ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA DE UN CAMINADOR INTELIGENTE CON SENSORES DE MOVIMIENTO Y ACTUADORES, PARA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON DISCAPACIDAD MOTORA EN EXTREMIDADES INFERIORES

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

PAREDES BELTRÁN WASHINGTON RAFAEL
washington.paredes@epn.edu.ec

Director:
ING. CEVALLOS BARRAGÁN CARLOS ENRIQUE Ph. D.
carlos.cevallos02@epn.edu.ec

Codirector:
ING. GUACHAMÍN ACERO WILSON IVÁN Ph. D.
wilson.guachamin@epn.edu.ec

Quito, octubre 2019

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue desarrollado por **WASHINGTON RAFAEL PAREDES BELTRÁN**, bajo nuestra supervisión.

Ing. Carlos E. Cevallos Barragán Ph.D.	Ing. Wilson I. Guachamín Acero Ph.D.
DIRECTOR DE PROYECTO	**CO- DIRECTOR DE PROYECTO**

DECLARACIÓN

Yo, **WASHINGTON RAFAEL PAREDES BELTRÁN**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

_____

Washington Rafael Paredes Beltrán

DEDICATORIA

A mi padre, Bolívar Paredes, por ayudarme a ser el hombre que soy el día de hoy, por apoyarme siempre en cada paso y cada sueño que he querido cumplir en mi vida. Por haberme dado los medios y el valor para siempre seguir adelante sin importar que tan difícil fuera el camino.

A mi madre, Emilia Beltrán, por siempre estar a mi lado en cada punto de mi vida, por ser la mejor madre que jamás podría haber pedido. Por guiarme y ayudarme en los momentos más difíciles, siempre con una sonrisa. Por quererme, motivarme y apoyarme para cumplir todos mis sueños, por más locos que estos fueran. Por siempre creer en mí, incluso en esos momentos cuando ni yo creía en todo lo que puedo llegar a ser.

A mis hermanas: Tatiana, Victoria, Carolina y Cristina, y a mi hermano: Eduardo, por haberme dado siempre el ejemplo de cómo ser mejor en la vida y por siempre ayudarme de la manera que ellos han podido para poder cumplir todos mis objetivos.

A todos y todas mis sobrinos y sobrinas, por siempre mostrarme lo bonito de la vida y la inocencia que puede existir en todo. Por eso y por todo el amor siempre.

Rafael P. B.

AGRADECIMIENTO

Primeramente, a esa fuerza que está por encima de todos nosotros, comúnmente llamada Dios, por otorgarme las herramientas necesarias para continuar durante este largo proceso.

A mis padres, Bolívar y Emilia por apoyarme y ayudarme, por quererme y respetarme, por valorarme y siempre motivarme a que cumpliera mis sueños, aunque estos fueran lejos de ellos.

A mis hermanas y hermano por quererme y por siempre ayudarme en cada paso que he querido realizar. Por darme siempre ese bonito ejemplo de ayudar a quien quieres.

Al Dr. Carlos Cevallos, por haber creído en mí y en mi potencial, por guiarme durante este largo proceso y por ayudarme a obtener un excelente resultado.

Al Dr. Wilson Guachamín, por todo el apoyo brindado durante la ejecución de este proyecto y por haberme aguantado y corregido mis errores.

A Michelle, mi mejori, por aguantarme y considerarme su mejor amigo por más de 10 años y contando. Por compartir mi vida y mis sueños de siempre ser mejores que esa pequeña ciudad que nos vio crecer.

A mis mejores amigos, Andre, Esteban y Ricardo, por convertirse en mi segunda familia, por compartir risas y momentos inolvidables que hicieron de esta loca etapa una de las mejores experiencias de mi vida. Por aceptarme, quererme y siempre estar ahí cuando los he necesitado, y cuando no, también.

A todos aquellos ingenieros, profesores de la FIM-EPN, que se convertirán en mis colegas y amigos, por apoyarme y poner su fe en mí.

A los trabajadores de los laboratorios de la FIM-EPN, Diego, Jorge y Luis, y al Ing. Gabriel Velasteguí.

A mi pareja, por demostrarme que siempre existe alguien que te quiere y te apoya por lo que eres y por lo que no. Por ayudarme en esos momentos que no podía más y que no tenía a nadie cerca para soportarme. Por ser como es y por aceptarme tal como soy. Por confiar y creer en mí y en mi valor, incluso a veces más que yo mismo.

Rafael P. B.

ÍNDICE

CERTIFICACIÓN i

DECLARACIÓN ii

DEDICATORIA iii

AGRADECIMIENTO iv

ÍNDICE DE FIGURAS viii

ÍNDICE DE TABLAS xi

RESUMEN xii

ABSTRACT xiii

INTRODUCCIÓN 1

Pregunta de investigación 3

Objetivo general 3

Objetivos específicos 3

Alcance 3

1. MARCO TEÓRICO 5

1.1. Experiencias Obtenidas de la ECIJG 5

1.1.1. Caminador Inteligente 5

1.1.2. Primer modelo de “Smart Walker” desarrollado en la ECIJG 6

1.1.3. Segundo modelo de “Smart Walker” desarrollado en la ECIJG 7

1.2. Discapacidad motriz 7

1.2.1. Clasificación de la discapacidad motriz por trastornos 8

1.2.2. Grado de afectación de una discapacidad motriz 10

1.2.3. Sistema de clasificación de funciones motoras gruesas 11

1.3. Dispositivos de rehabilitación 12

1.3.1. Dispositivos Especiales 13

1.3.2. Dispositivos de Aumento 13

1.4. ¿Cómo hacer inteligente a un caminador? 15

1.5. Diseño mecánico 17

1.5.1. Cálculo de potencia del motor 17

1.5.2. Cálculo de diámetro de tubo para la estructura 19
1.5.3. Criterio de esbeltez 20
1.5.4. Esfuerzo de corte en pernos 21
1.5.5. Criterio de aplastamiento 21
2. METODOLOGÍA 22
2.1. Análisis de requerimientos en base a encuestas 25
2.2. Planteamiento del prototipo del caminador 27
2.2.1. Banco de pruebas construido para un prototipo del CFB 27
2.2.2. Prototipo del Smart Walker 29
2.3. Parámetros de Diseño 30
2.4. Consideraciones para diseño y selección de componentes mecánicos 31
2.4.1. Materiales 31
2.4.2. Ruedas 32
2.5. Análisis de la estructura planteada 34
2.5.1. Elementos de la estructura 34
2.5.2. Simulación en Matlab 38
2.5.3. Diseño de juntas de PLA 39
2.6. Selección de dispositivos electrónicos 40
2.6.1. Selección de elementos electrónicos 41
2.7. Construcción y montaje del caminador 42
2.7.1. Construcción de la estructura principal 42
2.7.2. Obtención de juntas impresas en 3D 43
2.7.3. Circuito de control y acople a la estructura 43
2.8. Protocolo de Pruebas 44
2.9. Costos 45
3. ANÁLISIS DE RESULTADOS 47
3.1. Resultados del protocolo de pruebas 48
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 50
4.1. Conclusiones 50

4.2. Recomendaciones 51

Referencias bibliográficas 51

ANEXO I: PLANOS DE CONJUNTO Y DE TALLER 56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Modelo de caminador inteligente para personas no videntes. Se acoplan accesorios como mangos vibratorios, procesadores de datos y láseres, que facilitan la movilización del usuario en terrenos irregulares. 6
Figura 1.2. Primer prototipo del caminador inteligente desarrollado por los miembros del CFB – ECIJG. Se utilizó un "segway" como base estructural, pero se acoplaron sensores de fuerza a las agarraderas y un circuito de control para monitorear los datos en tiempo real. 6
Figura 1.3. Segundo prototipo del caminador inteligente desarrollado por los miembros del CFB – ECIJG. Se construyó una estructura metálica desde cero en función de las necesidades específicas. Se mejoró el sistema de control utilizando diferentes dispositivos electrónicos. 7
Figura 1.4. Transferencia de nervio para reparar la alteración del nervio ulnar periférico que impide el movimiento del brazo. a) Se corta el nervio periférico lesionado. b) Se corta un nervio funcional que servirá de puente para el nervio lesionado. c) Se une el nervio periférico con el funcional para completar la transferencia. 9
Figura 1.5. Distinción entre un a) cerebro sano y b) el cerebro de una persona con esquizofrenia. Cuando un paciente sufre de esquizofrenia se detecta un aumento del volumen de ventrículos laterales y disminución del volumen cerebral total, esto se muestra en un escáner cerebral. 9
Figura 1.6. Ejemplo de espasticidad afectando a la mano y los dedos. Debido al trastorno, los dedos se vuelven rígidos y el individuo es incapaz de colocarlos y recogerlos a su posición normal. 10
Figura 1.7. Ejemplo de Atetosis afectando el movimiento del brazo. El individuo tiene que sostener su brazo derecho con el izquierdo de forma que el primero no salga disparado de forma involuntaria hacia otra dirección. 10
Figura 1.8. Representación de Ataxia provocando movimientos bruscos. El individuo es incapaz de controlar los movimientos de su cuerpo lo que conlleva que este se desplace bruscamente hacia un lado o el otro. 11
Figura 1.9. Dispositivo para alimentación automática. Se utilizan sensores de posición para ubicar la boca del usuario y servomotores para movilizar los alimentos desde el plato hacia la boca de este. 13
Figura 1.10. Representación del funcionamiento de un sensor infrarrojo de obstáculos. El sensor emite una señal luminosa en el rango de luz infrarrojo que refleja en un punto de impacto y es captado por un diodo detector. 16

Figura 1.11. Dispositivo portátil para medir presión y controlar el ritmo cardiaco. Utilizando una pinza especial en el dedo sensa los pulsos cardiacos, se puede saber de forma confiable, rápida e indolora la presión actual del paciente. 16
Figura 1.12. Placa Raspberry Pi Zero. Esta placa actúa como el CPU de una computadora de escritorio y necesita una salida de audio y video y la conexión de un ratón y un teclado. 17
Figura 1.13. Sistema masa con ruedas. Se utiliza este sistema para poder calcular la potencia necesaria de las ruedas para movilizar el caminador 18
Figura 1.14. Diagrama de cuerpo libre de la rueda delantera del caminador. Se presentan todas las reacciones y momentos que actúan sobre la rueda para calcular la potencia necesaria..... 18
Figura 2.1. Diagrama de flujo de la metodología necesaria para realizar el proyecto. Se presentan todos los pasos necesarios a cumplir para cumplir con los objetivos planteados del proyecto. 24
Figura 2.2. Banco de pruebas para ensayo de galgas extensiométricas. Se presenta una fotografía del banco de pruebas construdio para el testeo de las galgas. 27
Figura 2.3. Circuito de control fabricado para recibir los datos de las galgas extensiométricas. Se utilizó una placa Raspberry Pi conectado al amplificador HX711 para recibir la señal de las galgas. 28
Figura 2.4. Esquema del apoyabrazos a construir, vista lateral. Se mantiene la estructura general del banco de pruebas construido en CFB de la ECIJG. Se planea colocar el sensor de intención de movimiento en la agarradera en lugar del tubo de conexión... 29
Figura 2.5. Boceto del diseño planteado. Se presenta la geometría escogida y las medidas del diseño preliminar del Smart Walker 29
Figura 2.6. Modelo de caminador simple con ruedas delanteras. Las ruedas delanteras facilitan el movimiento y las patas traseras ayudan al equilibrio. 32
Figura 2.7. Diagrama de cuerpo libre de la estructura del prototipo. Se presentan el punto de aplicación del peso de la persona y las reacciones en las ruedas. 34
Figura 2.8. Diagramas de cuerpo libre de los elementos del caminador. Se muestran los 3 elementos que componen la estructura del caminador y las reacciones que actúan sobre ellos. 35
Figura 2.9 Simulación de la estructura en ANSYS. Se muestra el punto de la estructura donde se presenta el esfuerzo máximo después de aplicar la carga. 36
Figura 2.10. Deflexión en el elemento producida por la aplicación de la carga. Se presenta la forma que tiene el elemento sin aplicar carga, y la forma que tendría cuando la carga produce deflexión sobre esta. 37

