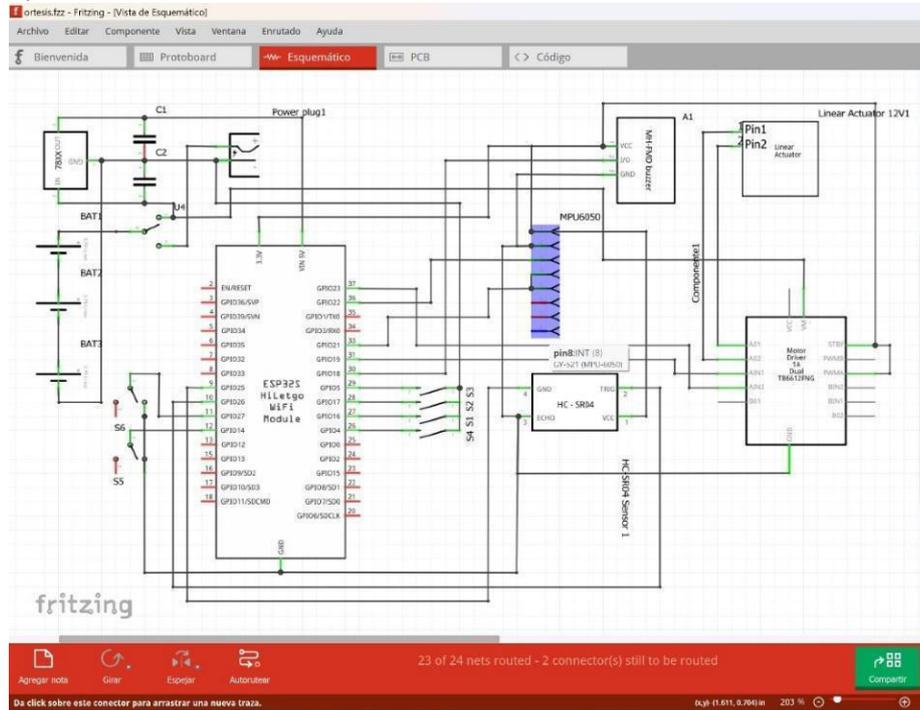


Nota: Registro de medidas y moldeado con yeso.

Diseño electrónico

En la figura 9 se puede observar la conexión de los elementos de hardware al microcontrolador ESP32, se diseña el circuito de conexión en Fritzing donde se observa cada uno de los módulos y elementos que conforman el sistema electrónico de la ortesis.

Figura 9. Esquema Electrónico del Sistema.

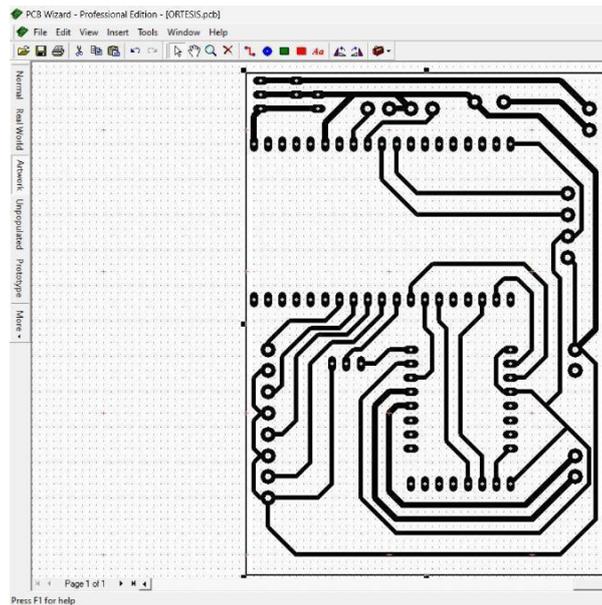


Se incluye una regleta de conexión auxiliar para los pulsadores que habilitan cada una de las funciones que cumple la órtesis, finalmente se incorpora un buzzer para detectar alarmas por bajo voltaje de batería y cambio de aceleración del MPU6050.

Diseño de la tarjeta electrónica PCB

Se utilizó el PCB WIZARD para el diseño del PCB en la figura 10 se puede observar la disposición de cada uno de los elementos de forma adecuada que no se crucen las pistas y con el espacio necesario el mismo que se grabó en una sola capa de un solo lado.

Figura 10. Diseño de la Tarjeta Electrónica PCB.



Módulos que componen el proyecto

Los módulos que componen al proyecto incluyen a los dispositivos electrónicos y elementos mecánicos establecidos en el plan de tesis y cronograma de desarrollo del proyecto aprobado. Se añaden, además, elementos necesarios para cumplir con los requerimientos para la implementación del sistema limitados por la disponibilidad en el mercado nacional.

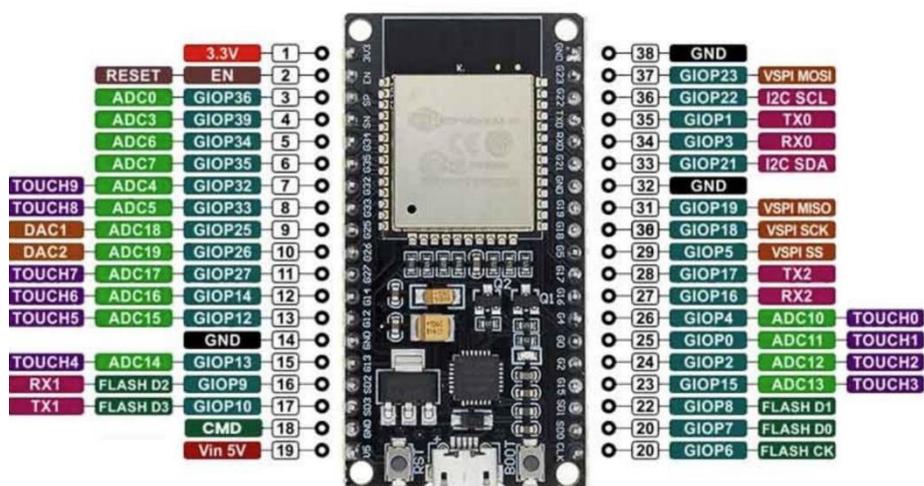
Tabla 2. Lista de Materiales para Desarrollo del Proyecto.

ITEM	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Actuador lineal 12V	1
2	Batería Ion Litio 3.7V/8800 mAh	3
3	Caja acrílica	1
4	Cargador 12V 2A	1
5	Driver TB6612FNG	1
6	Materiales varios	1
7	Microcontrolador ESP32	1
8	Mini interruptor	1
9	Ortesis articulada de rodilla en duraluminio	1
10	Ortesis de tobillo pie articulada en polipropileno	1
11	Placa de circuito impreso PCB	1
12	Pulsador de 16 mm	4
13	Sensor de Ultrasonido HC-SR04	1
14	Sensor inercial MPU6050	1
15	Sensores fin de carrera	2
16	Low level trigger buzzer	1
17	Módulo BMS 18650	1

Microcontrolador ESP32

La placa de desarrollo NodeMCU-32 ESP32 es una herramienta integral para proyectos de IoT, incorporando el SoC ESP32 con conectividad Wifi y Bluetooth, una CPU de 32 bits de dos núcleos hasta 240 MHz y una variedad de periféricos internos. Diseñada para protoboard, puede ser alimentada vía USB o fuente externa de 5V/3V con regulador de voltaje integrado, mientras que sus pines GPIO operan a 3.3V, requiriendo convertidores de nivel para sistemas de 5V. Con soporte para diferentes lenguajes de programación como Arduino, Micro Python y LUA, ofrece un entorno de desarrollo amigable y una comunidad activa.

Figura 11. Diagrama de Distribución de Pines ESP32.



Nota: Tomado de (NAYLAMP, 2024)

Tabla 3. Características Técnicas de la Tarjeta ESP32.

Parámetro	Valor
Voltaje de Alimentación (USB):	5V DC
Voltaje de Entradas/Salidas:	3.3V DC
Placa:	ESP32 DEVKIT V2 (Espressif)
SoM:	ESP-WROOM-32 (Espressif)
SoC:	ESP32 (ESP 32-D0WDQ6)
CPU:	Dual-Core Tensilica Xtensa LX6 (32 bit)
Frecuencia de Reloj:	hasta 240 Mhz
Desempeño:	Hasta 600 DMIPS

Procesador secundario:	Permite hacer operaciones básicas en modo de ultra bajo consumo
Wifi:	802.11 b/g/n/e/i (802.11n @ 2.4 GHz hasta 150 Mbit/s)
Bluetooth:	v4.2 BR/EDR and Bluetooth Low Energy (BLE)
Memoria:	448 Byte ROM; 520 KByte RAM; 16 KByte SRAM in RTC; QSPI Flash/SRAM, 4 Mbytes
Pines:	38
Pines Digitales GPIO:	24 (Algunos pines solo como entrada)
Pines PWM:	16
Pines Analógicos ADC:	18 (3.3V, 12 bit: 4095, tipo SAR, ganancia programable)
Conversor Digital a Analógico DAC:	2 (8bit)
UART:	2
Chip USB-Serial:	CP2102
Antena en PCB	
Seguridad:	Estándares IEEE 802.11 incluyendo WFA, WPA/WPA2 and WAPI 1024-bit OTP, up to 768-bit for customers
Aceleración criptográfica por hardware:	AES, HASH (SHA-2), RSA, ECC, RNG
Dimensiones:	55*28 mm

Nota: Tomado de (NAYLAMP, 2024)

Micro actuador Lineal MSL 12V-50-4

El actuador lineal silencioso tiene una capacidad de carga de 100 N (22 libras). Equipado con una caja de engranajes planetarios, este actuador opera de manera extremadamente silenciosa, proporcionando un movimiento lineal muy suave y eficiente.

Figura 12. *Micro Actuador Lineal.*



Nota: Tomado de (firgelli auto, 2024)

El actuador de diseño en línea no cuenta con una horquilla en el extremo del motor, sino que dispone de una base de montaje con orificios pre perforados a lo largo de su cuerpo principal para facilitar su instalación. Este diseño permite una relación más corta entre la longitud y el recorrido, haciéndolo adecuado para espacios reducidos. El extremo móvil del actuador está equipado con un accesorio de tipo Clevis, fabricado en plástico resistente, que permite ajustar el ángulo de manera flexible. (firgelliauto, 2024)

Tabla 4. Características Técnicas del Micro Actuador MSL 12V-50-4.

Parámetro	Valor
Empuje dinámico	100N (fuerza de 22 libras)
Tracción dinámica	50N (fuerza de 11 libras)
Carga estática	50N (fuerza de 11 libras)
Voltaje de entrada	12V CC
Corriente sin carga	~0. 1a
Corriente de carga completa	~0. 3a
Velocidad	Sin Carga 12 mm/seg (0.45"/seg) - Carga Completa 7 mm (0.27"/seg)
Ciclo de trabajo	0.1
Clasificación IP	IP54
Temperatura funcionamiento	+5 °C ~ + 40 °C
Consumo de corriente sin carga	0,1 amperios
Consumo de corriente Carga completa	0,2 amperios

	Orificios de horquilla en ambos extremos. 4,2 mm de diámetro (0,16" de diámetro) para que se pueda usar un tornillo de 4 mm
Puntos de montaje	
Ruido de funcionamiento	4 dBA por encima del ambiente
Tipo de motor	Motor de CC con escobillas con cabezal de engranaje planetario incorporado y engranajes metálicos
Finales de carrera	No

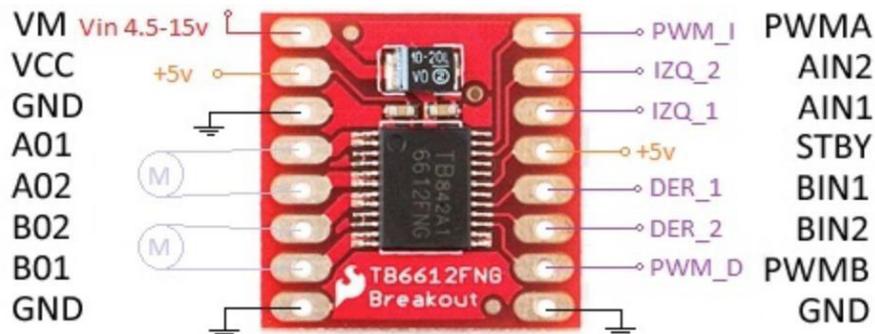
Nota: Tomado de (firgelli auto, 2024)

Driver TB6612FNG

El TB6612FNG es un controlador de motores con dos puentes H, capaz de manejar dos motores de corriente continua con una corriente constante de 1.2A y picos de hasta 3.2A. Ofrece cuatro modos de operación (CW, CCW, frenado rápido y parada), con control independiente de las salidas de los motores a través de señales PWM de hasta 100kHz. Incluye un pin STBY para modo de espera y diodos de protección integrados.

Este controlador, basado en tecnología MOSFET, supera a los modelos basados en BJT como el L298N en eficiencia y rendimiento, operando con voltajes más bajos, menor pérdida de energía, mayor capacidad de corriente, un diseño más compacto y un costo generalmente más bajo. Es ideal para aplicaciones que requieren eficiencia energética y espacio reducido.

Figura 13. Driver TB6612FNG



Nota: Tomado de (NAYLAMP, 2024)

Tabla 5. Características Técnicas Controlador TB6612FNG.