Figura 2.11. Resultados del código de Matlab. Se presenta una relación de las posiciones de los puntos A y C con sus respectivas deflexiones en el punto 2 y criterio de esbeltez. 38
Figura 2.12. Sección transversal del perno en la junta. Se presenta una vista en corte del perno que atraviesa el elemento y lo une con la junta en la posición especificada. 39
Figura 2.13. Elementos obtenidos del tubo de Aluminio. Se muestran los tubos en su forma final luego de haber sido cortados, doblados y taladrados según los planos. ... 43
Figura 2.14. Conexión entre sensores y placa Raspberry. Se presentan las conexiones ejemplo que se deben realizar entre los sensores y la placa Raspberry para luego ser replicadas en el caminador. 44
Figura 3.1. Caminador inteligente completamente construido y ensamblado. Se muestra la a) vista isométrica y b) vista frontal del caminador señalando los principales componentes de la estructura y dispositivos electrónicos utilizados. 47
Figura 3.2. Deflexión real del punto 2 al aplicar una carga. Se presentan dos fotografías que comparan la posición del punto 2: a) cuando no existe carga aplicada y b) cuando se aplica una carga sobre el apoyabrazos. 48
Figura 3.3. Característica predominante del caminador expresada por los encuestados. Se muestra la tendencia de los usuarios sobre la característica principal que tiene el caminador y aquella que debe ser mejorada. 49

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Necesidades expuestas por los expertos del “Centro de medicina del deporte”. Se presenta la necesidad específica, el criterio y la justificación por la cual esta ha sido expresada. 25
Tabla 2.2. Criterios de diseño de caminadores. Se presentan los principales criterios de diseño y normas tomados en cuenta al momento de diseñar caminadores como dispositivos de rehabilitación. 26
Tabla 2.3. Criterios de diseño necesarios para el caminador inteligente. Se presentan los principales criterios tomados en cuenta durante la propuesta del prototipo del caminador. 30
Tabla 2.4. Especificaciones técnicas del motor. Se presentan las principales características de los motores que serán acoplados a la estructura del caminador. ... 34
Tabla 2.5. Reacciones en las ruedas y las juntas del caminador. 35
Tabla 2.6. Sensores y actuadores por utilizar. Se muestran los diferentes tipos de dispositivos electrónicos que permitirán al caminador convertirse en "Smart Walker". 41
Tabla 2.7. Sensores escogidos para el circuito de control del caminador. Se muestran los diferentes sensores electrónicos que serán utilizados con la placa Raspberry. 41
Tabla 2.8. Rubros involucrados para la fabricación del caminador. Se presenta de forma detallada todos los costos y rubros tomados en cuenta para poder obtener el prototipo del caminador. 46

RESUMEN

El presente documento expone todo el trabajo realizado para diseñar y construir un caminador inteligente que posee sensores y actuadores que puede ser utilizado durante los procesos de rehabilitación física realizados por personas con cierto grado de discapacidad para caminar.

Se presenta primeramente en el marco teórico, las experiencias obtenidas dentro del Centro de Biomecatrónica ubicado en la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito; así como también toda la información recolectada de este centro sobre sus proyectos en el área de rehabilitación y diseño de dispositivos de ayuda. Posteriormente se presenta una revisión bibliográfica sobre los temas más importantes tratados durante el desarrollo del proyecto, con base en esto se puede definir el usuario objetivo de nuestro proyecto.

Dentro de la metodología se detallan los pasos a ser tomados en cuenta para el diseño mecánico y electrónico del caminador, se presentan también las necesidades y parámetros de diseño de la estructura. Con esta información se presenta el diseño de la estructura propuesto que será posteriormente analizado.

En el análisis de la estructura comprende los diferentes componentes del caminador y la evaluación mediante criterios y normas internacionales a la estructura del dispositivo que permiten garantizar la correcta funcionalidad de esta. Se lista también todos los dispositivos electrónicos y ciertos accesorios añadidos a la estructura para convertirla en un caminador inteligente.

Posteriormente se muestra el proceso realizado para ejecutar la construcción y montaje del caminador.

Finalmente se recopila toda la información obtenida del proyecto mediante pruebas y encuestas de calidad y confort.

Palabras clave: Actuadores, Caminador Inteligente, Discapacidad Motriz, Dispositivos de Rehabilitación, Impresión 3D, Sensores.

ABSTRACT

This document presents the work carried out to design and build a smart walker with sensors and actuators that can be used during rehabilitation processes of people with limited walking capabilities.

First, practical experiences obtained from the “Center for Biomechatronics” at the Colombian School of Engineering “Julio Garavito” located in Bogotá, Colombia, are presented. All information collected from this center about its projects in rehabilitation and assistive devices design are presented. Later, a literature review of important topics related to the present project is presented. Based on this information the objective user of this project is defined. Consequently, equations and theoretical fundaments used in methods and analysis are exposed.

The methodology considers all necessary steps for mechanical and electronic design of the walker. Structural design and parameter analysis are also presented. An analysis of all components of the walker and its evaluation through different criteria and international normative is conducted. This is necessary to ensure a correct functioning of the structure. All the electronic devices and some accessories that must or could be added to the structure to transform it into a smart walker are listed. The procedure for construction and mounting of the walker is described. It addresses the mechanical and electronic components of the prototype.

Finally, all information obtained from construction, and quality and comfort surveys are collected. This allows for a clear idea of the benefits and utilities that the smart walker give to people with mobility impairment who require rehabilitation therapies to recover walking capabilities.

Keywords: 3D Printing, Actuators, Physical Disabilities, Rehabilitation Devices, Sensors, Smart Walker.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA DE UN CAMINADOR INTELIGENTE CON SENSORES DE MOVIMIENTO Y ACTUADORES, PARA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON DISCAPACIDAD MOTORA EN EXTREMIDADES INFERIORES

INTRODUCCIÓN

En el Ecuador, según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades [1] existen alrededor de 217000 personas que poseen una discapacidad física. Estos refieren a personas que tienen dificultades o incapacidad de mover sus extremidades inferiores, con un incremento de alrededor del 9% en comparación al año 2015 [2]. Entre las diferentes causas que pueden provocar la pérdida total o parcial de la movilidad de las personas se encuentran: parálisis cerebral, accidente cerebrovascular o heridas en la espina dorsal [2]. Las personas que han sufrido las consecuencias de dichas condiciones sufren disminución de la movilidad en diferentes grados desde leve hasta total. Así también, como consecuencia de la edad, la masa ósea disminuye por osteoporosis, y se generan cambios en colágeno, elastina, y células musculares [3]. Por estas y otras razones, la locomoción por medio de la marcha se vuelve dependiente de la ayuda de órtesis o asistencia especializada. Aunque existen formas de mejorar esta condición, solo el 25% de personas con dichas características recurren a la rehabilitación física para mejorar esta condición [4]. Con los continuos avances en la tecnología de rehabilitación, se han desarrollado nuevas técnicas y equipos que permiten a los pacientes trabajar y luchar por una nueva oportunidad de recobrar esta capacidad motriz [5] [6] [7]. En el año 2017, en el Ecuador, se desarrolló el proyecto “Misión Las Manuelas”, que dota a las personas diagnosticados con cierto porcentaje de discapacidad, con sillas de ruedas, en espera de que mejoren sus condiciones de vida [8]. Lamentablemente, este proyecto no abarca técnicas de rehabilitación ni equipos de ayuda a la locomoción o específicos que satisfagan la necesidad de independencia funcional o seguridad. La fabricación de equipos especializados de fácil acceso y que presenten resultados concretos a la funcionalidad y mejoramiento de calidad de vida, cambiarán de manera efectiva la vida de muchas personas con discapacidad física [9] [10] [11].

En la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito (ECIJG), ubicada en la ciudad de Bogotá, Colombia, se encuentra el Centro de Biomecatrónica, que reúne a diferentes investigadores en un equipo multidisciplinario, quienes desarrollan diferentes proyectos de ingeniería en el área de rehabilitación física para diferentes cuadros médicos de pacientes. Muchos de estos proyectos han sido probados en diferentes centros de salud de la ciudad

colombiana y se han obtenido resultados muy prometedores [12] [13] [14] [15]. Esto ha motivado a los investigadores a realizar más proyectos en diferentes áreas de la rehabilitación que obtengan resultados satisfactorios que ayuden a las personas a recuperar su estilo de vida y su lugar en la sociedad [16].

Uno de los proyectos que se encuentra en fase de diseño, innovación y desarrollo, es el proyecto "Desarrollo de una Plataforma Robótica Adaptable para Rehabilitación y Asistencia en la Caminata" [17], conocido como *"AGoRA"* por sus siglas en inglés. En ese proyecto se desarrolla un dispositivo que pueda asistir a una persona con discapacidad motriz en su proceso de rehabilitación, específicamente, brindando soporte para mantener la postura durante dicho proceso y monitoreando en tiempo real el entorno para detectar obstáculos y las señales corporales del paciente como presión arterial y ritmo cardíaco.

El presente trabajo se centra en el desarrollo de una solución, basada en el proyecto "*AGoRA"* con una visión basada en la economía y fácil construcción, cumpliendo con las necesidades de rehabilitación que poseen las personas que han perdido su capacidad de caminar. Debido a la oportunidad presentada de trabajar en conjunto con el Centro de Biomecatrónica de la ECIJG, se utilizará los conocimientos obtenidos en dicha experiencia de investigación, para desarrollar una plataforma de rehabilitación con los recursos y "know-how" disponibles del país. Posteriormente, de forma paralela con el proyecto "*AGoRA"*, se continuará con la investigación en el campo de dispositivos de rehabilitación para ayudar a las personas con discapacidad física.

En el primer capítulo se realiza un resumen de la información necesaria para entender el concepto un caminador inteligente o "Smart Walker" y una descripción breve de los tipos de discapacidad física que pueden ser tratados con dicho dispositivo.

Posteriormente en el segundo capítulo, se explica la metodología utilizada durante el proceso de investigación para la selección de parámetros de diseño, y todos los pasos que debieron cumplirse para poder obtener el prototipo del "Smart Walker". Se muestra el proceso de construcción y montaje de caminador, incluyendo pruebas realizado al prototipo.

A continuación, en el tercer capítulo se analiza resultados del prototipo. Se revisa de forma específica, los componentes, dispositivos y accesorios que fueron seleccionados para transformar la estructura en un Smart Walker. Estos resultados son principalmente cualitativos y reflejan la calidad y confort del Smart Walker luego de haber sido probado por un grupo de personas sin discapacidad física.

Finalmente, el cuarto capítulo presenta las conclusiones y recomendaciones del proyecto.

Pregunta de investigación

¿Qué efecto presenta la utilización de un caminador inteligente con sensores y actuadores durante el proceso de rehabilitación física en pacientes con discapacidad motriz en extremidades inferiores?

Objetivo general

Diseñar y construir la estructura de un caminador inteligente con sensores de movimiento y actuadores, para rehabilitación de pacientes con discapacidad motora en extremidades inferiores.