Parámetro	Valor
Tensión de alimentación:	VM = 15 V máx., VCC = 2.7-5.5V.
Corriente de salida:	Out = 1,2A (promedio) / 3,2A (pico).
Control en espera para ahorrar energía.	
CW/CCW modos de control del freno corto/parada del motor.	
Circuito de apagado térmico incorporado y circuito de detección de baja tensión.	
Filtrado de condensadores en ambas líneas de alimentación	

Nota: Tomado de (NAYLAMP, 2024)

Sensor HC-SR04

El HC-SR04 es un sensor de distancia ultrasónico económico y eficiente que mide distancias de 2 a 450 cm utilizando ultrasonidos. Su popularidad se debe a su tamaño compacto, bajo consumo energético, alta precisión y bajo costo. Es ampliamente utilizado en aplicaciones de robótica y automatización, como robots de laberinto o sumo y sistemas de medición de nivel.

El sensor cuenta con dos transductores piezoeléctricos: uno emisor y uno receptor. Al recibir una señal en el pin TRIG, el emisor emite pulsos ultrasónicos a 40 kHz. Las ondas reflejadas por un objeto son detectadas por el receptor, y el tiempo que tarda en recibir el eco se registra en el pin ECHO.

El sensor HC-SR04 funciona independientemente de la luz solar y materiales oscuros, aunque puede tener dificultades con materiales blandos acústicamente. Existen variantes como el sensor US-016, que ofrece salida analógica, y el US-100, que proporciona salida UART/serial.

Tabla 6. Características Técnicas Sensor HC-SR04.

Parámetro	Valor
Voltaje de Operación:	5V DC
Corriente de reposo:	< 2mA
Corriente de trabajo:	15mA
Rango de medición:	2cm a 450cm
Frecuencia de ultrasonido:	40KHz

Duración mínima del pulso de disparo TRIG (nivel TTL):	10 μ S
Duración del pulso ECO de salida (nivel TTL):	100-25000 μ S
Dimensiones:	45*20*15 mm
Tiempo mínimo de espera entre una medida y el inicio de otra	20ms (recomendable 50ms)
Precisión:	+/- 3mm
Ángulo de apertura:	15°

Nota: Tomado de (NAYLAMP, 2024)

Regulador de voltaje LM7805

El LM7805 es un dispositivo regulador de voltaje que suministra una salida constante de 5 voltios. Su amplia adopción se debe a su asequible precio y simplicidad de uso, ya que solo requiere un par de capacitores externos para operar eficazmente. Este regulador pertenece a la serie 78XX, que abarca circuitos integrados diseñados para ofrecer salidas fijas a diferentes niveles de voltaje.

La función clave del LM7805 es proporcionar una salida de voltaje estable, independientemente de las fluctuaciones en la tensión de entrada. La resistencia interna del regulador se ajusta en función del voltaje de entrada y la carga conectada, lo que resulta en una salida de voltaje consistente. En términos simples, un regulador lineal de este tipo funciona como un divisor de voltaje que se ajusta automáticamente para mantener constante el voltaje de salida.

Tabla 7. *Características Técnicas del Regulador de Voltaje LM7805.*

Parámetro	Valor
Polaridad:	regulador positivo
Tipo de regulador:	lineal
Montaje:	Through Hole
Encapsulado	TO-220 de 3 terminales
Protección por alta temperatura	
Protección contra corto circuito	
Rango de voltaje de entrada:	7 a 35 VDC
Voltaje de salida:	5 VDC (fijo)
Corriente de salida:	1 A
Temperatura máxima de operación:	125 C
Regulación de carga:	100 mV
Regulación de línea	100 mV

Nota: Tomado de (geek factory, 2024)

Detalle técnico del proyecto

Los aspectos técnicos de la ortesis implementada son las siguientes:

- Voltaje de alimentación: 11.1 VDC
- Dimensiones: 24 x 50 x 12 cm
- Microcontrolador ESP 32 38 pines
- Software de programación: IDE Arduino
- Software de diseño PCB PCB Wizard
- Ángulo de flexión 120°
- Ángulo de extensión 180°
- Estructura Metálica fabricada en duraluminio, peso máximo 200 lb
- Estructura de la OTP fabricada en polipropileno de 5 mm, peso máximo 180 lb
- Fuerza de empuje 22 libras
- Finales de carrera en extensión y flexión
- Funciones Habilitadas (sentarse, pararse, caminar) y botón de paro

Análisis de costos

En esta sección se detalla los costos de cada uno de los materiales utilizados para la construcción de la ortesis, así como el tiempo utilizado y los recursos destinados a la implementación del proyecto los mismos que se detallan a continuación en la tabla 8.

Tabla 8. *Costos del Proyecto.*

Ítem	Descripción	Cantidad	P. Unitario	P. Total
Elementos físicos del proyecto				
1	Tarjeta de desarrollo ESP 32 38 PINES	1	13.0	13.0

2	Batería Ion Litio 8800 mAh 11,1V VDC	1	30	30
3	Sensor HC-SR04	1	2.0	2.0
4	Sensor fin de carrera	2	0,65	1,3
5	Sensor Inercial MPU 6050	1	3,9	3,9
6	Circuito impreso regletas conectores	1	19	19
7	Driver TB6612FNG	1	3,5	3,5
8	Diseño caja acrílica corte y material	1	28	28
9	Mini pulsador de 16mm	4	0,95	3,8
10	Mini interruptor	1	0,6	0,6
11	Cables de conexión	1	3,25	3,25
12	Cargador IMAX b3	1	7.0	7.0
13	Estructura metálica de prueba	1	12	12
14	Base de aluminio para fijar actuador lineal	1	4,5	4,5
15	Actuador eléctrico lineal 12V / 22 lbf / 10cm	1	160	160
16	Ortesis articulada tobillo pie en polipropileno	1	180	180
17	Ortesis articulada de rodilla en duraluminio	1	60	60
18	Extensiones de platinas de aluminio	2	8	16
			Subtotales materiales:	525,85
Desarrollo del proyecto				
14	Diseño del esquema electrónico (horas)	20	10	200
15	Diseño de la tarjeta electrónica PCB (horas)	15	10	150
16	Programación del ESP 32(horas)	60	10	600
17	Acople estructura metálica a OTP (horas)	10	10	100
18	Acople estructura metálica a electrónica (horas)	15	10	150
			Subtotal desarrollo:	1200
			SUBTOTAL	1725,85
			:	
			IVA (12%):	207,102
			TOTAL:	1997,968

Ventajas del sistema

El desarrollo de esta ortesis articulada automatizada para la pierna de una persona con capacidades limitadas ofrece varias ventajas entre las cuales se destacan las siguientes:

- La órtesis automatizada permite el movimiento asistido de una persona con capacidad limitada en la extremidad inferior con el uso controlado del actuador eléctrico para generar simulación de movimientos habituales en la pierna.
- La significativa reducción en cuanto a costos de la implementación de la ortesis automatizada respecto a las que se comercializan en el mercado con valores muy costosos casi impagables por personas de bajos recursos económicos.
- Adaptabilidad para una persona que mida más de 1.50 m de estatura ya que cuenta con unas pletinas graduables que adicionan 10 cm más de altura para personas con mayor estatura.

2.2 Aplicación Móvil

2.2.1 Desarrolló en MIT App Inventor

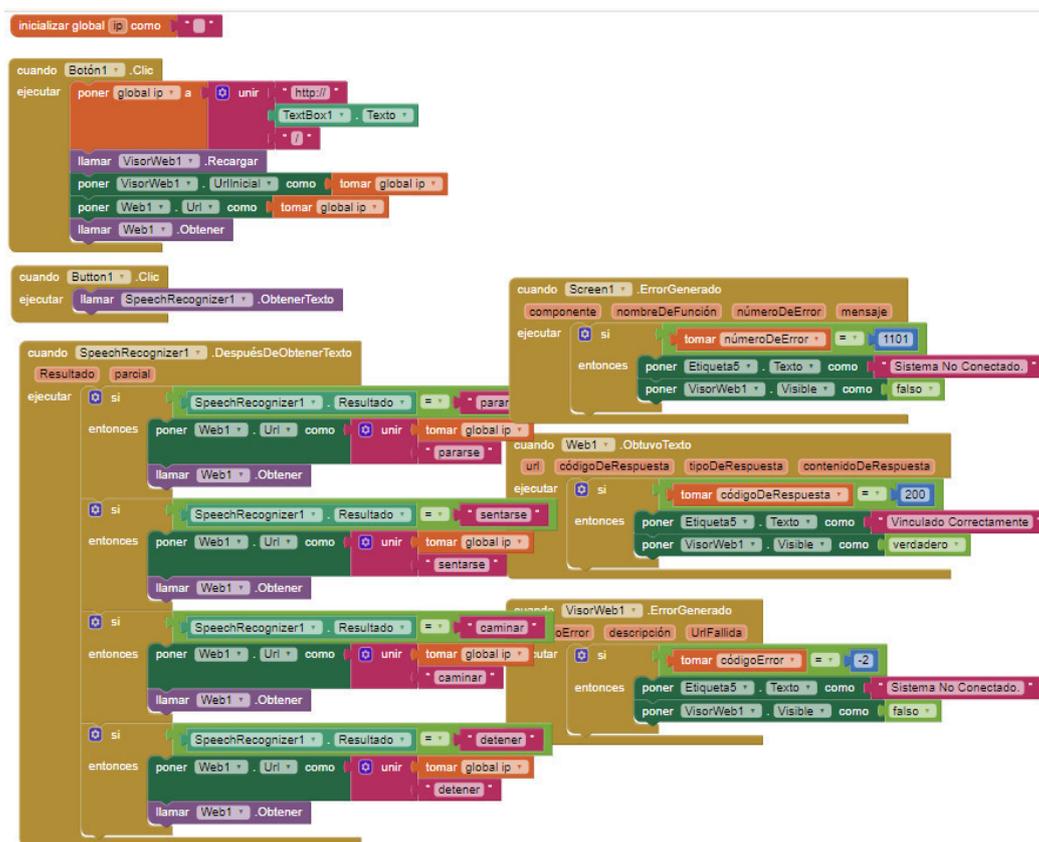
Se desarrolló de una aplicación con comandos de voz en MIT App Inventor creando una interfaz que utiliza el componente "SpeechRecognizer" para captar y convertir la voz en texto, el cual se compara con palabras clave predefinidas que son los comandos (sentarse, pararse, caminar, detener para ejecutar el accionamiento del actuador eléctrico, su funcionamiento se basa en bloques de programación que gestionan los eventos y comandos. Finalmente, se realizan pruebas para asegurar que los comandos se reconocen y ejecutan correctamente.

2.2.2 Estructura de programación

La estructura de programación en MIT App Inventor se basa en un enfoque visual de bloques donde los componentes (visibles como botones o invisibles como sensores) se manejan mediante eventos que desencadenan acciones, como un clic o la inicialización de la pantalla. El

control de flujo se gestiona con bloques condicionales, bucles, y selectores, mientras que las operaciones matemáticas, lógicas y de manipulación de texto se realizan con bloques específicos. Las variables almacenan datos, y los procedimientos permiten reutilizar código. Además, las listas se utilizan para manejar conjuntos de datos, y las funciones de los componentes permiten ejecutar acciones específicas, todo de manera intuitiva y sin errores de sintaxis, a continuación, en la figura 14 se puede observar cómo está estructurado el programa de la aplicación.

Figura 14. Estructura de Programación en Bloques de la Ortesis Automatizada.



2.2.3 Detalles de programación de funciones.

A continuación, se detalla el código que está diseñado para que el ESP32 que se comunique a través de Wi-Fi y controle al actuador lineal y los respectivos sensores de entrada, así como los pulsadores definidos para cada operación de la ortesis. La comunicación con la aplicación de

control por voz desarrollada en MIT App Inventor se realiza a través de un servidor web que el ESP 32 hospeda, donde la aplicación puede enviar comandos HTTP para controlar el actuador.

Análisis de la Comunicación con la Aplicación de Control por Voz

1. Configuración del Servidor Wi-Fi:

- **WiFiServer server(80);:** Configura un servidor web en el puerto 80 para recibir peticiones HTTP.
- **WiFi.begin(ssid, password);:** Conecta el ESP32 a la red Wi-Fi utilizando el SSID y la contraseña proporcionados.
- **server.begin();:** Inicia el servidor web.

2. Manejo de Clientes HTTP:

- **WiFiClient client = server.available();:** Espera conexiones entrantes desde la aplicación.
- El código entra en un bucle cuando un cliente se conecta (**if (client) {...}**) y comienza a leer las peticiones HTTP.

3. Recepción de Comandos desde la Aplicación:

- El código analiza los comandos enviados por la aplicación por medio de peticiones GET dentro de la variable **header**.
- Ejemplos de comandos:
 - **"GET /pararse":** Comando para activar la función de "pararse".
 - **"GET /sentarse":** Comando para activar la función de "sentarse".
 - **"GET /caminar":** Comando para activar la función de "caminar".
 - **"GET /detener":** Comando para activar la función de emergencia (**emergencia()**).

4. Acciones Basadas en Comandos:

- Dependiendo del comando recibido, el ESP32 realiza acciones específicas como activar el actuador (**digitalWrite(tb66a1, LOW); digitalWrite(tb66a2, HIGH);**) para extender o contraer su pistón.
- Por ejemplo, al recibir **"GET /pararse"**, se ejecuta un ciclo que extiende un actuador hasta que un sensor de final de carrera lo detiene o se alcanza la distancia especificada por el sensor ultrasónico.

El código de programación completo se coloca en los anexos del trabajo la parte del código que interactúa directamente con la aplicación de control por voz en MIT App Inventor está centrada en la recepción y análisis de peticiones HTTP enviadas desde la aplicación a través de

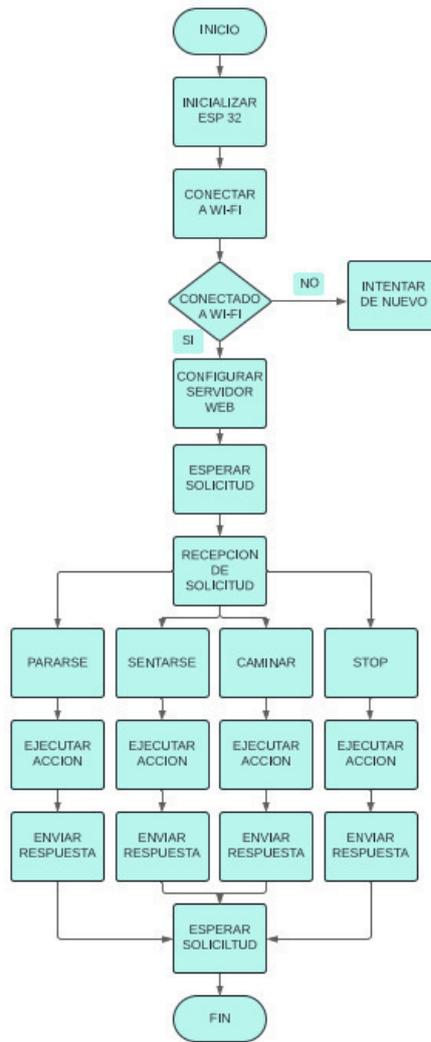
la red Wi-Fi. Estas peticiones determinan las acciones que el ESP32 ejecuta, como mover el actuador para "pararse", "sentarse", o "caminar". La lógica del servidor web permite que la aplicación envíe estos comandos al ESP32 en tiempo real.

2.3 Descripción de la Propuesta

a. Estructura General

La propuesta para la automatización de la ortesis se organiza en un diagrama de bloques que ilustra los componentes clave del sistema. Este incluye el control central basado en un ESP 32 sensores para la recolección de datos como el MPU-6050 para monitoreo si la persona se cae y el HC SR04 para medición de distancia de flexión y extensión del actuador que responde a estas señales y una aplicación que permite la interacción con el usuario. Este esquema visual facilita la comprensión del flujo de información y cómo se integran los diversos elementos para garantizar un funcionamiento óptimo.

Figura 15. *Diagrama de Flujo de Funcionamiento de la Aplicación de la Ortesis.*



Nota: Fuente propia

b. Explicación del Aporte

El producto desarrollado en esta propuesta destaca por su enfoque interactivo, donde cada elemento contribuye a la eficacia general del sistema automatizado. La interactividad es esencial, ya que permite que el dispositivo se ajuste en tiempo real según las condiciones del entorno y las necesidades del usuario, garantizando así un rendimiento óptimo y adaptado a las exigencias individuales.

Se emplean múltiples recursos para construir este sistema, entre los que se incluyen microcontroladores ESP32, sensores avanzados como el MPU-6050 y HC SR04, y actuadores que proporcionan la corrección necesaria. Estos recursos no solo son cruciales para la funcionalidad del sistema, sino que también facilitan el aprendizaje y la práctica en la integración de sistemas automatizados complejos.

La propuesta incluye diversas actividades de evaluación para verificar el funcionamiento del sistema como por ejemplo el tiempo de respaldo ofrecido por el banco de baterías de ion litio, la precisión de los sensores, la eficacia del sistema de control, y la facilidad de uso por parte del usuario. Estas evaluaciones son fundamentales para validar el correcto funcionamiento y realizar las mejoras necesarias para su optimización.

Además, se desarrollarán actividades orientadas a la creación de conocimiento, tales como pruebas controladas que permitan observar el rendimiento de la ortesis en diferentes escenarios y ajustes de configuración. Estas actividades son esenciales para obtener una comprensión detallada de los sistemas automatizados y su aplicación en dispositivos asistenciales.

c. Estrategias y/o Técnicas

En la construcción del producto se adoptaron estrategias metodológicas basadas en un proceso iterativo, lo que permitió refinar y optimizar cada componente a través de retroalimentación constante. Este enfoque no solo facilitó la consolidación del aprendizaje práctico al aplicar conocimientos teóricos en situaciones reales, sino que también mejoró la calidad y funcionalidad del producto final.

Se emplearon herramientas tecnológicas específicas, como software de diseño de circuitos, simuladores de programación y plataformas de desarrollo basadas en hardware, como el ESP32. La elección de estas herramientas fue clave para la integración efectiva de los distintos componentes del sistema y para asegurar un desarrollo eficiente y preciso del producto.

Un aspecto fundamental del sistema desarrollado es la implementación del comando de voz, una tecnología avanzada que permite a los usuarios interactuar de manera natural con dispositivos y aplicaciones mediante su voz. Este proceso se basa en varios componentes esenciales:

Captura de Voz:

El proceso comienza con la captura de la voz del usuario a través de un micrófono. Esta etapa es crítica, ya que la calidad de la señal de audio determina la precisión del reconocimiento posterior. Un micrófono de alta calidad reduce el ruido de fondo y mejora la claridad de la señal.

Conversión de Audio a Texto:

Una vez capturada, la señal de audio se convierte en texto mediante algoritmos avanzados de reconocimiento de voz. Estos algoritmos descomponen la señal de audio en pequeñas unidades fonéticas y las comparan con un modelo de lenguaje para transcribirlas en texto. Este paso es fundamental, ya que cualquier error en la conversión puede afectar la interpretación y, por ende, la respuesta del sistema.

Procesamiento del Lenguaje Natural (NLP):

El texto generado se analiza mediante técnicas de procesamiento del lenguaje natural (NLP) para identificar la intención del usuario. El sistema debe ser capaz de manejar variaciones en la forma en que las personas expresan sus comandos, lo que requiere un sofisticado análisis semántico y contextual.

Ejecución de la Acción:

Una vez que se comprende la intención del usuario, el sistema ejecuta la acción solicitada, que puede ser desde encender un dispositivo hasta realizar una búsqueda de información. La rapidez y precisión en esta etapa son cruciales para garantizar una experiencia de usuario fluida.

Manejo de Errores:

Es esencial implementar mecanismos para manejar posibles errores, ya sea en la captura de voz, la conversión a texto, o la interpretación del comando. Estos mecanismos pueden incluir solicitudes de confirmación o sugerencias alternativas para garantizar que el sistema responda correctamente a las intenciones del usuario.

La integración del comando de voz en el desarrollo del producto exigió una cuidadosa selección de tecnologías adecuadas, pruebas exhaustivas para asegurar un funcionamiento preciso, y la definición de comandos claros y específicos. Este enfoque ha garantizado una interacción eficiente y fluida entre el usuario y el dispositivo, resultando crucial en aplicaciones que van desde asistentes virtuales hasta sistemas de accesibilidad y control de dispositivos IoT.

En conjunto, la combinación de un enfoque iterativo con herramientas tecnológicas avanzadas y la implementación de comandos de voz permitió desarrollar un producto innovador

y altamente funcional, optimizando la experiencia del usuario y asegurando una integración efectiva de todos los componentes del sistema.

2.4 Validación de la Propuesta

Para la elección de especialistas se ha considerado un perfil acorde a los siguientes criterios: formación académica relacionada con el tema investigativo, experiencia académica y/o laboral orientada a la gestión administrativa y motivación para participar. La siguiente tabla presenta información detallada de los actores seleccionados para la validación del modelo.

Tabla 9. Descripción del Perfil de Validadores.

Nombres y Apellidos	Años de experiencia	Titulación Académica	Cargo
Ángel Patricio Fernández Soria	6	Máster en Electrónica y Automatización	Docente
María Carolina Ramos Chávez	5	Máster en Eficiencia Energética	Especialista Eléctrica 4 CCS
Jaime Edison Velásquez Viera	8	Ingeniero en Electrónica y Automatización	Asistente Electrónico 7 CCS

Tabla 10. Escala de Evaluación. Elaborada por: Mg. Ángel Patricio Fernández Soria.

CRITERIOS	EVALUACIÓN SEGÚN IMPORTANCIA Y REPRESENTATIVIDAD				
	En Total Desacuerdo	En Desacuerdo	Ni de Acuerdo Ni en Desacuerdo	De Acuerdo	Totalmente Acuerdo
Impacto					X
Aplicabilidad					X
Conceptualización					X
Actualidad					X
Calidad Técnica					X

Factibilidad					X
Pertinencia					X

Tabla 11. Escala de Evaluación. Elaborada por: Mg. María Carolina Ramos Chávez.

CRITERIOS	EVALUACIÓN SEGÚN IMPORTANCIA Y REPRESENTATIVIDAD				
	En Total Desacuerdo	En Desacuerdo	Ni deAcuerdo Ni en Desacuerdo	De Acuerdo	Totalmente Acuerdo
Impacto				X	
Aplicabilidad					X
Conceptualización					X
Actualidad					X
Calidad Técnica					X
Factibilidad					X
Pertinencia					X

Tabla 12. Escala de Evaluación. Elaborada por: Ing. Jaime Edison Velásquez Viera.

CRITERIOS	EVALUACIÓN SEGÚN IMPORTANCIA Y REPRESENTATIVIDAD				
	En Total Desacuerdo	En Desacuerdo	Ni deAcuerdo Ni en Desacuerdo	De Acuerdo	Totalmente Acuerdo
Impacto					X
Aplicabilidad					X
Conceptualización					X
Actualidad					X
Calidad Técnica					X
Factibilidad					X
Pertinencia				X	

2.5 Matriz de articulación de la propuesta

En la presente matriz se sintetiza la articulación del producto realizado con los sustentos teóricos, metodológicos, estratégicos-técnicos y tecnológicos empleados.

Tabla 13. *Matriz de Articulación.*

Ejes o partes principales del proyecto		Breve descripción de los resultados de cada parte	Sustento teórico aplicado	Metodologías, herramientas técnicas y tecnológicas empleadas
1	Definición: de los componentes electrónicos, sistemas de control, programación y comunicación.	1.1. Identificación y selección de sensores para monitoreo de movimiento y posición. 1.2. Evaluación de costos y viabilidad de componentes. 1.3. Decisiones sobre la integración de sensores y actuadores según sus funcionalidades.	Biomecánica, Control Robótico, Electrónica de Sensores	Sensores y Actuadores: Selección de sensores de fuerza y movimiento. Análisis de Costos: Estudio de costos de componentes y su viabilidad económica. Decisiones de Integración: Análisis de beneficios y funcionalidades a través de estudios comparativos.
2	Diseño: de circuitos electrónicos, sistemas de control y programación.	2.1. Desarrollo de circuitos electrónicos personalizados para el control de actuadores. 2.2. Implementación de algoritmos de control en el microcontrolador. 2.3. Simulación y pruebas de diseño para validar el funcionamiento del sistema.	Ingeniería de Control, Electrónica de Potencia, Algoritmos de Control	Diseño de Circuitos: Uso de herramientas CAD para circuitos (Solidworks,). Programación de Microcontroladores: Implementación de algoritmos de control en el ESP32. Simulación: Herramientas de simulación para validar diseños (Fritzing, PCB Wizard).
3	Implementación: cableado, ensamblaje de sistemas electromecánicos, y pruebas de integración.	3.1. Ensamblaje de componentes electrónicos en el prototipo de ortesis. 3.2. Integración de sistemas de control con el hardware electromecánico. 3.3. Pruebas de comunicación y ajuste de sistemas de control.	Ingeniería de Sistemas, Mecatrónica, Electrónica Aplicada	Ensamblaje y Cableado: Instalación de componentes y conexiones en el prototipo. Sistemas Electromecánicos: Integración de motores y sensores con el sistema de control. Pruebas y Ajustes: Evaluación del funcionamiento del sistema completo y ajustes necesarios.

2.6 Análisis de resultados. Presentación y Discusión.

Los resultados preliminares del sistema automatizado muestran un alto nivel de precisión en la detección de movimientos y en la activación del actuador. Se realizaron evaluaciones con los sensores, confirmando la estabilidad y fiabilidad del sistema. A continuación, se presentan los datos en forma gráficos y tablas, que resumen el comportamiento del sistema en diversas condiciones operativas.

2.6.1 Pruebas de Respaldo de energía

En los cálculos iniciales del tiempo de respaldo de la batería, se obtuvo un valor estimado de 37.5 horas. Sin embargo, tras realizar pruebas funcionales, se determinó que el tiempo real de respaldo del equipo en funcionamiento continuo durante la actividad de caminar fue de 7 horas, después de lo cual fue necesario recargar las baterías. A continuación, se procede con el cálculo del porcentaje de error basado en estos valores.