Objetivos específicos

- Registrar información necesaria y suficiente de fuentes bibliográficas que permitan establecer los diferentes requisitos de diseño del equipo.
- Considerar criterios de diseño de caminadores y normativas internacionales para determinar los parámetros de construcción.
- Detallar en planos, las diferentes partes del caminador inteligente para proceder a su manufactura y fabricación.
- Establecer un sistema de control electrónico que complemente el diseño mecánico del caminador.
- Fabricar los diferentes componentes de la estructura del caminador y realizar el ensamble de estos.
- Considerar una simulación del circuito de control con componentes electrónicos que podrán ser acoplados posteriormente a la parte mecánica.
- Establecer un protocolo de pruebas que permita monitorear el correcto funcionamiento de la estructura del caminador.

Alcance

El presente proyecto busca establecer el primer paso en la obtención de un caminador inteligente, autónomo y con las capacidades suficientes para satisfacer las necesidades de rehabilitación que poseen los pacientes con discapacidad motriz en sus extremidades inferiores.

Utilizando como base la investigación realizada durante mi estadía dentro del Centro de Biomecatrónica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, se establecen los requerimientos y características necesarias que debe cumplir la estructura del caminador, cumpliendo con los estándares pertinentes a este tipo de dispositivos.

Después de establecer los requerimientos de diseño se pueden obtener planos de la estructura que serán luego utilizados para fabricar las piezas y posteriormente ensamblarlo. Juntamente con la estructura del caminador, se pretende diseñar de la forma más simple el circuito electrónico y de control, que posteriormente podrá ser acoplado a la estructura para que se pueda obtener señales del ambiente y del paciente de forma que el proceso de rehabilitación sea adaptable en tiempo real. Para eso se utilizará la bibliografía necesaria que establezca las necesidades que se presentan durante el proceso de rehabilitación de un paciente con discapacidad motriz en sus extremidades inferiores.

1. MARCO TEÓRICO

Dentro de este capítulo se presenta brevemente el conocimiento obtenido durante mi estancia de investigación en la ECIJG, sus trabajos sobre dispositivos de rehabilitación y demás trabajos realizados por diferentes autores en tópicos afines. También se presenta información importante de conocer sobre la discapacidad física y los dispositivos utilizados en rehabilitación física de personas. Finalmente se exponen las ecuaciones que serán posteriormente utilizadas para el análisis del prototipo del caminador.

1.1. Experiencias Obtenidas de la ECIJG

En el período comprendido entre el 6 al 23 de septiembre del 2018, realicé una estancia de investigación en el centro de biomecatrónica de la ECIJG. Durante esta estancia, se pudo recolectar información valiosa sobre los diferentes proyectos que los miembros de este centro realizan de forma continua con el apoyo de entidades gubernamentales de dicho país.

Uno de los proyectos más importantes que se realiza actualmente dentro de este centro es el denominado Adaptable Robotic Platform for Gait Rehabilitation and Assistance (AGoRA) [17], que desarrolla y construye un caminador para personas con problemas de locomoción, mediante la incorporación de sensores y actuadores manejados por una tarjeta controladora y programación. A continuación, se describe el funcionamiento y partes de un caminador inteligente.

1.1.1. Caminador Inteligente

Es un dispositivo que combina la mecánica, la electrónica y la biomédica en un solo dispositivo con el propósito de ayudar en la locomoción, brindando soporte en la postura, a las personas con discapacidad, a las personas no videntes y a las personas de la tercera edad, además de tomar datos del entorno y presentar datos del paciente que pueden agilitar un proceso de rehabilitación [18].

Entre los diferentes tipos de dispositivos para rehabilitación, el caminador o andador es uno de los más recomendados durante el proceso de rehabilitación debido al gran soporte que provee a sus usuarios y a su capacidad de mantener más fácilmente el equilibrio general por sus cuatro puntos de apoyo [19] [20] [21].

Cuando se agregan dispositivos electrónicos y de control, como sensores y actuadores, a la estructura de un caminador simple, este se puede denominar como “inteligente”, ver Figura 1.1, ya que es capaz de recolectar datos del usuario, como pulso y ritmo cardíaco, durante el uso en tiempo real de las funciones corporales [22].

Figura 1.1. Modelo de caminador inteligente para personas no videntes. Se acoplan accesorios como mangos vibratorios, procesadores de datos y láseres, que facilitan la movilización del usuario en terrenos irregulares.

(Fuente: https://link.springer.com/article/10.1007/s10514-016-9595-8)

1.1.2. Primer modelo de "Smart Walker" desarrollado en la ECIJG

Figura 1.2. Primer prototipo del caminador inteligente desarrollado por los miembros del CFB – ECIJG. Se utilizó un "segway" como base estructural, pero se acoplaron sensores de fuerza a las agarraderas y un circuito de control para monitorear los datos en tiempo real.

Fuente: Propia

En la Figura 1.2 se puede observar el prototipo fabricado por los miembros del CFB – ECIJG en donde se utilizan sensores de fuerza para medir intención de movimiento del usuario, es decir, si este realiza una fuerza hacia el frente del dispositivo, el controlador lo interpreta como que se quiere desplazar hacia adelante. Aunque se tiene la ventaja de que el sensor de fuerza tiene una alta sensibilidad, este necesita gran cantidad de corriente para funcionar, además, es un dispositivo pesado lo que implica un requerimiento de fuerza mayor por parte del usuario para desplazarse. Se decidió utilizar un "segway" (vehículo personal giroscópico eléctrico de 2 ruedas laterales) por la estructura que este posee, con

la desventaja de su peso y su necesidad de carga constante, lo que dificulta realizar pruebas de forma continua.

1.1.3. Segundo modelo de "Smart Walker" desarrollado en la ECIJG

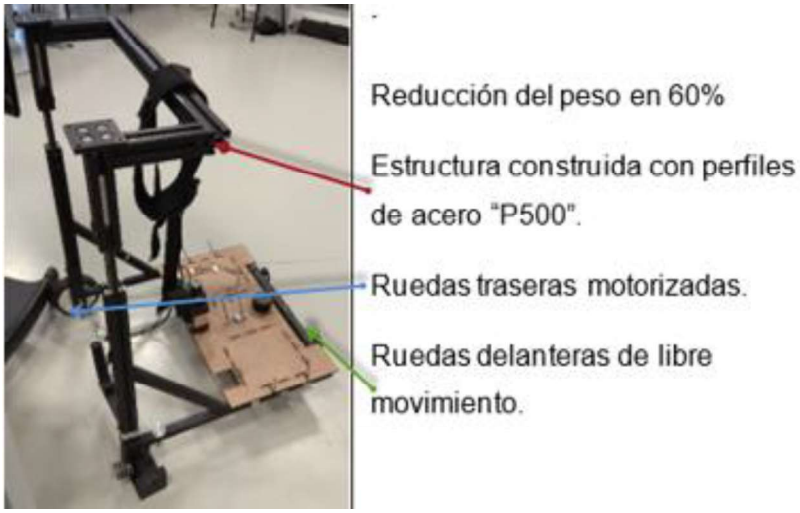


Figura 1.3. Segundo prototipo del caminador inteligente desarrollado por los miembros del CFB – ECIJG. Se construyó una estructura metálica desde cero en función de las necesidades específicas. Se mejoró el sistema de control utilizando diferentes dispositivos electrónicos.

Fuente: Propia

Como se observa en la Figura 1.3, se utilizó un perfil especial de acero denominado "P500" que posee canales en sus 4 caras, por donde pueden acoplarse guías con agujeros para pernos. La ventaja de utilizar este perfil es la posibilidad de desplazar la guía y todo lo que este acoplado a ella sin la necesidad de desajustar los pernos. Hasta la finalización de la estancia de investigación, no se decidió una alternativa a los sensores de fuerza ya que se necesitaba encontrar un dispositivo que sea ligero, pero que pueda detectar intención de movimiento de forma precisa.

A continuación, se presenta un resumen sobre la discapacidad motriz para comprender el grupo de personas a las cuales los caminadores inteligentes pueden ayudar.

1.2. Discapacidad motriz

De forma general, se define a la discapacidad como la condición de vida de una persona, que es adquirida durante la etapa de gestación, nacimiento, infancia o en otra etapa de la vida, por medio de limitaciones significativas en el funcionamiento intelectual, motriz, sensorial o conducta [23].

En el caso específico del movimiento, es importante conocer la función del sistema nervioso ya que este es el encargado de todas las funciones cerebrales que envían

información al cuerpo sobre cómo moverse. Existen “redes” dentro del sistema nervioso; estas son cortical, subcortical y el espinal, que realizan un diálogo complejo entre ellos de manera que se controlan restricciones mecánicas en el cuerpo para que este pueda realizar la caminata en dos pies. La caminata es una actividad sistémica que comprende navegación general e interacciones específicas con el entorno del individuo. El caminar representa un estado particular de todas las actividades que realiza el cerebro, el cual necesita usar una gran cantidad de recursos cognitivos y motrices [24].

El cerebro, como principal sistema de control del cuerpo, cumple con tres funciones principales:

a) Sensitiva: captar diferentes cambios o estímulos, tanto dentro del organismo como fuera de él.

b) Integradora: analizar la información sensitiva, almacenarla y tomar decisiones de conducta.

c) Motora: responder organizadamente a partir de los estímulos.

Para cumplir estas diferentes funciones, el sistema nervioso ayuda al cerebro mediante la conexión e intercambio de información entre sus diferentes partes: las neuronas, la médula espinal, el cerebelo, etc. Cuando existe una alteración o cambio en la información que se transmite entre el cerebro y las extremidades se interpreta como discapacidad motriz [25].

Este tipo de discapacidad constituye una alteración en la habilidad de funciones motoras que afectan al desplazamiento, manipulación o respiración, limitando a la persona en su desarrollo personal y social. La discapacidad motriz se produce por una alteración en diferentes grados en los músculos, huesos o articulaciones, o cuando existe un daño en el cerebro, específicamente, en el área motriz. Esto impide a la persona realizar movimientos de manera adecuada o realizar movimientos eficientes a nivel funcional [23].

1.2.1. Clasificación de la discapacidad motriz por trastornos

Trastornos físicos periféricos: Son los que afectan a los huesos, articulaciones, extremidades y músculos. Normalmente se presentan por problemas desde el nacimiento (malformaciones en los huesos), o por enfermedades durante la infancia (tuberculosis ósea articular). También se pueden producir por accidentes o lesiones en la espalda que dañan la medula espinal e interrumpen la comunicación entre el cerebro y las extremidades [26]. En la Figura 1.4 se ejemplifica el tratamiento que se diagnostica a un paciente que sufre de un trastorno físico periférico.

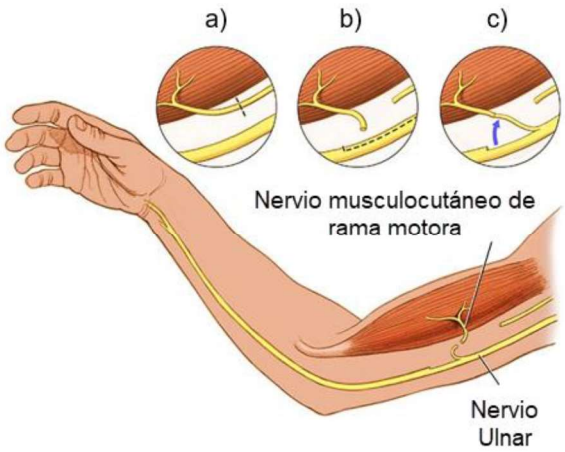


Figura 1.4. Transferencia de nervio para reparar la alteración del nervio ulnar periférico que impide el movimiento del brazo. a) Se corta el nervio periférico lesionado. b) Se corta un nervio funcional que servirá de puente para el nervio lesionado. c) Se une el nervio periférico con el funcional para completar la transferencia.