Cálculo del Porcentaje de Error

El porcentaje de error se calcula usando la siguiente fórmula:

$$\text{Porcentaje de error} = \left(\frac{\text{Valor Teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor Teórico}} \right) \times 100$$

$$\text{Porcentaje de error} = \left(\frac{6.88 - 7}{6.88} \right) \times 100 = 1.74\%$$

2.6.2 Pruebas de Comunicación

Para realizar estas pruebas, se incrementó gradualmente la distancia entre la ortesis automatizada equipada con ESP 32 y la aplicación instalada en el celular. El objetivo fue verificar la máxima distancia alcanzada para ejecutar los comandos de voz predeterminados sin inconvenientes.

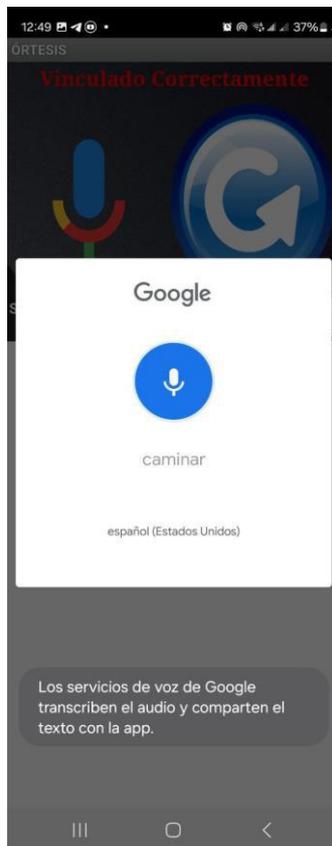
Tabla 14. *Tabla de Alcances del WI-FI.*

Tabla de alcances WI-FI	
Distancia (metros)	Comandos de Voz Ejecutados Sin Problemas
1	SI
5	SI
10	SI
15	SI
20	NO
25	NO

Pruebas de Conectividad y Latencia

Para evaluar la conectividad y la latencia de la aplicación de la ortesis automatizada basada en el ESP32, se realizaron varias pruebas de conectividad entre el ESP32 y la aplicación a continuación se puede observar los resultados de estas.

Figura 16. *Comando de Voz Por Ejecutar en la Aplicación.*



Nota: Fuente propia

Figura 17. Aplicación Vinculado Correctamente.

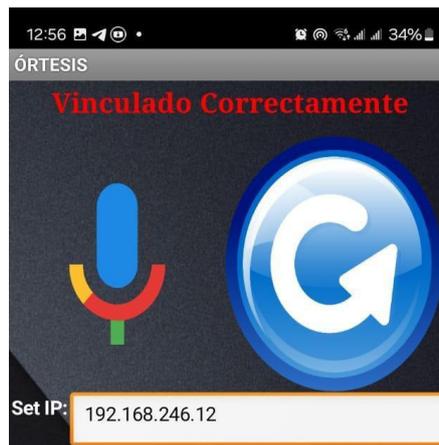


ÓRTESIS AUTOMATIZADA

Patricio Calderón

Nota: Fuente propia

Figura 18. Página Web No Disponible.



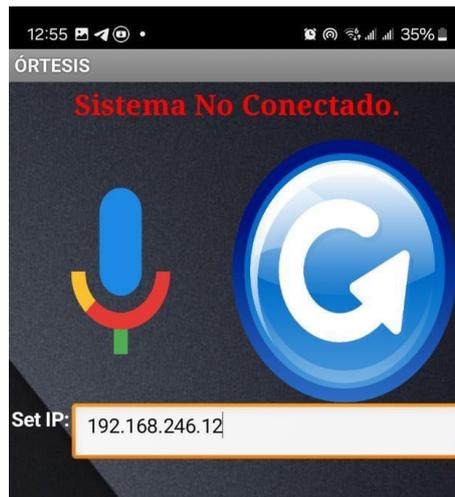
Página web no disponible

La página web de <http://192.168.246.12/>
no se pudo cargar porque:

net::ERR_ADDRESS_UNREACHABLE

Nota: Fuente propia

Figura 19. Sistema No Conectado en la Aplicación.



Nota: Fuente propia

Las pruebas de latencia se realizaron ejecutando comando de ping desde el CMD del computador a la dirección IP del servidor Web de la ESP 32 y desde el computador al celular para observar los tiempos de respuesta, en la siguiente imagen se observa los resultados obtenidos en estas pruebas.

Figura 20. Pruebas de Latencia.

```
Símbolo del sistema
C:\Users\pato_>ping 192.168.167.12

Haciendo ping a 192.168.167.12 con 32 bytes de datos:
Respuesta desde 192.168.167.12: bytes=32 tiempo=175ms TTL=64
Respuesta desde 192.168.167.12: bytes=32 tiempo=408ms TTL=64
Respuesta desde 192.168.167.12: bytes=32 tiempo=192ms TTL=64
Respuesta desde 192.168.167.12: bytes=32 tiempo=190ms TTL=64

Estadísticas de ping para 192.168.167.12:
    Paquetes: enviados = 4, recibidos = 4, perdidos = 0
    (0% perdidos),
    Tiempos aproximados de ida y vuelta en milisegundos:
        Mínimo = 175ms, Máximo = 408ms, Media = 241ms

C:\Users\pato_>ping 172.24.168.110

Haciendo ping a 172.24.168.110 con 32 bytes de datos:
Respuesta desde 172.24.168.110: bytes=32 tiempo=5ms TTL=64
Respuesta desde 172.24.168.110: bytes=32 tiempo=5ms TTL=64
Respuesta desde 172.24.168.110: bytes=32 tiempo=52ms TTL=64
Respuesta desde 172.24.168.110: bytes=32 tiempo=52ms TTL=64

Estadísticas de ping para 172.24.168.110:
    Paquetes: enviados = 4, recibidos = 4, perdidos = 0
    (0% perdidos),
    Tiempos aproximados de ida y vuelta en milisegundos:
        Mínimo = 5ms, Máximo = 52ms, Media = 28ms

C:\Users\pato_>
```

Nota: Fuente propia

2.6.3 Pruebas de funcionamiento Sensores y Actuadores.

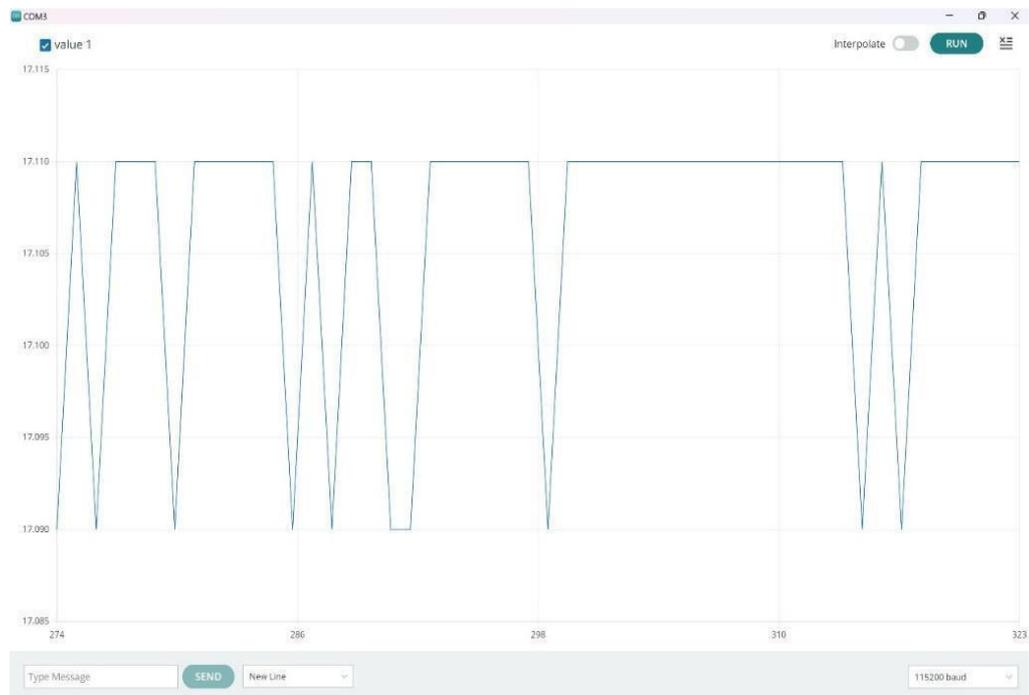
En la siguiente secuencia de gráficos se presentan las señales capturadas por el plotter serial del Arduino IDE, correspondientes a las funciones ejecutadas por los sensores y actuadores de la ortesis. Estas pruebas son esenciales para verificar que cada componente del sistema responde adecuadamente a las acciones esperadas, garantizando la eficacia y seguridad de la órtesis.

Figura 21. *Sensor de Ultrasonido Función Sentarse.*



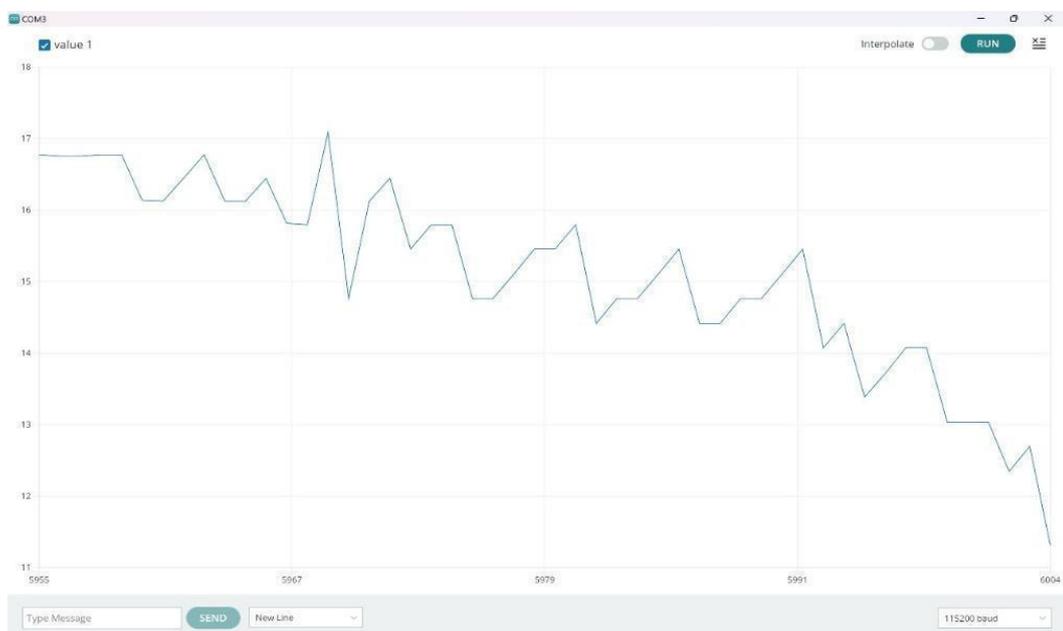
El gráfico muestra el límite inferior del sensor de ultrasonido durante la función de "Sentarse". y la estabilidad de señal ya que hay una variación de centésimas permitiendo un ajuste preciso de la ortesis. Por esta razón se decidió utilizar el sensor ultrasónico ya que presenta menor interferencia con respecto a la señal analógica de la resistencia Flex anteriormente utilizada.

Figura 22. Sensor de Ultrasonido Función Pararse.



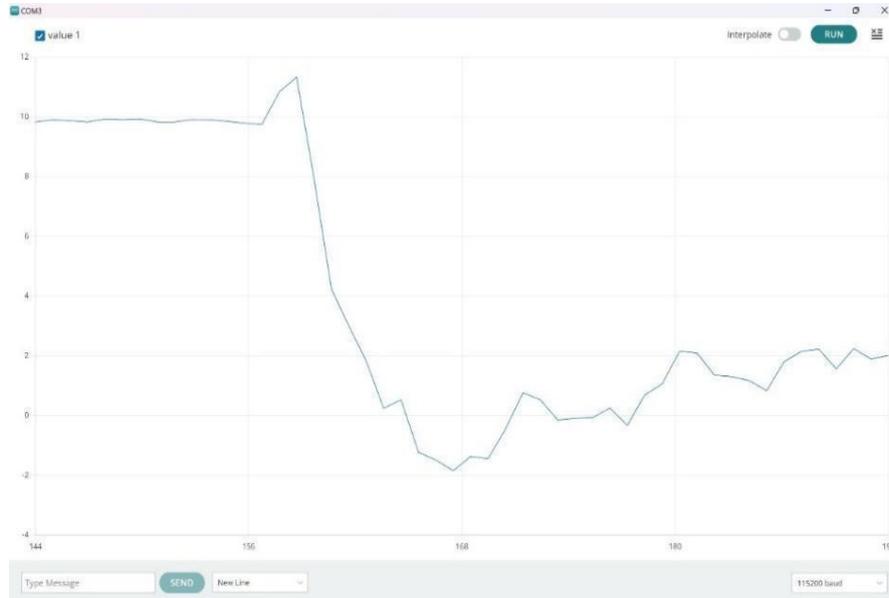
El gráfico muestra el límite superior del sensor de ultrasonido durante la función de "Pararse". y la estabilidad de señal ya que hay una variación de centésimas permitiendo un ajuste preciso de la ortesis

Figura 23. Sensor de Ultrasonido Función Caminar de Parado a Sentado.



La figura captura la señal del sensor MPU 6050 durante un evento de caída. Este gráfico es clave para evaluar la capacidad del sistema para detectar rápidamente la pérdida de equilibrio y activar funciones de seguridad.