(Fuente: https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/peripheral-nerve-injuries/diagnosis-treatment/drc-20355632)

Trastornos neurológicos: Son aquellos ocasionados por daño en el área del cerebro (corteza motora cerebral) encargada de procesar y enviar información de movimiento al cuerpo. Esto provoca dificultad de movimiento o control de ciertas partes del cuerpo. Los más conocidos son: la parálisis cerebral, traumatismos craneoencefálicos y tumores cerebrales [27]. En la Figura 1.5 se representa la diferencia entre un cerebro sano y uno con esquizofrenia.

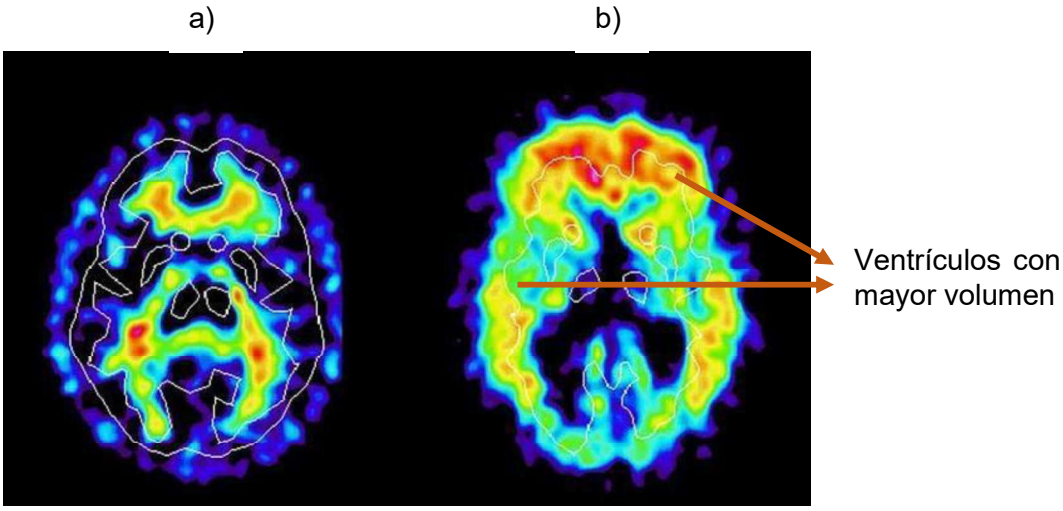


Figura 1.5. Distinción entre un a) cerebro sano y b) el cerebro de una persona con esquizofrenia. Cuando un paciente sufre de esquizofrenia se detecta un aumento del volumen de ventrículos laterales y disminución del volumen cerebral total, esto se muestra en un escáner cerebral.

(Fuente: https://contrapapelnoticias.wordpress.com/2014/11/25/identifican-area-del-cerebro-implicada-en-alzheimer-y-esquizofrenia/)

1.2.2. Grado de afectación de una discapacidad motriz

De acuerdo con la funcionalidad de movimiento afectada, se describen tres tipos:

Espasticidad: Cuando la lesión se ubica en la corteza motora cerebral, es decir, en las áreas del cerebro responsables del movimiento. Se manifiesta por la incapacidad de realizar movimientos voluntarios. Una persona espástica presenta movimientos rígidos, bruscos y lentos [28]. En la Figura 1.6 se presenta un paciente con espasticidad en su mano derecha que es incapaz de controlar los movimientos de esta.

Figura 1.6. Ejemplo de espasticidad afectando a la mano y los dedos. Debido al trastorno, los dedos se vuelven rígidos y el individuo es incapaz de colocarlos y recogerlos a su posición normal.

(Fuente: https://www.topdoctors.es/articulos-medicos/preguntas-frecuentes-sobre-la-espasticidad)

Atetosis: Cuando la lesión se ubica en un área del cerebro encargada de mantener la postura estática y de los movimientos involuntarios. Ocasiona movimientos exagerados que van desde la hiperextensión a la flexión total o parcial [29]. En la Figura 1.7 se presenta un individuo con atetosis en su brazo derecho, que no le permite controlar de forma voluntaria los movimientos de este.

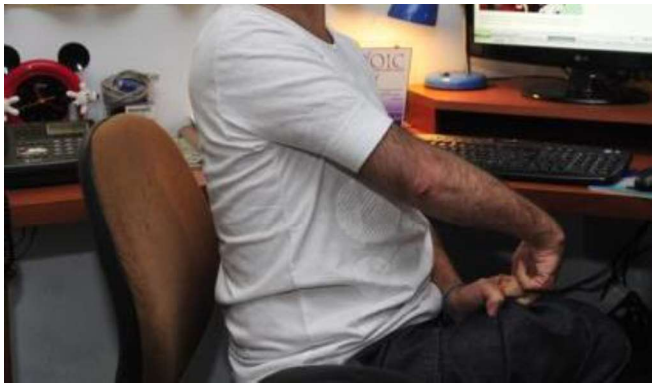


Figura 1.7. Ejemplo de Atetosis afectando el movimiento del brazo. El individuo tiene que sostener su brazo derecho con el izquierdo de forma que el primero no salga disparado de forma involuntaria hacia otra dirección.

(Fuente: https://conceptodefinicion.de/atetosis/)

Ataxia: Cuando la lesión se encuentra en el cerebelo. Se experimenta dificultades para medir la fuerza y dirección de los movimientos. Se disminuye la precisión de movimiento [30]. En la Figura 1.8 se representa un individuo que sufre de ataxia lo que provoca movimientos bruscos involuntarios.

Figura 1.8. Representación de Ataxia provocando movimientos bruscos. El individuo es incapaz de controlar los movimientos de su cuerpo lo que conlleva que este se desplace bruscamente hacia un lado o el otro.

(Fuente: http://cerebrumfunction.net/first-symptoms-of-cerebellar-ataxia/)

1.2.3. Sistema de clasificación de funciones motoras gruesas

El sistema de clasificación de las funciones motoras gruesas (SCFMG) permite dividir de forma crítica los diferentes estados que se pueden presentar en un paciente que sufre de parálisis cerebral en función a las habilidades motrices que el individuo posea. Los principales criterios durante la realización de esta clasificación fueron las limitaciones funcionales, la necesidad de dispositivos de asistencia y la calidad del movimiento [31].

Nivel I: Incluye los niños con impedimentos neuromotores cuyas limitaciones funcionales son menores que aquellas típicamente asociadas con parálisis cerebral y los niños que han sido diagnosticados con disfunción cerebral mínima. El individuo es capaz de caminar sin restricciones. Las limitaciones se presentan en habilidades más complejas.

Nivel II: Se puede caminar sin dispositivos de asistencia, aunque existen limitaciones para caminar en exteriores, especialmente en superficies inclinadas o no uniformes. Esto se debe a la reducción en la coordinación.

Nivel III: El individuo necesita dispositivos de asistencia para caminar. Existen limitaciones para caminar en exteriores y dentro de la comunidad. También se presencia la necesidad de órtesis para mantener posturas o para caminar antes de los 4 años.

Nivel IV: Existe movilidad propia con limitaciones, los niños pueden ser transportados o utilizar dispositivos motorizados para movilizarse en exteriores y en la comunidad. La capacidad de realizar movimientos de forma independiente es muy limitada y se necesita ayuda de un adulto.

Nivel V: La movilidad propia está severamente limitada incluso con la utilización de tecnología de asistencia. Los niños en este nivel no poseen movilidad independiente y deben ser transportados. Se puede utilizar una silla de ruedas motorizada con adaptaciones.

Dependiendo el grupo al que pertenezca la persona con discapacidad física y sus necesidades, se pueden utilizar diferentes dispositivos de rehabilitación que puedan ayudar en su vida diaria.

Después de revisar brevemente sobre la discapacidad motriz, se puede precisar el grupo de personas para el que nuestro caminador inteligente será útil. Específicamente, este proyecto será capaz de ayudar a aquellas personas que pertenezcan al Nivel I y II del SCFMG.

1.3. Dispositivos de rehabilitación

Son aquellos elementos o equipos que son capaces de realizar actividades y procesos de rehabilitación a pacientes que poseen cierta discapacidad motriz. Dependiendo el grado de discapacidad, con el paso de los años y con la evolución de la tecnología e ingeniería de rehabilitación, se han desarrollado nuevos y mejores dispositivos, que pueden mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad física de gran manera.

Dependiendo el grado de restricción en la movilidad del individuo, el cual divide a las personas con discapacidad física en dos grupos, se puede clasificar a los dispositivos de rehabilitación que existen y son utilizados por terapeutas y rehabilitadores alrededor del mundo. El primero grupo comprendido por las personas que han perdido totalmente la capacidad de caminar; y el segundo por aquellos que aún presentan capacidad motriz residual [32].

1.3.1. Dispositivos Especiales

Son aquellos que son capaces de cubrir las necesidades de los discapacitados pertenecientes al primer grupo. Son llamados especiales por la gran labor que deben cumplir para ayudar a sus usuarios. Estos dispositivos son los que más necesitan de la evolución de la ciencia y la ingeniería. Normalmente incluyen una serie de controladores, sensores y actuadores para poder atender las necesidades de movilidad del paciente.

Aunque en la mayoría de los casos de personas con discapacidad, es imposible la recuperación del movimiento, estos dispositivos especiales, permiten realizar ciertas acciones para poder mejorar, aunque sea en un pequeño porcentaje la calidad de vida que tienen estos individuos [33].

Figura 1.9. Dispositivo para alimentación automática. Se utilizan sensores de posición para ubicar la boca del usuario y servomotores para movilizar los alimentos desde el plato hacia la boca de este.

(Fuente: https://bit.ly/2Zug4xb)

En la Figura 1.9 se presenta un dispositivo alimentador automático que le permite al paciente injerir los alimentos, aunque este no pueda movilizar sus brazos ni manos.

1.3.2. Dispositivos de Aumento

Este grupo de dispositivos son aquellos que ayudan a los pacientes pertenecientes al segundo grupo de discapacitados. Por esta razón son llamados de aumento, ya que son capaces de “aumentar” la capacidad residual de movilización que pueda poseer el paciente.

Estos elementos pueden ayudar al usuario a recobrar la mayoría de la movilidad perdida y en ciertos casos, recobrar el estilo de vida y realizar todas las actividades que estos realizaban antes de que la discapacidad los afectara [34].

Los dispositivos de aumento debido a su naturaleza pueden ser clasificados en:

Dispositivos auto portables o “usables”

Son aquellos elementos que en ciertos casos reemplazan una parte del cuerpo perdida del usuario, o que puede ser usado como una prenda de vestir y puede ser retirada con facilidad.

- En el primer caso se hablan de las prótesis, que son elementos artificiales que reemplazan total o parcialmente una parte del cuerpo que falta al paciente por diferentes razones. La función principal de estos elementos es sustituir un miembro natural, sea este una pierna, un brazo, un pie, una mano o uno o varios dedos [35].
  Con el gran salto que realizó la tecnología y la ingeniería en las últimas décadas, los diseñadores y especialistas en este campo han sido capaces de combinar la mecánica, la electrónica y la ciencia de los materiales, para poder fabricar prótesis que se adapten al cuerpo y sean capaces de reemplazar en ciertos casos la totalidad de las funciones perdidas que presentaba el paciente [36] .
- En el segundo caso se hablan de las Órtesis, que soy aquellos elementos externos o ajenos al cuerpo, que se aplican al usuario para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuro-musculoesquelético [37].
  Estos elementos son aparatos o dispositivos como férulas, ayudas técnicas o soportes para pacientes con discapacidad en estado de rehabilitación. Estos permiten corregir o facilitar la ejecución de una acción o movimiento sin la necesidad de utilizar tanta energía y con la ventaja de tener mayor seguridad. Las ventajas de las órtesis se basan en su utilidad en los procesos de rehabilitación, ya que se elaboran sobre medida de la parte del cuerpo a tratar o adaptando una órtesis prefabricada [38].
  La principal diferencia que se presenta con las prótesis es que estas últimas se utilizan en el caso de amputaciones, mientras que las órtesis no sustituyen a los miembros, sino que reemplazan las funciones perdidas.

Dispositivos externos

Cuando se habla de dispositivos externos, se refiere a aquellos elementos o aparatos que son utilizados como ayuda para la deambulación de los pacientes. En este grupo se encuentran los caminadores, las muletas y los bastones. La correcta elección de estos dispositivos debe ser realizada por un especialista terapeuta luego de evaluar las necesidades del paciente de acuerdo con el grado de movilidad remanente o la gravedad de la discapacidad [34].

De mayor a menor simplicidad estos dispositivos pueden ser:

- Bastón: Este elemento representado normalmente como una vara, fabricada de madera o metal, que es utilizada para apoyarse sobre él y mantener el equilibrio. Este artefacto permite a las personas con cierta discapacidad motriz como un apoyo adicional cuando ya se ha recuperado en gran mayoría la capacidad de caminar. Su uso correcto y recurrente puede devolver por completo la capacidad de caminar a los pacientes y la independencia de los dispositivos de rehabilitación [39].
- Muletas: Estos elementos son utilizados como apoyo para el cuerpo y asistencia durante la caminata cuando una de las extremidades inferiores requiere cierto soporte adicional. A diferencia de los bastones, estas se utilizan comúnmente en pares para aumentar el número de puntos de apoyo. Estas suelen ser ajustables a la altura del usuario y normalmente soportan el peso del cuerpo en su parte superior al contacto con las axilas [40].
- Caminador: Este dispositivo es el más complejo entre los antes mencionados ya que puede asistir al caminar, permite dar soporte al usuario y garantiza el equilibrio. Se utiliza cuando ni el bastón ni las muletas pueden mejorar la caminata del usuario. Este dispositivo puede ser acoplado a las necesidades del usuario en cuanto a la altura y brinda un apoyo más completo que las muletas pues el peso se distribuye a través de los antebrazos, lo que lo hace más cómodo de utilizar. La principal desventaja de este dispositivo es que no puede andar por superficies que no sean planas, como por ejemplo las escaleras, aunque en la actualidad se está desarrollando caminadores con ruedas capaces de subir escaleras sin problema mediante un simple sistema rotativo de 3 ruedas [39].

1.4. ¿Cómo hacer inteligente a un caminador?

Dependiendo las necesidades específicas de cada usuario, se pueden incorporar diferentes dispositivos para controlar distintos parámetros del paciente y del entorno. Algunos de estos dispositivos se presentan a continuación:

<u>Dispositivos de detección de obstáculos</u>

Son sensores infrarrojos, ver Figura 1.10, que permiten recolectar información relevante del entorno como obstáculos en el camino del caminador. Normalmente son equipados en la parte baja de la estructura y se procura que estos sean lo suficientemente potentes para detectar un objeto a 80 cm del sensor [18].

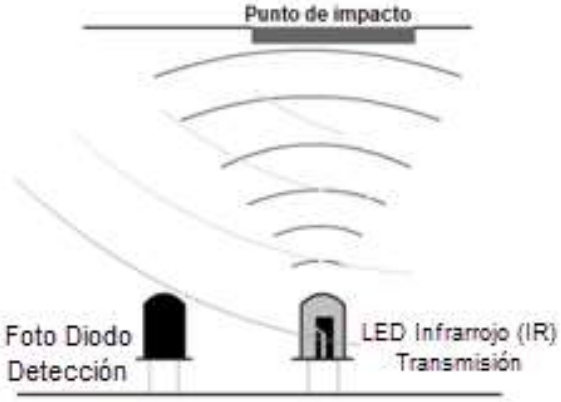


Figura 1.10. Representación del funcionamiento de un sensor infrarrojo de obstáculos. El sensor emite una señal luminosa en el rango de luz infrarrojo que refleja en un punto de impacto y es captado por un diodo detector.

(Fuente: https://www.luisllamas.es/detectar-obstaculos-con-sensor-infrarrojo-y-arduino/)

Dispositivos de Monitoreo de Salud

Son aquellos dispositivos que permiten controlar parámetros importantes del paciente en tiempo real, tales como: el ritmo cardiaco y la presión sanguínea, ver Figura 1.11. Todo esto con el propósito de monitorear el estado del paciente y prevenir ciertos incidentes como desmayos, que pueden ser prevenidos con el monitoreo de dichos datos.

Figura 1.11. Dispositivo portátil para medir presión y controlar el ritmo cardiaco. Utilizando una pinza especial en el dedo sensa los pulsos cardiacos, se puede saber de forma confiable, rápida e indolora la presión actual del paciente.

(Fuente: http://notidiariooscar.blogspot.com/2013/04/desarrollan-primer-monitor-cardiaco.html)

Además de los dispositivos electrónicos que se pueden acoplar a la estructura del caminador, se necesita de un sistema de control que acople y forme un solo “sistema nervioso” que rija el funcionamiento del dispositivo.

Sistema de control

Se debe acoplar y utilizar un sistema de control con programación incluida, que permita manipular todas las variables involucradas dentro del proceso de rehabilitación. En la mayoría de los casos se utilizan plataformas de control sencillas y económicas como la

placa Rasberry Pi, ver Figura 1.12, ya que poseen una interfaz amigable con el usuario sin perder la potencia y precisión en su control. Es importante tomar en cuenta al utilizar este tipo de dispositivos la correcta programación de todo el proceso para evitar errores o fallas durante la utilización del caminador inteligente [41].

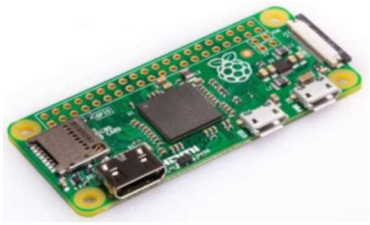


Figura 1.12. Placa Raspberry Pi Zero. Esta placa actúa como el CPU de una computadora de escritorio y necesita una salida de audio y video y la conexión de un ratón y un teclado.

Fuente: https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-zero/

Interfaz de Usuario

En el caso que se requiera la visualización de los datos por parte del usuario, o cuando existen acompañantes que deban monitorear el estado de la persona, se pueden acoplar pantallas o indicadores al circuito de control. Además, se puede utilizar elementos como botones o diales que permiten controlar a los elementos de forma más precisa, esto en el caso de que se requiera modificar los parámetros en tiempo real, en lugar de seguir a cabalidad el programa establecido en el controlador.

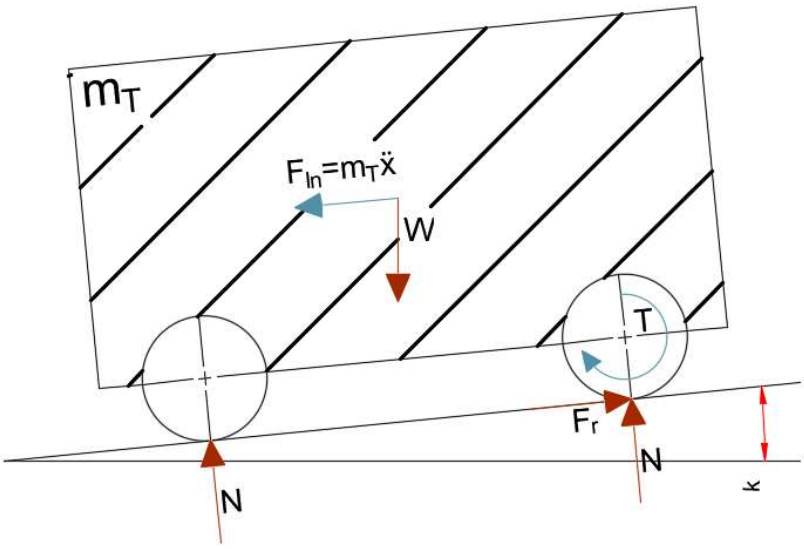
Una vez revisado el fondo del proyecto, se procede a plantear las ecuaciones y fórmulas que serán utilizadas posteriormente para el diseño mecánico del prototipo.

1.5. Diseño mecánico

En esta sección se expresan las diferentes ecuaciones a utilizar durante el diseño mecánico de la estructura del caminador, además de las diferentes variables involucradas y la descripción de estas.

1.5.1. Cálculo de potencia del motor

Ya que se pretende utilizar motores eléctricos, acoplados a la estructura del caminador, para facilitar el movimiento de este durante la caminata del usuario, se necesita calcular la potencia necesaria del motor para completar dicha tarea. Para este cálculo se estudia el dispositivo como un sistema de masa con ruedas sobre un plano inclinado ya que este caso demanda la mayor potencia de trabajo. El sistema utilizado para el estudio se presenta en la Figura 1.13.



Donde:

F_{In}: fuerza inercial

m_T: masa total

W: peso total

T: torque del motor

Fr: fuerza de rozamiento

N: fuerza normal

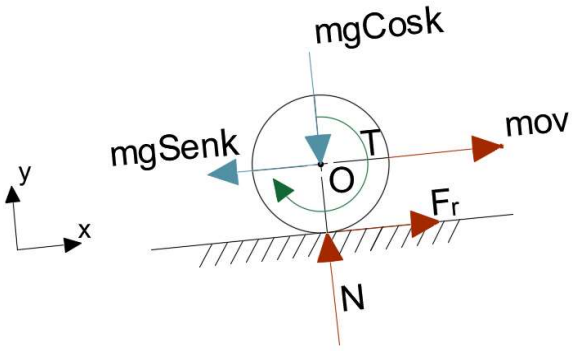
ẍ: aceleración

k: pendiente de la rampa

Figura 1.13. Sistema masa con ruedas. Se utiliza este sistema para poder calcular la potencia necesaria de las ruedas para movilizar el caminador

Fuente: Propia

De forma específica, se debe realizar el análisis en una de las ruedas ya que es sobre esta donde va a actuar el motor. En la Figura 1.14 se presenta el diagrama de cuerpo libre de una rueda con todas las fuerzas y reacciones involucradas sobre de la misma.



Donde:

m_d: masa distribuida sobre la rueda, igual a la mitad de la masa total

Figura 1.14. Diagrama de cuerpo libre de la rueda delantera del caminador. Se presentan todas las reacciones y momentos que actúan sobre la rueda para calcular la potencia necesaria.