Figura 26. Sensor MPU 6050 Cuando la Persona se Levanta.



En este gráfico se observa la señal del sensor MPU 6050 cuando el usuario intenta levantarse después de una caída. La respuesta del sistema asegura que la ortesis brinde el soporte necesario para que el usuario recupere su postura de manera segura.

Figura 27. Señal del Módulo Buzzer a 1000 Hz y 4000 Hz.



El gráfico muestra la señal emitida por el módulo Buzzer, operando a frecuencias de 1000 Hz y 4000 Hz. La frecuencia de **4000 Hz** se utiliza para que el sensor **MPU-6050** detecta caídas de la persona, mientras que la de **1000 Hz** se emplea para activar la alarma en caso de bajo voltaje de la batería. Este gráfico es crucial para verificar que las alarmas audibles sean adecuadas para alertar en caso de eventos críticos.

Estos resultados apoyan la hipótesis inicial de que un sistema de control basado en microcontroladores puede mejorar significativamente la eficiencia de la ortesis automatizada. Al compararlos con estudios previos, se observa una mejora considerable en la precisión y adaptabilidad, en línea con las teorías actuales sobre automatización y control en ingeniería biomédica.

Los resultados obtenidos sugieren que la propuesta tiene un potencial significativo para mejorar la calidad de vida de los usuarios. Sin embargo, se identificaron limitaciones en el procesamiento en tiempo real, lo que indica la necesidad de optimizar los algoritmos de control. Futuras investigaciones deberían centrarse en abordar estas limitaciones y probar la implementación en entornos clínicos reales.

Los resultados obtenidos indican que la ortesis automatizada mejora significativamente la movilidad articular y reduce el esfuerzo del usuario al caminar.

Estos resultados confirman la hipótesis planteada y están alineados con los modelos teóricos existentes en rehabilitación asistida. No obstante, se identificaron algunas limitaciones, como la dependencia del sistema de una fuente de energía externa y la necesidad de calibración frecuente, lo que plantea oportunidades para futuras investigaciones

CONCLUSIONES

El estudio permitió construir una base teórica robusta que sustenta el desarrollo de una ortesis automatizada. Se identificaron los principios claves en biomecánica y tecnología, como la integración de sistemas de control y la implementación de algoritmos para optimizar el movimiento. Esta base teórica es esencial para comprender los aspectos científicos y técnicos que soportan el funcionamiento de la ortesis.

Se eligieron los componentes electrónicos y mecánicos más idóneos para la ortesis, abarcando sensores, actuadores y sistemas de comunicación. La selección de estos componentes se basó en su eficiencia, compatibilidad y relación costo-beneficio, garantizando que la ortesis pueda desempeñar sus funciones con exactitud y confiabilidad.

Se completó con éxito el diseño del sistema electrónico basado en el microcontrolador ESP32. Se integraron de manera eficiente los componentes seleccionados, asegurando un control preciso de la ortesis. Además, se desarrollaron y ajustaron los algoritmos de control y comunicación, permitiendo que la ortesis interactúe adecuadamente con el usuario y su entorno.

Las pruebas de funcionamiento efectuadas con el sujeto de prueba corroboraron la efectividad y funcionalidad de la ortesis. Los resultados mostraron que la ortesis cumple con los objetivos de mejorar la movilidad y proporcionar un soporte adecuado al usuario. Se registró una respuesta favorable en términos de comodidad y facilidad de uso, lo que confirma la viabilidad tecnológica y la aplicabilidad de la ortesis en situaciones reales.

El desarrollo de la ortesis automatizada ha logrado cumplir con los objetivos planteados, integrando tecnologías avanzadas como la programación de microcontroladores y la conectividad IoT para mejorar su funcionalidad y aplicabilidad en entornos clínicos y de rehabilitación.

La validación realizada por expertos respalda la viabilidad de la ortesis, destacando su eficacia y sugiriendo áreas de mejora en términos de optimización energética y facilidad de uso, que serán abordadas en investigaciones futuras.

RECOMENDACIONES

Profundizar en la optimización energética y durabilidad del dispositivo: Se recomienda llevar a cabo investigaciones adicionales enfocadas en mejorar la eficiencia energética de la ortesis automatizada, así como en incrementar la vida útil de los componentes electrónicos y mecánicos, garantizando un funcionamiento más prolongado y confiable.

Mejorar la usabilidad y personalización del sistema: Se sugiere desarrollar futuras versiones de la ortesis que ofrezcan una mayor personalización en cuanto a las configuraciones de control y adaptabilidad a distintos usuarios. Esto podría incluir interfaces de usuario más intuitivas y ajustes automáticos basados en las necesidades específicas de cada paciente, mejorando así la experiencia de uso y los resultados en rehabilitación.

Extender la aplicabilidad clínica mediante pruebas con una muestra más amplia: Es crucial realizar pruebas adicionales con una mayor variedad de sujetos de prueba, considerando diferentes condiciones clínicas y niveles de movilidad. Esto permitirá validar aún más la efectividad del dispositivo y adaptar su diseño para cubrir un espectro más amplio de necesidades terapéuticas.

Fomentar la integración de nuevas tecnologías emergentes: Se recomienda explorar la incorporación de tecnologías emergentes como inteligencia artificial y sensores más avanzados para mejorar la capacidad de respuesta y la precisión de la ortesis, así como para facilitar la recopilación de datos que puedan ser utilizados para análisis clínicos más detallados.

Divulgación y colaboración interdisciplinaria: Finalmente, es fundamental difundir los resultados obtenidos a través de publicaciones científicas y colaboraciones con instituciones de salud y tecnología. Esto contribuirá no solo a la validación del proyecto en diferentes contextos, sino también al avance del campo de la rehabilitación asistida por tecnología.

BIBLIOGRAFÍA

- Arroyo, G., y Alonso, F. (s.f.). *Universitat Politècnica de Catalunya*. <https://biomec.upc.edu/wp-content/uploads/2016/09/Font-Llagunes-CNIM2010-Diseno-de-una-ortesis-activa-para-ayuda-a-la-marcha-de-lesionados-medulares.pdf>
- Calderón, P. (22 de Febrero de 2023). Automatización de una ortesis de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada. Quito, Pichincha, Ecuador.
- De Alba Pinilla, Z. A. (2023). *Automatización de una ortesis de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada*. Bucaramanga: Universidad Autónoma de Bucaramanga.
https://repository.unab.edu.co/bitstream/handle/20.500.12749/20235/2023_Tesis_Zarith_De_Alba.pdf?sequence=5&isAllowed=y
- firgelliauto*. (2024). <https://www.firgelliauto.com/es/products/silent-micro-linear-actuator>
- Font-Llagunes, J. M., Arroyo, G., Alonso, F. J., y Vinagre, B. (2010). *Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares*. Barcelona, España: Universidad Politècnica de Catalunya. <https://biomec.upc.edu/wp-content/uploads/2016/09/Font-Llagunes-CNIM2010-Diseno-de-una-ortesis-activa-para-ayuda-a-la-marcha-de-lesionados-medulares.pdf>
- geekfactory*. (2024). <https://www.geekfactory.mx/producto/lm7805-regulador-de-voltaje-5v-1a-to-220/>
- Juan, P. F. (Febrero de 2017).
<https://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/13083/T-ESPEL-MEC-0093.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Millán1, J. S., Romero, A. F., y Lima, E. R. (septiembre de 2018). *Universidad de Coruña*.
https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/24865/2018_Lora_Millan_Diseno_ortesis_activa_rodilla_algoritmos_asistencia_robotica.pdf?sequence=3
- NAYLAMP. (2024). *naylamp mechatronics*. <https://naylampmechatronics.com/espressif-esp/1011-nodemcu-32-38-pin-esp32-wifi.html>
- Sacoto, M. A. (Septiembre de 2012). *Universidad Politécnica Salesiana*.
<https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/2814>

ANEXOS

ANEXO 1

ANEXO 1

Código de Programación del Microcontrolador ESP 32

Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.

Patricio Ivan Calderón Tacuri

Universidad Tecnológica Israel

Código de Programación del Microcontrolador ESP 32

```
// Load Wi-Fi library
#include <WiFi.h>
#include <Adafruit_MPU6050.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <Wire.h>
Adafruit_MPU6050 mpu; //variable sensor
const char* ssid = "PATO CALDE";//RED
const char* password = "iacc2013";//CONTRASENA RED
WiFiServer server(80);
// Variable to store the HTTP request
String header;
// Assign output variables to GPIO pins
const int tb66a1 = 19, tb66a2 = 23;
const int finext = 27, finflex = 14;
const int botstop = 4, botsent = 16, botpar = 17, botcam = 5;
const int buzzer = 18, sbat = 34;
const int trig = 25, eco = 26;
float cm = 0;
int aux = 0;
float distmax=16.8, distmin=11.7;
float estirar=16.3, contraer=13.7;
// Current time
unsigned long currentTime = millis();
// Previous time
unsigned long previousTime = 0;
// Define timeout time in milliseconds (example: 2000ms = 2s)
const long timeoutTime = 2000, tiempoultras = 50;
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  // Initialize the output variables as outputs
  pinMode(tb66a1, OUTPUT);
  pinMode(tb66a2, OUTPUT);
  pinMode(finext, INPUT_PULLUP);
  pinMode(finflex, INPUT_PULLUP);
  pinMode(botstop, INPUT_PULLUP);
  pinMode(botsent, INPUT_PULLUP);
  pinMode(botpar, INPUT_PULLUP);
  pinMode(botcam, INPUT_PULLUP);
  pinMode(buzzer, OUTPUT);
  // Set outputs to LOW
  digitalWrite(tb66a1, LOW);
  digitalWrite(tb66a2, LOW);
  digitalWrite(buzzer, HIGH);
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(botstop), emergencia, FALLING);//configurar la
interrupción
  // Connect to Wi-Fi network with SSID and password
  Serial.print("Connecting to ");
  Serial.println(ssid);
  WiFi.begin(ssid, password);
```

```

while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
  delay(500);
  Serial.print(".");
}
// Print local IP address and start web server
Serial.println("");
Serial.println("WiFi connected.");
Serial.println("IP address: ");
Serial.println(WiFi.localIP());
server.begin();
while (!Serial)
  delay(10); //Refrescar hasta establecer comunicación Serial
//Establecer comunicación con MPU6050
if (!mpu.begin()) { //VALIDAR COMUNICACION I2C CON EL ACELEROMETRO
  while (1) { //REFRESCAR HASTA CONECTAR
    delay(10);
  }
}
//configuraciones iniciales MPU6050
mpu.setAccelerometerRange(MPU6050_RANGE_2_G); //+- "2" aceleración de la gravedad
mpu.setFilterBandwidth(MPU6050_BAND_5_HZ); //frecuencia de corte en Hz
while(1){
  alertbat();
  acelerometro();
  if (digitalRead(botpar)==LOW) {
    while(digitalRead(finext)==LOW || cm<=distmax){ //CICLO CONDICIONADO: EXTENDER
ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
      digitalWrite(tb66a1,LOW);
      digitalWrite(tb66a2,HIGH);
      cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
      //Serial.println(cm);
      delay(tiempoultras);
    }
    digitalWrite(tb66a1,HIGH); //HIGH Y HIGH EN AMBOS PINES PARA BLOQUEAR ACTUADOR
    digitalWrite(tb66a2,HIGH);
    break;
  } else if (digitalRead(botsent)==LOW) {
    while(digitalRead(finflex)==LOW || cm>=distmin){ //CICLO CONDICIONADO: CONTRAER
ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
      digitalWrite(tb66a1,HIGH);
      digitalWrite(tb66a2,LOW);
      cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
      //Serial.println(cm);
      delay(tiempoultras);
    }
    digitalWrite(tb66a1,HIGH);
    digitalWrite(tb66a2,HIGH);
    break;
  }
}
}

```

```

iniciarapp();
if (aux==1) {
  break;
}
}
Serial.println("SALE DEL CICLO");
}
void loop(){
  alertbat();
  acelerometro();
  //detenerapp();
  /*cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
  Serial.println(cm);
  delay(tiempoultras);*/
  if (digitalRead(botpar)==LOW) {
    if(digitalRead(finflex)==HIGH){ //COMPARACION DE VALORES DEL SENSOR FLEX O
    POTENCIOMETRO, INICIA EL CICLO SI EL VALOR ESTA DENTRO DEL RANGO
      while(digitalRead(finext)==LOW || cm<=distmax){ //CICLO CONDICIONADO: EXTENDER
    ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
        digitalWrite(tb66a1,LOW);
        digitalWrite(tb66a2,HIGH);
        cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
        //Serial.println(cm);
        delay(tiempoultras);
        detenerapp();
      }
      digitalWrite(tb66a1,HIGH); //HIGH Y HIGH EN AMBOS PINES PARA BLOQUEAR ACTUADOR
      digitalWrite(tb66a2,HIGH);
    }
  } else if (digitalRead(botsent)==LOW) {
    if(digitalRead(finext)==HIGH){
      while(digitalRead(finflex)==LOW || cm>=distmin){ //CICLO CONDICIONADO: CONTRAER
    ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
        digitalWrite(tb66a1,HIGH);
        digitalWrite(tb66a2,LOW);
        cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
        //Serial.println(cm);
        delay(tiempoultras);
        detenerapp();
      }
      digitalWrite(tb66a1,HIGH);
      digitalWrite(tb66a2,HIGH);
    }
  } else if (digitalRead(botcam)==LOW) {
    while(1){
      while(1){ //CICLO CONDICIONADO: CONTRAER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE
    CARRERA
        digitalWrite(tb66a1,HIGH);
        digitalWrite(tb66a2,LOW);