Fuente: Propia

Con el diagrama de cuerpo libre presentado se utiliza la ecuación de equilibrio de fuerzas en el eje x para encontrar el valor de la fuerza de rozamiento. Posteriormente, se utiliza la ecuación de equilibrio de torques en el centro O de la rueda para determinar el torque necesario del motor. Una vez calculado este valor, se procede a calcular la potencia que el motor debe tener para movilizar la estructura. A continuación, se presentan las ecuaciones necesarias para obtener esta potencia:

$$\sum Fx = m_T \ddot{x}$$

$$f_r - m_d g Senk = m_T \ddot{x}$$

$$f_r = m_T \left(\ddot{x} + \frac{gSenk}{2} \right) \tag{1.1}$$

$$\sum T_O = I_o \alpha$$

$$T - f_r r_r = I_o \times \frac{\ddot{x}}{r_r}$$

$$T = I_o \times \frac{\ddot{x}}{r_r} + f_r r_r \tag{1.3}$$

$$\ddot{x} = \frac{V_f - V_o}{\Delta t} \tag{1.4}$$

$$P = T\omega \tag{1.5}$$

$$\omega = \frac{V_f}{r} \tag{1.6}$$

Donde:

T: torque del motor [N.m]

r_r: radio de la rueda [m]

Vf: velocidad final [m/s]

Vo: velocidad inicial [m/s]

Δt: período de tiempo [s]

ω: velocidad angular [rad/s]

P: potencia del motor [W]

Io: inercia de la rueda [kg/m^2]

1.5.2. Cálculo de diámetro de tubo para la estructura

Como material principal de la estructura del caminador se planea utilizar tubos de sección circular. Ya que el factor de seguridad para caminadores se encuentra en normativas internacionales, se escogerá un tubo comercial disponible en la ciudad y se determinará su factor de seguridad. Este factor será comparado con el factor por normativa y si el factor de seguridad calculado es mayor que el fijado en normativa, entonces se aceptará dicha elección de tubo. Para estos cálculos se utilizarán las siguientes ecuaciones:

$$n = \frac{S_Y}{\sigma_C} \tag{1.7}$$

$$\sigma = \frac{F}{A} \tag{1.8}$$

$$A = \pi \times \frac{D_e^2 - D_i^2}{4} \tag{1.9}$$

Donde:

n: factor de seguridad

S_Y: resistencia a la fluencia del material [MPa]

σ: esfuerzo producido [MPa]

F: fuerza aplicada [N]

A: área [m^2]

D_i: diámetro interno del tubo [m]

D_e: diámetro externo del tubo [m]

1.5.3. Criterio de esbeltez

Este criterio es utilizado para determinar si es que un miembro de la estructura pandea o no. Según la teoría de Euler-Engesser, se debe calcular el radio de giro mínimo en función del material y el radio giro de la sección escogida para definir si el elemento pandea o no [42]. Para los cálculos de este criterio se emplearán las siguientes ecuaciones:

$$r_{min} = \frac{L}{2 \times \sqrt{\frac{\pi^2 \times E}{f_y}}} \tag{1.10}$$

$$I = \frac{\pi}{64} \times (D_e^4 - D_i^4) \tag{1.11}$$

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \tag{1.12}$$

Donde:

r_{min}: radio mínimo de giro [m]

L: longitud de pandeo [m]

E: módulo de elasticidad [MPa]

f_y: límite elástico [MPa]

I: momento de inercia de la sección [m^4]

r: radio de giro de la sección [m]

1.5.4. Esfuerzo de corte en pernos

Para la selección de los pernos que unirán las juntas impresas en 3D con los tubos de la estructura se calcula el factor de seguridad que ofrece en cuando se aplica un esfuerzo de corte a la sección transversal. A continuación, se muestran las ecuaciones a utilizar para dichos cálculos:

$$\tau_p = \frac{F_C}{A_p} \tag{1.13}$$

$$n_p = \frac{Ss_Y}{\tau_p} \tag{1.14}$$

Donde:

Ss_Y: resistencia al corte del material del perno [MPa]

τ_p: esfuerzo de corte [MPa]

A_p: área transversal del perno [m^2]

n_p: factor de seguridad en corte puro

1.5.5. Criterio de aplastamiento

Para determinar si es que el espesor de las juntas que serán impresas en 3D es el adecuado, se utiliza el criterio de aplastamiento para evaluar el esfuerzo aplicado en el punto de acción de los pernos. Este criterio evalúa el esfuerzo generado al ajustar los pernos sobre la junta 3D, comparándolo con su resistencia a la fluencia. Si el esfuerzo provocado en dicha área es menor al soportado entonces se asume que el espesor es el adecuado. Tras simplificar la ecuación del esfuerzo y para determinar el área de aplastamiento se utiliza la siguiente ecuación:

$$A_j = D_p \times e_j \tag{1.15}$$

Donde:

A_j: área de aplastamiento en la junta [m^2]

D_p: diámetro del agujero [m]

e_j: espesor de la junta [m]

2. METODOLOGÍA

Para el presente proyecto de titulación se pretende utilizar dos métodos de investigación para poder cumplir con los objetivos presentados.

La primera parte del proyecto se desarrolla con el método lógico inductivo, basándose en toda la bibliografía que se pueda encontrar sobre el tema. En esta parte es importante tomar en cuenta todos los parámetros que se pueden involucrar en el diseño y la construcción del prototipo, basándose en las necesidades tanto económicas como ergonómicas que puedan presentar los futuros usuarios del dispositivo. Con la ayuda de investigación de campo se pretende recolectar información en centros de rehabilitación, de pacientes que podrían ser los futuros usuarios del dispositivo a diseñar en este proyecto, de forma que se tenga una especie de retroalimentación que pueda potenciar el diseño y ajustarlo a las necesidades reales que presentan las personas con discapacidad motriz.

Para continuar el proyecto, se utiliza el método experimental de observación, esto debido a que se intentará replicar los objetivos presentados en el proyecto “Desarrollo de una Plataforma Robótica Adaptable para Rehabilitación y Asistencia en la Caminata”, conocido como “AGoRA”, desarrollado por el Centro de Biomecatrónica de la ECIJG (Escuela Colombiana De Ingeniería Julio Garavito) [17]. Se realizará énfasis en los diferentes materiales necesarios para la fabricación del dispositivo ya que se pretende que este sea accesible para las personas de bajos recursos sin perder la funcionalidad ni aumentando el peso de este.

El enfoque por utilizarse durante toda la investigación es de carácter cualitativo, porque lo que se busca prioritariamente es que una persona que pertenezca al grupo I o II del SCFMG, presente resultados positivos después de utilizar el dispositivo frecuentemente, mejorando su calidad de vida al ayudarse en sus actividades diarias que requieran caminata.

En el capítulo 1 se presentó el trabajo realizado por el CFB de la ECIJG que contempla la base del presente proyecto. Consecuentemente, el primer paso de nuestra metodología fue realizado durante mi estancia de investigación en dicho centro, dentro de este centro se construyó un banco de pruebas para uno de los prototipos construidos, en la sección 2.2 se presenta los resultados de la estancia y los conocimientos obtenidos que se utilizarán en el presente proyecto.

Como siguiente paso se realizó una extensa revisión bibliográfica acerca de discapacidades y dispositivos de rehabilitación, la información más importante fue previamente resumida dentro del capítulo 1 de este documento.

Basándose en dicha revisión bibliográfica, se definen parámetros de construcción y especificaciones del prototipo. De forma paralela a la revisión, se recolectaron datos en centros de rehabilitación de la ciudad de Quito y se determinaron las necesidades de personas con discapacidad, así también como los requerimientos a satisfacer. Esta información se expone dentro de la sección 2.1.

A continuación, con los requerimientos y especificaciones expuestos, en la sección 2.2 se plantea un modelo del caminador, cuyos parámetros de diseño son presentados en la sección 2.3.

En la sección 2.4 se exponen las consideraciones para diseño y selección de componentes mecánicos. En esta sección se utilizan los requerimientos y especificaciones junto con las ecuaciones mostradas en la sección 1.5 para analizar el prototipo planteado y obtener planos de construcción y montaje de la estructura del caminador.

Seguidamente, en la sección 2.5 se muestra el análisis del prototipo planteado donde se determina las dimensiones del tubo escogido, las reacciones que actúan sobre la estructura y el factor de seguridad. También se determina si existe o no pandeo y se calcula la deflexión que existe en la estructura.

Como siguiente paso, en la sección 2.6, se presenta el proceso realizado durante la construcción de la estructura y el montaje de los elementos electrónicos. Finalmente, en la sección 2.7, se detalla el protocolo de pruebas a las cuales será sometido el prototipo construido. Con los resultados de estas pruebas se obtendrán los resultados que serán discutidos posteriormente dentro de este documento.

En la Figura 2.1 se presenta un diagrama de flujo del proceso a realizar durante la realización del proyecto, en donde se resumen todos los pasos expuestos anteriormente.

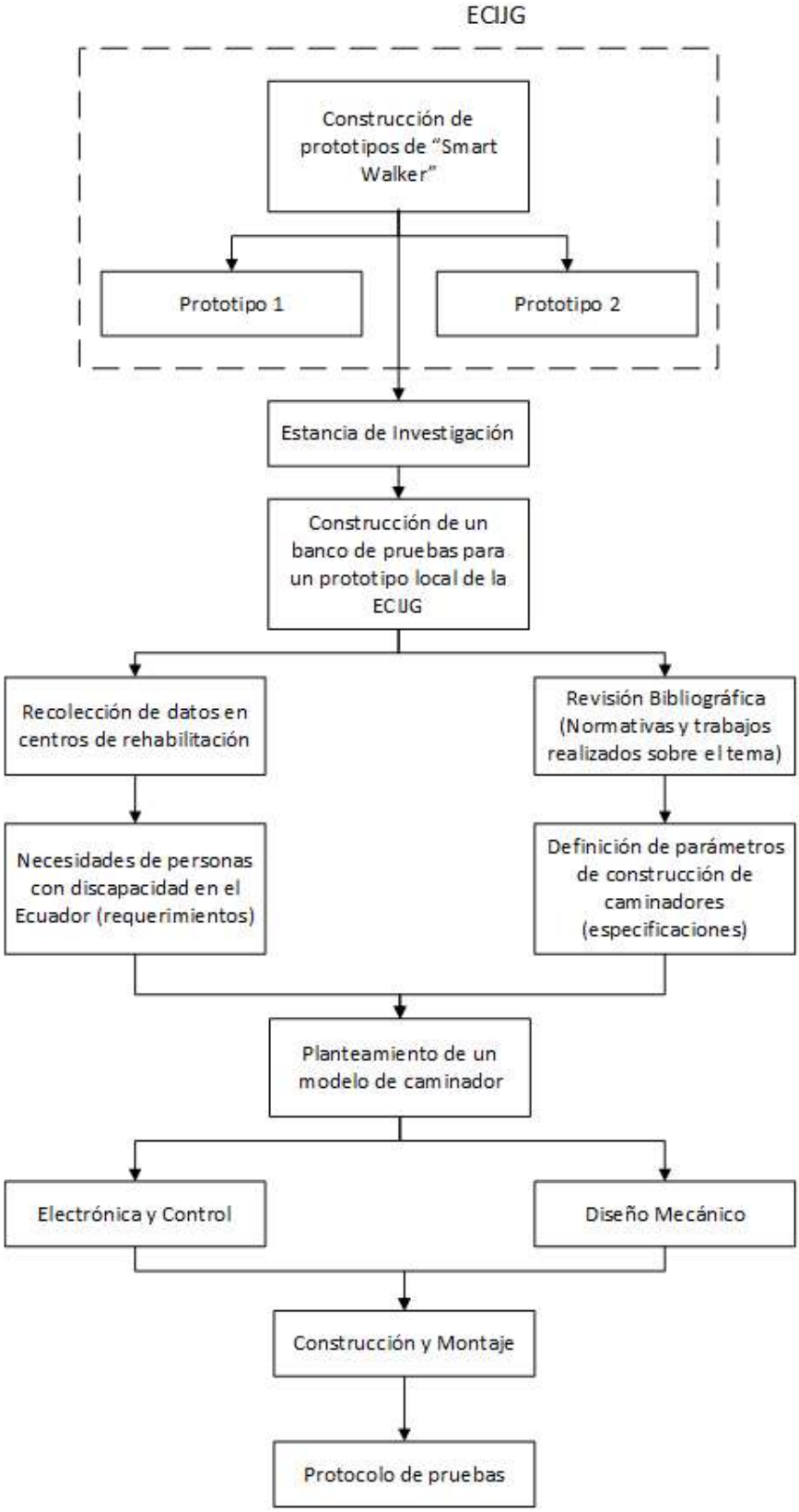


Figura 2.1. Diagrama de flujo de la metodología necesaria para realizar el proyecto. Se presentan todos los pasos necesarios a cumplir para cumplir con los objetivos planteados del proyecto.

Fuente: Propia

2.1. Análisis de requerimientos en base a encuestas

Para definir los requerimientos del caminador se realizó una encuesta en diferentes centros de rehabilitación de la ciudad de Quito. En estos centros, se obtuvo información sobre las necesidades específicas que presentan las personas a las que se asignan los caminadores como dispositivos de rehabilitación. Normalmente, los usuarios de estos dispositivos son personas que han sido diagnosticadas con espasticidad, o que se encuentran en los niveles I o II del SCFMG. Esta encuesta es importante ya que permite determinar la llamada "voz del usuario" de la que se parte para plantear un prototipo del caminador.

Uno de los centros visitados es el "Centro de medicina del deporte" ubicado en la parroquia "La Vicentina" de la ciudad de Quito, en donde el médico deportólogo Fernando Cevallos y el licenciado en fisioterapia Fausto Muñoz expresaron sus criterios sobre los caminadores. Las necesidades presentadas por los expertos tratan netamente sobre accesorios adicionales o características específicas que podrían optimizar el funcionamiento de nuestro caminador. Estas necesidades se presentan en la Tabla 2.1 .

Tabla 2.1. Necesidades expuestas por los expertos del "Centro de medicina del deporte". Se presenta la necesidad específica, el criterio y la justificación por la cual esta ha sido expresada.

Necesidad	Criterio	Justificación
Estructura	Altura ajustable	Dependiendo la contextura del usuario se necesita que el caminador tenga una altura específica.
Accesorios	Silla o asiento	Después de cierto tiempo caminando los usuarios pueden cansarse y necesitan un asiento para descansar.
	Cinturón de seguridad o fijación	Evitar el encorvamiento de los pacientes luego de cierto tiempo de utilizar el caminador.
Sensores	Sensor de claudicación	Detectar el cojeo y avisar al usuario que tiene que corregir la caminata.
	Sensor de presión en las agarraderas	Cuando se arrastra los pies al utilizar el caminador se tiende a ejercer presión extra sobre las agarraderas, por lo que un sensor puede detectar este fenómeno para ser corregido.
	Sensor de pulso	Permite monitorear el estado de salud del usuario.
	Contador de pasos	Estimular al usuario al llevar cuenta de su progreso en pasos.

Parámetros	Velocidad regulable	Aumentar de una velocidad inicial de 1 km/h al principio de la terapia a 3 o 4 km/h momentos después.

Fuente: Propia

Ya que las necesidades presentadas por los diferentes expertos de los centros de rehabilitación no hablan sobre parámetros dimensionales, se utiliza la información obtenida del trabajo presentado por Foley y otros [43] que expone los criterios más importantes a considerar durante el diseño de los elementos del caminador. Dichos criterios son listados en la Tabla 2.2. donde se expresa la justificación para el mismo.

Tabla 2.2. Criterios de diseño de caminadores. Se presentan los principales criterios de diseño y normas tomados en cuenta al momento de diseñar caminadores como dispositivos de rehabilitación.

Criterio	Justificación
Los soportes verticales deben tener al menos 45 cm entre sí.	El caminador debe ser lo suficientemente amplio para que el usuario pueda utilizarlo cómodamente. Este dato se basa en el ancho de cadera promedio de personas en Pichincha [44].
El ancho máximo del caminador debe ser 90 cm.	Este dato está basado en el espacio promedio que existe en una puerta, obtenido de la norma técnica ecuatoriana INEN 3141 [45].
El largo máximo del caminador debe ser de 66 cm.	Se debe asegurar la maniobrabilidad basando la profundidad máxima del caminador igual a la profundidad promedio del caminador comercial más grande.
La masa máxima de un caminador debe ser de 7 lb (3.18 kg)	Existen efectos negativos por tener un caminador demasiado pesado. Puede provocar inestabilidad, y genera un esfuerzo mayor en las juntas superiores del cuerpo del usuario ya que se incrementa la energía necesaria para caminar [46]. Por esta razón se determina que el usuario no debería levantar más de 7 libras de masa, de forma que se evite cualquier efecto negativo del caminador.

Fuente: Propia

Con todos los parámetros previamente planteados se puede definir el tipo de persona que podrá utilizar el “Smart Walker” y obtener resultados positivos durante su rehabilitación. Personas con capacidades motrices reducidas, pertenecientes a los niveles I y II del SCFMG, personas no videntes y personas mayores de 65 años con alturas entre 1.65 y 1.80 [m] se podrán beneficiar del uso del dispositivo ya que encontrarán una ayuda durante su desplazamiento sin la necesidad de preocuparse por los obstáculos ni el requerimiento de una gran fuerza para movilizar el peso del caminador.

2.2. Planteamiento del prototipo del caminador

En esta sección se mostrará el trabajo que se realizó durante la estancia de investigación en la ECIJG, la información obtenida de la misma y lo que se utilizará dentro del prototipo del caminador. También se muestra el bosquejo del prototipo planteado que será posteriormente analizado.

2.2.1. Banco de pruebas construido para un prototipo del CFB

La primera parte del trabajo que se desarrolló durante la corta estancia en la ECIJG fue el diseño y la construcción de un “banco de pruebas”, el cual es mostrado en la Figura 2.2, que permite probar galgas extensiométricas que reemplazan los sensores de fuerza utilizados en los primeros diseños. El objetivo del banco de pruebas fue el estudiar el comportamiento de las galgas al comprimir y expandir el tubo que soporta el apoyabrazos y su relación con la intención de movimiento. La principal ventaja que poseen estos dispositivos es el que relativamente no aportan al peso del ensamble. La desventaja por otra parte es la complejidad durante el proceso de conexión a un circuito y la programación que permita obtener los datos que el sensor presenta al aplicar una fuerza.

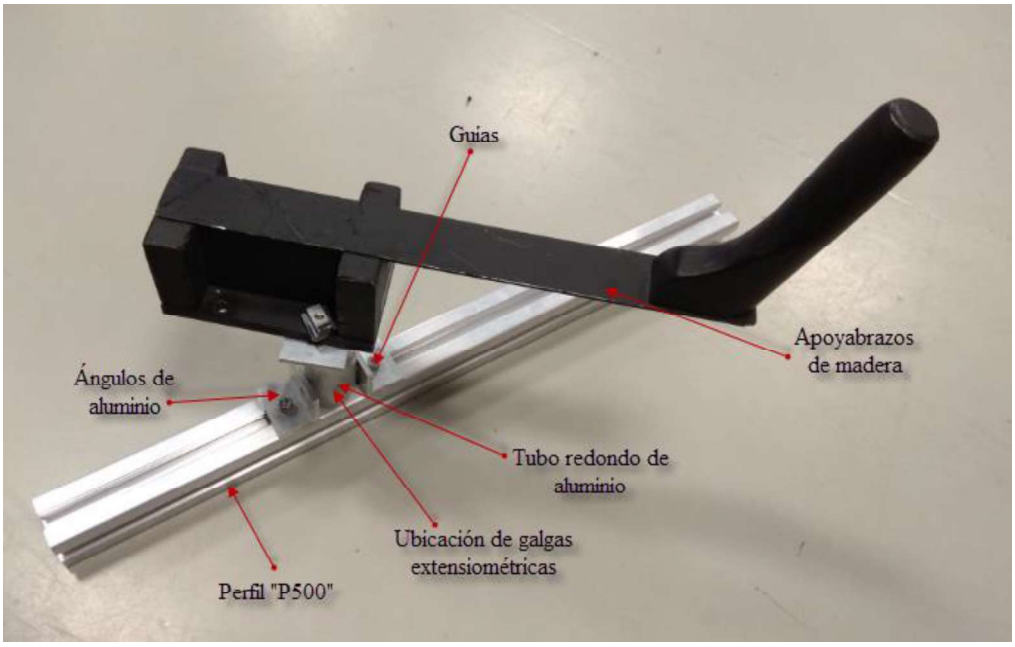


Figura 2.2. Banco de pruebas para ensayo de galgas extensiométricas. Se presenta una fotografía del banco de pruebas construdio para el testeo de las galgas.

Fuente: Propia

Las galgas fueron ubicadas en la superficie del tubo redondo ya que este es el lugar que presenta mayor deformación al manipular el apoyabrazos, por lo que el sensor arrojaría valores adecuados para detectar intención de movimiento.

La segunda parte del trabajo realizado durante la estancia se basó en la parte electrónica y de control del banco de pruebas. Una vez terminado el ensamble mecánico, se fabricó un circuito electrónico simple utilizando una placa Raspberry y un amplificador de señal HX711 que permita recibir los datos presentados por las galgas y amplificados de forma que puedan ser interpretados como intención de movimiento.

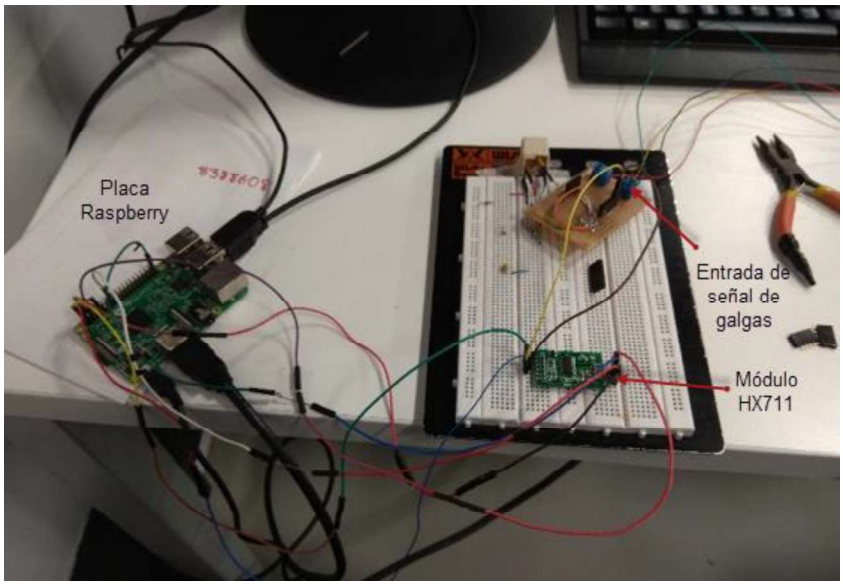


Figura 2.3. Circuito de control fabricado para recibir los datos de las galgas extensiométricas. Se utilizó una placa Raspberry Pi conectado al amplificador HX711 para recibir la señal de las galgas.

Fuente: Propia

En la Figura 2.3 se presenta el circuito construido que fue utilizado para receptar los datos de deformación utilizando las galgas acopladas al banco de pruebas. Conjuntamente se realizó una programación en el sistema operativo Ubuntu con la placa Raspberry Pi, que presentó una serie de datos que variaban con la deformación que se le daba al tubo redondo del banco de pruebas.

Al finalizar las pruebas con el banco se presentó la necesidad de encontrar un elemento electrónico que sea capaz de detectar intención de movimiento del usuario de forma simple y eficaz. Aunque las galgas extensiométricas no aportan un peso significativo al prototipo, se necesita un alto conocimiento en electrónica y programación para obtener resultados útiles de estas, por esto, en nuestro prototipo se pretende utilizar una pequeña palanca electrónica ya que su peso es muy bajo y la señal de salida que esta presenta es fácil y rápida de interpretar. Así mismo, se utiliza la estructura general del banco de pruebas como base para el diseño del apoyabrazos en nuestro caminador. En la Figura 2.4. se presenta un modelo del apoyabrazos que será acoplado a la estructura del caminador durante el montaje de este.