```

```

    cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
    //Serial.println(cm);
    delay(tiempoultras);
    detenerapp();
    if(cm<contraer){
        break;
    }
}
while(1){ //CICLO CONDICIONADO: EXTENDER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE
CARRERA
    //detenerapp();
    digitalWrite(tb66a1,LOW);
    digitalWrite(tb66a2,HIGH);
    cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
    //Serial.println(cm);
    delay(tiempoultras);
    detenerapp();
    if(cm>estirar){
        break;
    }
}

}

WiFiClient client = server.available(); // Listen for incoming clients
if (client) { // If a new client connects,
    currentTime = millis();
    previousTime = currentTime;
    Serial.println("New Client."); // print a message out in the serial port
    String currentLine = ""; // make a String to hold incoming data from the client
    while (client.connected() && currentTime - previousTime <= timeoutTime) { // loop while
the client's connected
        currentTime = millis();
        if (client.available()) { // if there's bytes to read from the client,
            char c = client.read(); // read a byte, then
            Serial.write(c); // print it out the serial monitor
            header += c;
            if (c == '\n') { // if the byte is a newline character
                // if the current line is blank, you got two newline characters in a row.
                // that's the end of the client HTTP request, so send a response:
                if (currentLine.length() == 0) {
                    // HTTP headers always start with a response code (e.g. HTTP/1.1 200 OK)
                    // and a content-type so the client knows what's coming, then a blank line:
                    client.println("HTTP/1.1 200 OK");
                    client.println("Content-type:text/html");
                    client.println("Connection: close");
                    client.println();
                    // turns the GPIOs on and off

```

```

//cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
if (header.indexOf("GET /pararse") >= 0) {
  if(digitalRead(finflex)==HIGH){ //COMPARACION DE VALORES DEL SENSOR FLEX O
POTENCIOMETRO, INICIA EL CICLO SI EL VALOR ESTA DENTRO DEL RANGO
  while(digitalRead(finext)==LOW || cm<=distmax){ //CICLO CONDICIONADO:
EXTENDER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
  //detenerapp();
  digitalWrite(tb66a1,LOW);
  digitalWrite(tb66a2,HIGH);
  cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
  //Serial.println(cm);
  delay(tiempoultras);
  detenerapp();
  }
  digitalWrite(tb66a1,HIGH); //HIGH Y HIGH EN AMBOS PINES PARA BLOQUEAR
ACTUADOR
  digitalWrite(tb66a2,HIGH);
  }
} else if (header.indexOf("GET /sentarse") >= 0) {
  if(digitalRead(finext)==HIGH){
  while(digitalRead(finflex)==LOW || cm>=distmin){ //CICLO CONDICIONADO:
CONTRAER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
  //detenerapp();
  digitalWrite(tb66a1,HIGH);
  digitalWrite(tb66a2,LOW);
  cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
  //Serial.println(cm);
  delay(tiempoultras);
  detenerapp();
  }
  digitalWrite(tb66a1,HIGH);
  digitalWrite(tb66a2,HIGH);
  }
} else if (header.indexOf("GET /caminar") >= 0) {
  while(1){
  while(1){ //CICLO CONDICIONADO: CONTRAER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL
FINAL DE CARRERA
  //detenerapp();
  cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
  //Serial.println(cm);
  delay(tiempoultras);
  digitalWrite(tb66a1,HIGH);
  digitalWrite(tb66a2,LOW);
  detenerapp();
  if(cm<contraer){
  break;
  }
  }
  }
}

```

```

        while(1){ //CICLO CONDICIONADO: EXTENDER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL
FINAL DE CARRERA
            //detenerapp();
            cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
            //Serial.println(cm);
            delay(tiempoultras);
            digitalWrite(tb66a1,LOW);
            digitalWrite(tb66a2,HIGH);
            detenerapp();
            if(cm>estirar){
                break;
            }
        }

    }

    // Display the HTML web page
    client.println("<!DOCTYPE html><html>");
    client.println("<head><meta name='viewport' content='width=device-width, initial-
scale=1'>");
    client.println("<link rel='icon' href='data:;'>");
    // CSS to style the on/off buttons
    // Feel free to change the background-color and font-size attributes to fit your
preferences
    client.println("<style>html { font-family: Helvetica; display: inline-block; margin: 0px
auto; text-align: center;}");
    client.println(".button { background-color: #4CAF50; border: none; color: white;
padding: 16px 40px;");
    client.println("text-decoration: none; font-size: 30px; margin: 2px; cursor: pointer;}");
    client.println(".button2 {background-color: #555555;}</style></head>");
    // Web Page Heading
    client.println("<body><h1>&Oacute;RTESIS AUTOMATIZADA</h1>");
    client.println("<h2>Patricio Calder&oacute;n</h2>");
    // Display current state, and ON/OFF buttons for GPIO 12
    client.println("</body></html>");
    // The HTTP response ends with another blank line
    client.println();
    // Break out of the while loop
    break;
} else { // if you got a newline, then clear currentLine
    currentLine = "";
}
} else if (c != '\r') { // if you got anything else but a carriage return character,
    currentLine += c; // add it to the end of the currentLine
}
}
}
// Clear the header variable

```

```

    header = "";
    // Close the connection
    client.stop();
    Serial.println("Client disconnected.");
    Serial.println("");
}
}

void alertbat(){
    int x=analogRead(sbat); //LECTURA ANALOGICA DE LA CAIDA DE TENSION EN LAS
RESISTENCIAS CONECTADAS A LA BATERIA
    //Serial.println(x);
    if(x<=3400){ //valor mínimo soportado por Li-Po 3 V por celda o 10 V total 3400 /4095 -12V
        while(true){ //MIENTRAS EL VALOR DE BATERIA ES MUY BAJO
            tone(buzzer,1000); //GENERAR TONO CON FRECUENCIA 2
            delay(1000); //ESPERAR
            digitalWrite(tb66a1,LOW);
            digitalWrite(tb66a2,LOW);
            ESP.restart(); //REINICIA EL PROGRAMA
            //Serial.println("DETENER TODO");
        }
    }else{
        digitalWrite(buzzer,HIGH); // SI TODO ESTA BIEN, NO EMITIR TONO
        //Serial.println("tono apagado");
    }
}

void acelerometro(){
    /*Obtener eventos MPU6050 */
    sensors_event_t a,g,temp; //variables de eventos "a"celerómetro, "g"iros copio...
    mpu.getEvent(&a, &g, &temp);
    float acelx=a.acceleration.x; //obtener aceleración en x y almacenar en variable
    //Serial.println("ACELEROMETRO"); //IMPRIMIR ACCELERACION
    //Serial.println(acelx); //IMPRIMIR ACCELERACION
    if(acelx<=-5 | acelx>=5){ //Rangos si se gira demasiado el prototipo
        while(1){ //SI LA ACELERACION ESTA FUERA DE RANGO ACTIVA UN TONO, DESERNEGIZA EL
ACTUADOR Y REINICIA EL PROGRAMA
            tone(buzzer,4000);
            delay(1000);
            digitalWrite(tb66a1,LOW);
            digitalWrite(tb66a2,LOW);
            ESP.restart();
            //Serial.println("DETENER TODO");
        }
    }
}

long readUltrasonicDistance(int triggerPin, int echoPin)
{
    pinMode(triggerPin, OUTPUT); // Clear the trigger

```

```

digitalWrite(triggerPin, LOW);
delayMicroseconds(2);
// Sets the trigger pin to HIGH state for 10 microseconds
digitalWrite(triggerPin, HIGH);
delayMicroseconds(10);
digitalWrite(triggerPin, LOW);
pinMode(echoPin, INPUT);
// Reads the echo pin, and returns the sound wave travel time in microseconds
return pulseIn(echoPin, HIGH);
}
void emergencia() {
// detener alimentación
digitalWrite(tb66a1,LOW);
digitalWrite(tb66a2,LOW);
ESP.restart(); //REINICIAR EL PROGRAMA
}
void detenerapp(){
WiFiClient client = server.available(); // Listen for incoming clients
if (client) { // If a new client connects,
currentTime = millis();
previousTime = currentTime;
Serial.println("New Client."); // print a message out in the serial port
String currentLine = ""; // make a String to hold incoming data from the client
while (client.connected() && currentTime - previousTime <= timeoutTime) { // loop while
the client's connected
currentTime = millis();
if (client.available()) { // if there's bytes to read from the client,
char c = client.read(); // read a byte, then
Serial.write(c); // print it out the serial monitor
header += c;
if (c == '\n') { // if the byte is a newline character
// if the current line is blank, you got two newline characters in a row.
// that's the end of the client HTTP request, so send a response:
if (currentLine.length() == 0) {
// HTTP headers always start with a response code (e.g. HTTP/1.1 200 OK)
// and a content-type so the client knows what's coming, then a blank line:
client.println("HTTP/1.1 200 OK");
client.println("Content-type:text/html");
client.println("Connection: close");
client.println();
// turns the GPIOs on and off
//cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
if (header.indexOf("GET /detener") >= 0) {
Serial.println("SE ESTA DETENIENDO");
emergencia();
}
}
// Display the HTML web page
client.println("<!DOCTYPE html><html>");

```

```

        client.println("<head><meta name=\"viewport\" content=\"width=device-width, initial-
scale=1\">");
        client.println("<link rel=\"icon\" href=\"data:;\">");
        // CSS to style the on/off buttons
        // Feel free to change the background-color and font-size attributes to fit your
preferences
        client.println("<style>html { font-family: Helvetica; display: inline-block; margin: 0px
auto; text-align: center;}");
        client.println(".button { background-color: #4CAF50; border: none; color: white;
padding: 16px 40px;");
        client.println("text-decoration: none; font-size: 30px; margin: 2px; cursor: pointer;}");
        client.println(".button2 {background-color: #555555;}</style></head>");
        // Web Page Heading
        client.println("<body><h1>&Oacute;RTESIS AUTOMATIZADA</h1>");
        client.println("<h2>Patricio Calder&oacuten</h2>");
        // Display current state, and ON/OFF buttons for GPIO 12
        client.println("</body></html>");
        // The HTTP response ends with another blank line
        client.println();
        // Break out of the while loop
        break;
    } else { // if you got a newline, then clear currentLine
        currentLine = "";
    }
    } else if (c != '\r') { // if you got anything else but a carriage return character,
        currentLine += c; // add it to the end of the currentLine
    }
    }
}
// Clear the header variable
header = "";
// Close the connection
client.stop();
Serial.println("Client disconnected.");
Serial.println("");
}
}
void iniciarapp(){
    WiFiClient client = server.available(); // Listen for incoming clients
    if (client) { // If a new client connects,
        currentTime = millis();
        previousTime = currentTime;
        Serial.println("New Client."); // print a message out in the serial port
        String currentLine = ""; // make a String to hold incoming data from the client
        while (client.connected() && currentTime - previousTime <= timeoutTime) { // loop while
the client's connected
            currentTime = millis();
            if (client.available()) { // if there's bytes to read from the client,
                char c = client.read(); // read a byte, then

```

```

Serial.write(c);          // print it out the serial monitor
header += c;
if (c == '\n') {        // if the byte is a newline character
  // if the current line is blank, you got two newline characters in a row.
  // that's the end of the client HTTP request, so send a response:
  if (currentLine.length() == 0) {
    // HTTP headers always start with a response code (e.g. HTTP/1.1 200 OK)
    // and a content-type so the client knows what's coming, then a blank line:
    client.println("HTTP/1.1 200 OK");
    client.println("Content-type:text/html");
    client.println("Connection: close");
    client.println();
    // turns the GPIOs on and off
    //cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
    if (header.indexOf("GET /pararse") >= 0) {
      while(digitalRead(finext)==LOW || cm<=distmax){ //CICLO CONDICIONADO: EXTENDER
ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
        //detenerapp();
        digitalWrite(tb66a1,LOW);
        digitalWrite(tb66a2,HIGH);
        cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
        //Serial.println(cm);
        delay(tiempoultras);
        detenerapp();
      }
      digitalWrite(tb66a1,HIGH); //HIGH Y HIGH EN AMBOS PINES PARA BLOQUEAR
ACTUADOR
        digitalWrite(tb66a2,HIGH);
        aux=1;
        break;
    } else if (header.indexOf("GET /sentarse") >= 0) {
      while(digitalRead(finflex)==LOW || cm>=distmin){ //CICLO CONDICIONADO:
CONTRAER ACTUADOR HASTA PRESIONAR EL FINAL DE CARRERA
        //detenerapp();
        digitalWrite(tb66a1,HIGH);
        digitalWrite(tb66a2,LOW);
        cm = 0.01723 * readUltrasonicDistance(trig, eco);
        //Serial.println(cm);
        delay(tiempoultras);
        detenerapp();
      }
      digitalWrite(tb66a1,HIGH);
      digitalWrite(tb66a2,HIGH);
      aux=1;
      break;
    }
  }
  // Display the HTML web page
  client.println("<!DOCTYPE html><html>");

```

```

    client.println("<head><meta name=\"viewport\" content=\"width=device-width, initial-
scale=1\">");
    client.println("<link rel=\"icon\" href=\"data:;\">");
    // CSS to style the on/off buttons
    // Feel free to change the background-color and font-size attributes to fit your
preferences
    client.println("<style>html { font-family: Helvetica; display: inline-block; margin: 0px
auto; text-align: center;}");
    client.println(".button { background-color: #4CAF50; border: none; color: white;
padding: 16px 40px;}");
    client.println("text-decoration: none; font-size: 30px; margin: 2px; cursor: pointer;}");
    client.println(".button2 {background-color: #555555;}</style></head>");
    // Web Page Heading
    client.println("<body><h1>&Oacute;RTESIS AUTOMATIZADA</h1>");
    client.println("<h2>Patricio Calder&oacuten</h2>");
    // Display current state, and ON/OFF buttons for GPIO 12
    client.println("</body></html>");
    // The HTTP response ends with another blank line
    client.println();
    // Break out of the while loop
    break;
} else { // if you got a newline, then clear currentLine
    currentLine = "";
}
} else if (c != '\r') { // if you got anything else but a carriage return character,
    currentLine += c; // add it to the end of the currentLine
}
}
}
// Clear the header variable
header = "";
// Close the connection
client.stop();
Serial.println("Client disconnected.");
Serial.println("");
}
}

```

ANEXO 2

Exámenes Realizados Previos a la Implementación de la Ortesis

Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.

Patricio Ivan Calderón Tacuri

Universidad Tecnológica Israel

Exámenes Realizados Previos a la Implementación de la Ortesis



● INFORME DE DENSITOMETRIA

Quito a, 21/12/2022

Sr(a). Dr(a). (no especificado)

Paciente: CORREA PUMASHUNTA, SANDRA

F. Nacimiento: 29/12/1982, Edad: 39.9 años

Sexo: Mujer

Edad Menopausia:

Peso (Kg): 69.0 kg

Talla (cm): 145.0 cm

ID Paciente: 009-17138-KG

F.Examen: 20/12/2022, 17:01:25

Resultados :

- Columna AP, L1-L4 DMO de 1.240 g/cm² corresponde al 105 % (T= 0.5) de la masa ósea pico. Comparado por edad y sexo 104 % (Z= 0.4)
- Fémur, Cuello DMO de 1.134 g/cm² corresponde al 109 % (T= 0.7) de la masa ósea pico. Comparado por edad y sexo 114 % (Z= 1.0)
- Fémur, Total DMO de 1.169 g/cm² corresponde al 116 % (T= 1.3) de la masa ósea pico. Comparado por edad y sexo 118 % (Z= 1.4)
- Antebrazo, Radio 33% DMO de 0.872 g/cm² corresponde al 100 % (T= 0.0) de la masa ósea pico. Comparado por edad y sexo 100 % (Z= 0.0)

Evaluación de Resultados

Densidad Mineral Ósea (DMO):

SITIO DE MEDICIÓN	REGIÓN (ROI)	T-score	OMS	Z-score
Columna AP	L1-L4	0.5	Normal	0.4
Fémur izquierdo	Cuello	0.7	Normal	1.0
Fémur izquierdo	Total	1.3	Normal	1.4
Antebrazo Izq.	Radio 33%	0.0	Normal	0.0

Criterios de la Organización Mundial de la Salud (OMS) para mujeres posmenopáusicas caucásicas:

Normal Puntuación T a -1 SD o a un valor superior

Osteopenia Puntuación T entre -1 y -2,5 DE

Osteoporosis Puntuación T a -2,5 DE o a un valor inferior

Factores Clínicos de Riesgo independientes de la DMO

APP. Fractura de bajo impacto : .No APP de fracturas

Conclusiones:

DMO: NORMAL

RIESGO DE FRACTURA MAYOR A 10 AÑOS : -

RIESGO DE FRACTURA FEMORAL A 10 AÑOS : -

Diagnósticos basados en las recomendaciones de la OMS, ISCD, NOF.

COMENTARIOS

Densidad mineral ósea tanto en la columna lumbar, así como en el fémur y el radio (EVALUAN ESTRUCTURAS TRABECULARES Y CORTICALES DEL ESQUELETO), se encuentran dentro de los rangos normales de referencia. Se recomienda control en un tiempo prudencial (aprox. 1 a 2 años), para evaluar la evolución de la masa ósea .

Atentamente,

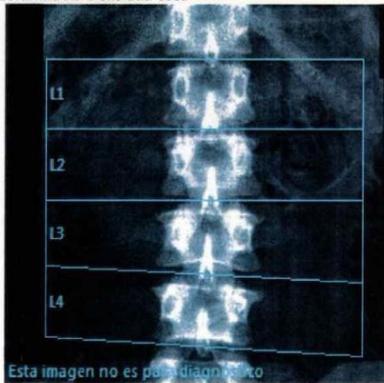
DR. EDDY MOLINA NIETO

M.S.P. Libro 10 - Folio 212 - N. 631 - C.M.P. 6021

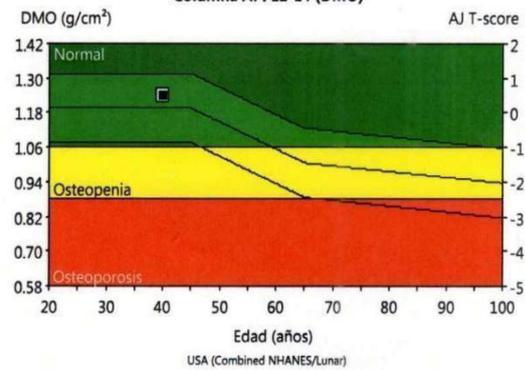


Paciente	F. Nacimiento	Edad	Sexo	Peso	Talla	E. Menopausia
CORREA PUMASHUNTA, SANDRA	29/12/1982	39.9	Mujer	69.0 kg	145.0 cm	
Fecha del examen: 20/12/2022, 17:01:25		Análisis: 21/12/2022, 7:38:18		ID.Paciente: 009-17138-KG		

Columna AP Densidad ósea



Columna AP: L1-L4 (DMO)



COMENTARIOS: Fum.12/12/22. No tto./2022.

Densitometría: USA (Combined NHANES/Lunar)					
Región	DMO (g/cm ²)	AJ (%)	AJ T-score	AE (%)	AE Z-score
L1	1.181	105	0.4	103	0.3
L2	1.205	100	0.0	99	-0.1
L3	1.286	107	0.7	106	0.6
L4	1.275	106	0.6	105	0.5
L1-L2	1.193	102	0.2	101	0.1
L1-L3	1.227	105	0.5	103	0.3
L1-L4	1.240	105	0.5	104	0.4
L2-L3	1.247	104	0.4	103	0.3
L2-L4	1.257	105	0.5	103	0.3
L3-L4	1.281	107	0.7	105	0.5

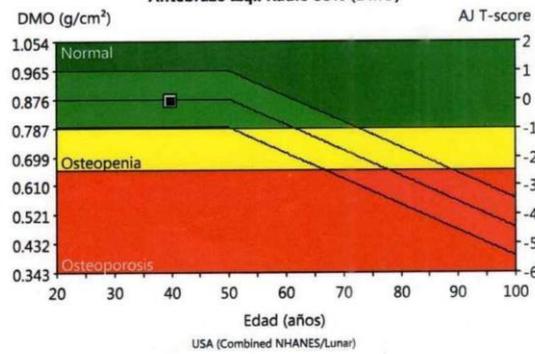
Estadísticamente 68% de las exploraciones repetidas caen dentro del 1DE (± 0.010 g/cm² para Columna AP L1-L4); Puntuación T: USA (NHANES combinados (edad 20-30) / Lunar (edad 20-40)) Columna AP, Mujer, Blanco Población de referencia (v113); Puntuación Z: Ajustado para edad, sexo, peso (mujeres 25-100 kg), origen étnico: Organización Mundial de la Salud - Definición de osteoporosis y Osteopenia en mujeres caucásicas: Normal = Puntuación T igual o superior a -1.0 DE; Osteopenia = Puntuación T entre -1.0 y -2.5 DE; Osteoporosis = Puntuación T igual o inferior a -2.5 DE. (las definiciones de la OMS son válidas solo si se utiliza una base de datos de referencia de mujeres caucásicas jóvenes y sanas para determinar las Puntuaciones T).
Fecha de creación: 21/12/2022 7:38:26 16 [SP 1]; Nombre del archivo: corres_cg7nr4fw.mex; Columna AP: 100:2.50:50.00:6.0:0.00:8.70:0.30x0.25:22.9:%Grasa=32.2%; 0.00:0.00:0.00:0.00; Modo de exploración: Estándar; 146.0 μ Sy

Paciente	F. Nacimiento	Edad	Sexo	Peso	Talla	E.Menopausia
CORREA PUMASHUNTA, SANDRA	29/12/1982	39.9	Mujer	69.0 kg	145.0 cm	
Fecha del examen: 20/12/2022, 17:01:25		Análisis: 21/12/2022, 7:38:18		ID.Paciente: 009-17138-KG		

Antebrazo Izq. Densidad ósea



Antebrazo Izq.: Radio 33% (DMO)



Densitometría: USA (Combined NHANES/Lunar)					
Región	DMO (g/cm ³)	AJ (%)	AJ T-score	AE (%)	AE Z-score
Radio UD	0.521	113	1.3	113	1.3
Radio 33%	0.872	100	0.0	100	0.0

COMENTARIOS: Fum.12/12/22. No tto./2022.

Estadísticamente 68% de las exploraciones repetidas caen dentro del 1DE (± 0.020 g/cm³ para Antebrazo Izq. Radio 33%); USA (NHANES combinados (edad 20-30) / Lunar (edad 20-40)) Antebrazo, Female Población de referencia (v113); Ajustado a la edad, sexo, origen étnico; Calibración Lunar en uso.; Organización Mundial de la Salud - Definición de osteoporosis y Osteopenia en mujeres caucásicas: Normal = Puntuación T igual o superior a -1.0 DE; Osteopenia= Puntuación T entre -1.0 y -2.5 DE; Osteoporosis = Puntuación T igual o inferior a -2.5 DE; (las definiciones de la OMS son válidas solo si se utiliza una base de datos de referencia de mujeres caucásicas jóvenes y sanas para determinar las Puntuaciones T).

Fecha de creación: 21/12/2022 7:38:24 16 [SP 1]; Nombre del archivo: correa_cgmi7nr4ifw.mex; Antebrazo Izq.; 100:0.19:50.00:6.0 0.00:6.20 0.30x0.25 6.4:Grasa=43.5%; 0.00:0.00 0.00:0.00, Longitud del antebrazo: 22.7 cm; Modo de exploración: Estándar;No sentado; 10.0 µGy

ANEXO 3

Certificados de validación del proyecto

Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.

Patricio Ivan Calderón Tacuri

Universidad Tecnológica Israel



Yo, **Ángel Patricio Fernández Soria**, con C.I **1206378448**, en mi calidad de validador de la propuesta del proyecto titulado: **AUTOMATIZACIÓN DE UNA ORTESIS DE EXTREMIDAD INFERIOR CONTROLADA POR APLICACIÓN PARA UNA PERSONA CON CAPACIDAD LIMITADA.**

Elaborado por el Ing. **Patricio Iván Calderón Tacuri**, con C.I **1714567300**, estudiante de la Maestría en Electrónica y Automatización, de la Universidad Tecnológica Israel (UISRAEL), como parte de los requisitos para obtener el Título de Magister, me permito declarar haber revisado el proyecto y realizado la evaluación de criterios.

Quito D.M., 27 de agosto de 2024



ANGEL PATRICIO
FERNANDEZ SORIA

Ing. Mg. Ángel Patricio Fernández Soria

C.I.: 1206378448

Registro SENESCYT: 1051-2024-2893069



Yo, María Carolina Ramos Chávez, con C.I 1003548615, en mi calidad de validador de la propuesta del proyecto titulado: AUTOMATIZACIÓN DE UNA ÓRTESIS DE EXTREMIDAD INFERIOR CONTROLADA POR APLICACIÓN PARA UNA PERSONA CON CAPACIDAD LIMITADA.

Elaborado por el Ing. Patricio Iván Calderón Tacuri, con C.I 1714567300, estudiante de la Maestría en Electrónica y Automatización, de la Universidad Tecnológica Israel (UISRAEL), como parte de los requisitos para obtener el Título de Magister, me permito declarar haber revisado el proyecto y realizado la evaluación de criterios.

Quito D.M., 29 de agosto de 2024



Mgs. María Carolina Ramos Chávez

C.I.: 1003548615



Yo, Jaime Edison Velásquez Viera, con C.I 1716317043, en mi calidad de validador de la propuesta del proyecto titulado: **AUTOMATIZACIÓN DE UNA ORTESIS DE EXTREMIDAD INFERIOR CONTROLADA POR APLICACIÓN PARA UNA PERSONA CON CAPACIDAD LIMITADA.**

Elaborado por el Ing. **Patricio Iván Calderón Tacuri**, con C.I **1714567300**, estudiante de la Maestría en Electrónica y Automatización, de la Universidad Tecnológica Israel (UISRAEL), como parte de los requisitos para obtener el Título de Magister, me permito declarar haber revisado el proyecto y realizado la evaluación de criterios.

Quito D.M., 27 de agosto de 2024



JAIME EDISON
VELÁSQUEZ VIERA

Ing. Jaime Edison Velásquez Viera

C.I.: 1716317043

Registro SENESCYT: 1051-2023-2772999



ORTOPEDIA



"La Dolorosa"
Edgar Oswaldo Ávila C.

Técnico Ortesista Prótesista

Atendemos: Muletas Canadienses - Axilares - Bastones de mano
Plantillas y Calzado Ortopédico - Fajas Elásticas - Braces
Andadores - Sillas de Ruedas manuales y eléctricas - Collarines
Prótesis Modulares: **OTTO BOCK** para Brazos y Piernas de **HOSMER**

Tema: Automatización de una órtesis de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada.

Certificación. -

Una vez realizados los análisis de densitometría ósea y escanograma podemos concluir que en este caso se requiere en primera instancia una cuña para su miembro inferior derecho de 4.8 cm debido a cambios post quirúrgicos del fémur-tibia y peroné; y que su densidad ósea está conservada lo que nos Define que 1.5 cm se conservan ergonómicamente para permitir su deambulacion y se agregarán 3.3 cm de alza en talón hacia su parte de arco longitudinal interna lo que nos permitirá una dorsiflexión plantar lo más adecuada posible a su miembro inferior derecho no sin antes recomendar que la carga en peso no debe superar las 10 libras, así daremos una funcionalidad adecuada a los músculos tibiales-peroneos y gemelos.

Al respecto en mi calidad de ortesista - protesista se tomará en cuenta las siguientes especificaciones ortésicas:

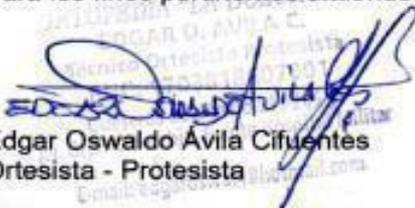
A.- Medidas de piso (talón bajo – peroneo) no más de 30 cm en una órtesis termoplástica articulada para lograr una adecuada dorsiflexión plantar a la que se debe adaptar una articulación de rodilla la misma que evitará el desvío interno-externo de la rodilla y funcionalidad como flexor-extensor de la misma con una extensión de dispositivo de automatización con un soporte nivel 1/3 bando de fémur y ayudará a la función de los músculo sartorio - recto anterior y vasto externo fortaleciendo los músculos con tal dispositivo.

B.- Según el caso patológico de los pacientes se considera una articulación de rodilla de 40 cm por 18 a 20 cm de ancho los soportes y cinturones de sujeción con correas o velcro.

C.- Este prototipo de automatización de una órtesis de extremidad inferior para una persona con capacidad limitada debe ser personalizado, ya que por razones patológicas y diferencias corporales en cuanto altura – circunferencias, largo y anchos de los miembros involucrados no se podría estandarizar para su futura comercialización.

Es lo que puedo certificar según lo observado y por las pruebas realizadas que cumple su función en un 85%, debiendo ajustar velocidad de marcha según sea el caso.

Para los fines pertinentes extiendiendo esta certificación.


Edgar Oswaldo Ávila Cifuentes
Ortesista - Protesista

MANUAL DE USUARIO

Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.



Patricio Ivan Calderón Tacuri

Universidad Tecnológica Israel

TABLA DE CONTENIDO

Manual de Usuario para el Sistema de Ortesis Automatizada	2
Introducción	2
Panel Frontal	2
Conexiones y Componentes	3
Sensor Ultrasónico	4
Uso del Sistema	4
Mantenimiento y Seguridad	5

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig 1. Funciones Disponibles en la Ortesis Automatizada.	3
Fig 2. Puerto de Carga.	4
Fig 3. Finales de Carrera Sentarse y Pararse.	4
Fig 4. Sensor Ultrasónico HC-SR04 y Placa de Rebote.	5

Manual de Usuario para el Sistema de Ortesis Automatizada

Introducción

Este manual está diseñado para proporcionar una guía detallada sobre el uso y mantenimiento del sistema de ortesis automatizada. A continuación, se describen las funciones del panel frontal, los botones de control, los componentes de conexión y los sensores instalados en el equipo.

Panel Frontal

El panel frontal del dispositivo cuenta con varios elementos clave para el control y operación del sistema:

Pulsadores de Función: Cada pulsador en el panel frontal está asignado a una función específica del sistema. Estos botones permiten al usuario seleccionar entre las diferentes operaciones que el dispositivo puede realizar.

Botón de STOP: El botón de STOP tiene una doble función. En primer lugar, detiene el funcionamiento de cualquiera de las tres funciones implementadas. En segundo lugar, actúa como un paro de emergencia en caso de que los finales de carrera no respondan. Este botón debe ser presionado para asegurar una detención inmediata del sistema en situaciones de emergencia.

Botón de Encendido/Apagado: Este botón permite encender o apagar el circuito del dispositivo. Asegúrese de que el sistema esté apagado cuando no se esté utilizando para conservar la batería.

Puerto de Programación del ESP32: Ubicado en el panel frontal, este puerto permite la programación y actualización del microcontrolador ESP32. Asegúrese de utilizar el cable adecuado para conectar el dispositivo al ordenador para la reprogramación.

Fig. 1 Funciones Disponibles en la Ortesis Automatizada.



Nota: Fuente propia

Conexiones y Componentes

Puerto de Carga de la Batería: En la parte superior de la caja se encuentra el puerto de carga para la batería de ion litio de 3 celdas con una tensión nominal de 12.6V DC. Use únicamente el cargador proporcionado para garantizar una carga segura y efectiva.

Fig. 2 Puerto de Carga.



Nota: Fuente propia

Finales de Carrera: El dispositivo está equipado con dos finales de carrera: uno para la extensión y otro para la flexión. Estos finales de carrera son fundamentales para el correcto funcionamiento del sistema, asegurando que las partes móviles del dispositivo no superen los límites predeterminados.

Fig. 3 *Finales de Carrera Sentarse y Pararse.*



Nota: Fuente propia

Sensor Ultrasónico

Montaje del Sensor: El sensor ultrasónico está montado en una placa de rebote que emite una onda sonora en forma de pulso ultrasónico a una frecuencia de 40 kHz. Este sensor es utilizado para medir distancias y proporcionar retroalimentación al sistema para ajustar su funcionamiento según las condiciones detectadas.

Fig. 4 *Sensor Ultrasónico HC-SR04 y Placa de Rebote.*



Nota: Fuente propia

Uso del Sistema

Encendido del Sistema:

Presione el botón de encendido para activar el circuito del dispositivo.

Selección de Función:

Presione el pulsador correspondiente a la función deseada. Los botones están claramente etiquetados para facilitar la selección.

Operación Normal:

Durante el funcionamiento, los finales de carrera controlarán el movimiento del sistema. En caso de emergencia, presione el botón de STOP para detener todas las funciones.

Carga de la Batería:

Conecte el cargador al puerto de carga cuando la batería esté baja. Monitoree el proceso de carga para evitar sobrecargas.

Programación:

Para actualizar o modificar el software, conecte el dispositivo al ordenador usando el puerto de programación del ESP 32 y siga las instrucciones proporcionadas por el software de programación.

Mantenimiento y Seguridad

Inspección Regular: Realice inspecciones periódicas de los finales de carrera y del sensor ultrasónico para asegurarse de que estén en buen estado de funcionamiento.

Mantenimiento de la Batería: Asegúrese de no dejar que la batería se descargue completamente. Cargue la batería regularmente para mantener un rendimiento óptimo.

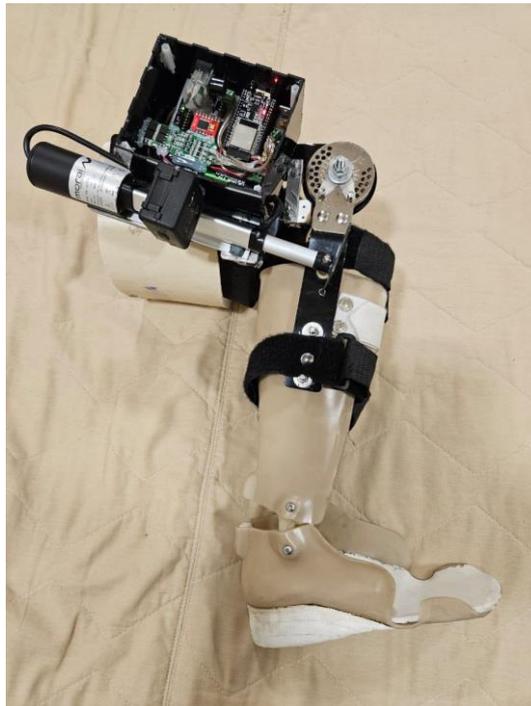
Uso Seguro: Utilice el sistema en un entorno adecuado y siga las precauciones de seguridad para evitar daños tanto al equipo como al usuario.

Para cualquier problema o duda adicional, por favor, consulte el soporte técnico del fabricante o del proveedor.

ANEXO 2

MANUAL DE MANTENIMIENTO

Automatización de una ortesis de extremidad inferior controlada por aplicación para una persona con capacidad limitada.



Patricio Ivan Calderón Tacuri

Universidad Tecnológica Israel

TABLA DE CONTENIDO

Manual Técnico o de Mantenimiento para el Sistema de Ortesis Automatizada	2
Introducción	2
Alarma de Batería	2
Sensor MPU6050	2
Diseño y Uso del Sistema	2
Mantenimiento de Componentes	3
Procedimientos de Mantenimiento	4
Contacto para Soporte Técnico	4

Manual Técnico o de Mantenimiento para el Sistema de Ortesis Automatizada

Introducción

Este manual proporciona las directrices técnicas y de mantenimiento necesarias para garantizar el correcto funcionamiento y longevidad del sistema de ortesis automatizada. Asegúrese de seguir estas instrucciones para mantener el equipo en condiciones óptimas y evitar problemas potenciales.

Alarma de Batería

El sistema está equipado con una alarma de buzzer que se activa cuando el voltaje de la batería de ion litio cae por debajo de 10.5V.

Acción Recomendada: Cuando se active la alarma, cargue la batería inmediatamente para evitar descargas profundas que podrían reducir la vida útil de la batería.

Sensor MPU6050

Función: El sensor MPU6050 detecta desviaciones laterales que pueden indicar una postura incorrecta del usuario. El sistema está diseñado para restablecerse si las coordenadas del eje X se mantienen en cero, asegurando que el usuario esté en una posición vertical y no inclinado hacia los costados.

Acción Recomendada: Verifique regularmente la calibración del sensor MPU6050 y asegúrese de que esté funcionando correctamente. El mal funcionamiento del sensor puede resultar en una ejecución incorrecta de las funciones seleccionadas.

Diseño y Uso del Sistema

Entorno de Uso: El sistema está diseñado para uso interior. La caja acrílica no cuenta con un grado de protección IP que permita su uso en exteriores. Evite la exposición prolongada a condiciones climáticas adversas, como lluvia o sol intenso, que podrían recalentar la batería y dañar el equipo.

Acción Recomendada: Utilice el dispositivo únicamente en entornos interiores y protegidos para garantizar su funcionamiento óptimo.

Mantenimiento de Componentes

1. Finales de Carrera:

Revisión: Realice una inspección semanal para asegurar que los finales de carrera funcionen correctamente. Estos componentes son cruciales para el control del movimiento del sistema.

Acción Recomendada: Asegúrese de que los finales de carrera no estén bloqueados ni dañados. Limpie y ajuste según sea necesario.

2. Estructura Metálica:

-Revisión: Verifique el ajuste de los pernos y tornillos que componen la estructura metálica del dispositivo al menos una vez por semana.

Acción Recomendada: Ajuste cualquier componente suelto para evitar problemas en el movimiento de la ortesis.

3. Partes Móviles:

Lubricación: Lubrique las partes móviles, especialmente las articulaciones, para prevenir problemas causados por óxido o atascamientos por polvo o tierra.

Acción Recomendada: Utilice un lubricante adecuado y aplíquelo de manera uniforme en las partes móviles.

4. Correas de Velcro y Tela de Neopreno:

Revisión: Verifique el estado de las correas de velcro de amarre y la tela de neopreno utilizada en el dispositivo.

Acción Recomendada: Asegúrese de que las correas y la tela estén en buen estado para evitar afectaciones a la piel del usuario y asegurar un ajuste adecuado de la ortesis.

Procedimientos de Mantenimiento

1. Inspección General:

- Realice inspecciones generales del equipo para detectar cualquier signo de daño o desgaste.

2. Limpieza:

- Limpie el dispositivo con un paño seco y no abrasivo. Evite el uso de líquidos o limpiadores que puedan dañar los componentes electrónicos o la estructura.

3. Calibración:

- Realice la calibración de los sensores y componentes según las recomendaciones del fabricante para garantizar un funcionamiento preciso.

4. Documentación:

- Registre todas las actividades de mantenimiento realizadas y cualquier problema detectado para referencia futura.

Contacto para Soporte Técnico

Para asistencia adicional o problemas que no puedan resolverse mediante este manual, contacte al soporte técnico del fabricante o proveedor del dispositivo.

Este manual técnico está diseñado para proporcionar una guía completa sobre el mantenimiento del sistema de ortesis automatizada. Siguiendo estas instrucciones, podrá mantener el equipo en óptimas condiciones y garantizar su correcto funcionamiento a lo largo del tiempo.