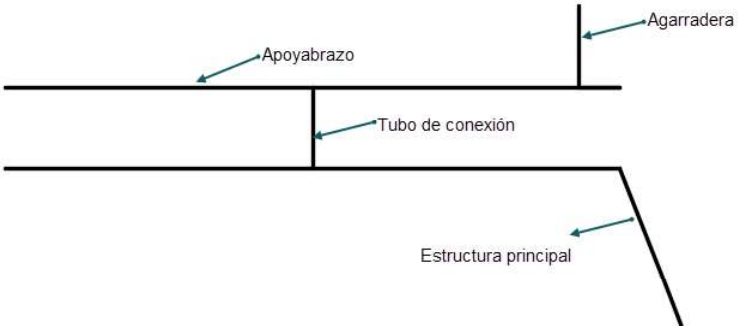


Figura 2.4. Esquema del apoyabrazos a construir, vista lateral. Se mantiene la estructura general del banco de pruebas construido en CFB de la ECIJG. Se planea colocar el sensor de intención de movimiento en la agarradera en lugar del tubo de conexión.

Fuente: Propia

2.2.2. Prototipo del Smart Walker

Basándose en los diseños construidos por el equipo del CFB de la ECIJG y utilizando el modelo de apoyabrazos construido en el banco de pruebas se procede a proponer un diseño original de un Smart Walker. Este diseño deberá posteriormente ser analizado parte por parte y evaluado de forma que se cumplan con los requerimientos planteados en la sección 2.1. En la Figura 2.5 se presenta un boceto del diseño planteado.

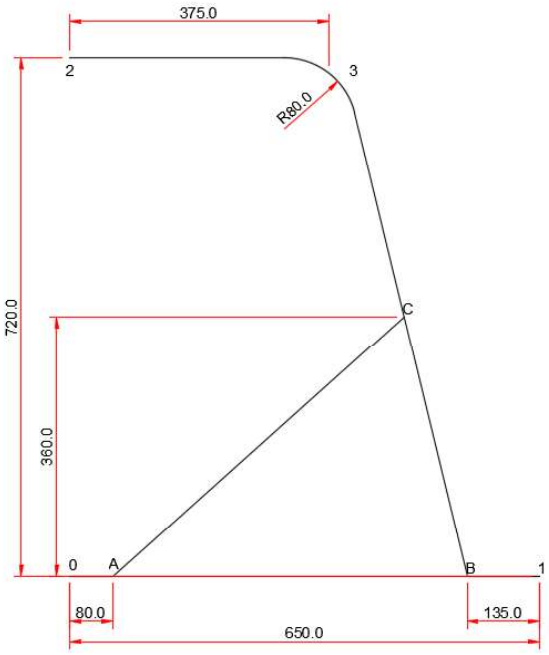


Figura 2.5. Boceto del diseño planteado. Se presenta la geometría escogida y las medidas del diseño preliminar del Smart Walker

Fuente: Propia

Se plantea esta configuración que forma una estructura plana con un triángulo formado entre los puntos A, B y C, esperando que soporte el peso del usuario sin doblarse ni fallar.

Además, el apoyabrazos será colocado sobre el elemento 2-3 para aumentar altura a la estructura y para facilitar la utilización del caminador.

Para evaluar el diseño, en el capítulo posterior se determinarán las reacciones en los apoyos, la deflexión del punto 2 y se utiliza el criterio de esbeltez en el miembro más vulnerable de la estructura. Según la norma ISO 11199-2 [47], para dispositivos de rehabilitación como la silla de ruedas o el andador, se utiliza un factor de seguridad de 2.5 ya que se necesita asegurar la integridad del usuario. Por otro lado, Mademli y Arampatzis [48] sugieren que cuando una persona de edad avanzada o una persona con discapacidad física utiliza un dispositivo de rehabilitación, el factor de seguridad se puede reducir a 1.5 ya que la velocidad de utilización disminuye claramente y llegan a un estado de estabilidad de forma más rápida que con usuarios de menor edad o aquellos sin discapacidad física.

Ya que los usuarios objetivo para nuestro “Smart Walker” son personas con discapacidad leve a moderada, personas de edad avanzada o personas con discapacidad visual, se resuelve que el fator de seguridad mínimo que debe tener nuestro caminador es de 1.5.

2.3. Parámetros de Diseño

Una vez propuesto un boceto del prototipo del caminador, en esta sección se resumen los diferentes parámetros a ser tomados en cuenta. Estos parámetros fueron definidos durante la experiencia obtenida durante mi estancia de investigación en la ECIJG y también basándose en las necesidades expuestas por los usuarios. En la Tabla 2.3 se presentan los principales temas estudiados para obtener los parámetros de diseño y ciertos puntos específicos sobre los mismos.

Tabla 2.3. Criterios de diseño necesarios para el caminador inteligente. Se presentan los principales criterios tomados en cuenta durante la propuesta del prototipo del caminador.

Criterios	Comentarios
Materiales	Utilizar materiales ligeros para obtener el mínimo peso posible de la estructura.
Ruedas	Utilizar ruedas traseras de libre movimiento para facilitar el desplazamiento.
	Utilizar ruedas delanteras motorizadas que disminuyan el esfuerzo realizado por el usuario.
Dispositivos Electrónicos	Utilizar sensores y actuadores que formen parte de un sistema de control.

	Utilizar sensores de intención de movimiento en el apoyabrazos.
Apoyabrazos	Colocar apoyabrazos ergonómicos en la estructura del caminador.

Fuente: Propia

2.4. Consideraciones para diseño y selección de componentes mecánicos

En esta sección procede a revisar los principales criterios tomados en cuenta para completar el prototipo del caminador inteligente. Estos criterios se reflejan como la voz del ingeniero ya que están basadas en trabajos similares realizados por diferentes autores [43, 44,46], normas internacionales [45,49] y parámetros generales de diseño mecánico y electrónico (Sección 2.3).

2.4.1. Materiales

Se necesita que la estructura tenga el menor peso posible, caso contrario, esto puede ser perjudicial para el usuario, ya que existe la posibilidad de generar un esfuerzo mayor en las juntas superiores del cuerpo del usuario [46]. Por otro lado, se busca un material que sea capaz de resistir los esfuerzos provocados durante la marcha. En el caso de la estructura, se deben estudiar dos casos diferentes, los elementos de esta y las juntas que los unen.

<u>Elementos</u>

En el trabajo realizado por Somerset y otros [49], se utilizan materiales compuestos como la aleación Titanio-Níquel por la alta resistencia que esta presenta y la baja densidad que se puede obtener al realizarla. Además, el mantenimiento del dispositivo se facilita ya que este material es mucho menos propenso a la corrosión.

Por otro lado, según los trabajos realizados por varios autores [51,52,53,20,54], el aluminio es uno de los materiales más utilizados para la construcción de los caminadores inteligentes por sus propiedades que cumplen con los requerimientos principales de un dispositivo de rehabilitación. La principal ventaja del aluminio es su baja densidad en comparación con otros metales como el acero (2.9 veces menor), que reduce considerablemente el peso de la estructura del caminador. Además, la tubería de aluminio comercial producida en Ecuador pasa por un proceso de anodizado y cromado [50] que evita que esta se corroa a condiciones normales del medio ambiente. Por lo tanto, se escoge aluminio como material para construcción.

Juntas

Como una alternativa para estos elementos se pretende utilizar uniones fabricadas mediante impresión 3D que utiliza ácido poliláctico (PLA) como su principal material. Este ofrece una buena resistencia a la tracción (45,6 MPa), una alta resistencia a la flexión (103 MPa) y buena calidad superficial. La principal ventaja que presentaría el utilizar este tipo de uniones es el aumento en la versatilidad del dispositivo ya que se podría desarmar y armar cuando se requiera para poder ser transportado de forma más fácil.

2.4.2. Ruedas

Como se ha mencionado previamente, se necesita que las ruedas delanteras sean diferentes a las traseras ya que no cumplen la misma función durante el desplazamiento del dispositivo. En la Figura 2.6 se puede observar que un modelo típico de un caminador que existe actualmente en el mercado.

Figura 2.6. Modelo de caminador simple con ruedas delanteras. Las ruedas delanteras facilitan el movimiento y las patas traseras ayudan al equilibrio.

(Fuente: https://sillasderuedascali.com/producto/caminador-con-ruedas/)

Como se observa en la Figura 2.6, en estos modelos, las ruedas utilizadas en la parte delantera del dispositivo son adaptadas en un eje simple para facilitar el movimiento del caminador, mientras que en la parte trasera no se colocan ruedas. Este hecho representa una completa desventaja de diseño ya que el usuario debe levantar el caminador para poder realizar un paso, lo cual evita que la fuerza utilizada durante dicha actividad se enfoque en la parte inferior del cuerpo.

Para cubrir con los requerimientos de diseño, se pretende utilizar ruedas delanteras que tengan acopladas motores eléctricos que puedan ser regidos por el sistema general de control y disminuyan la fuerza física que tenga que realizar el usuario para mover el caminador, además las ruedas traseras de libre movimiento facilitan el desplazamiento de la estructura y pueden girar en cualquier dirección.

Determinación de potencia del motor

La selección del motor se basa en un estudio dinámico de la estructura del caminador en el que se estudian las fuerzas y pesos que existen en el caminador de forma que se pueda seleccionar uno con la potencia suficiente para movilizar la estructura completa.

Para este estudio se utiliza una masa de 80 [kg] que equivale a la suma de la masa promedio de un paciente en rehabilitación física, y la masa aproximada del caminador cuando esté completamente construido. Ya que se utilizarán dos motores se distribuye la masa total a la mitad sobre cada rueda. Como se presentó en la sección 2.1. el motor debe ser capaz de movilizar al caminador desde el reposo hasta una velocidad constante en un periodo de tiempo de 5 [s], de forma que el usuario pueda acostumbrarse a la velocidad sin sufrir caídas por una excesiva aceleración.

Utilizando las ecuaciones expuestas en la sección 1.5 (Ec. 1.1 a 1.4) y los requerimientos de velocidad expuestos en la sección 2.1 (V_o = 0 [km/h], V_f = 4 [km/h] y Δt = 5 [s]) se calcula el torque necesario para mover el motor. Con un valor de radio de la rueda de 0,1016 [m], una fuerza de rozamiento de 55,85 [N], una velocidad angular de 10,94 [rad/s] y una inercia de la rueda de 0,01 [kg.m^2], se obtiene un torque de 5,7 [N.m].

Una vez obtenido el valor aproximado del torque se utiliza las ecuaciones (1.5 y 1.6) para obtener la potencia mínima necesaria que debe tener cada motor para que se produzca dicho torque en la rueda, siendo este de 62,32 [W].

Para el presente proyecto, se pretende realizar las pruebas dentro de un ambiente de laboratorio, utilizando siempre un terreno plano. El propósito de calcular la potencia necesaria para trabajar en pendientes es de definir este valor para una mejora del prototipo. Para el caso de un terreno plano se presenta una fuerza de rozamiento de 8,8 [N] y un torque de 0,916 [N.m], lo que se refleja en una potencia de 10,02 [W] por rueda. En la Tabla 2.4 se presentan las especificaciones técnicas de los motores que será acoplados a la estructura.

Tabla 2.4. Especificaciones técnicas del motor. Se presentan las principales características de los motores que serán acoplados a la estructura del caminador.

Especificación	Valor	Unidad
Relación de transmisión	30:1	[-]
Voltaje de trabajo	12	[V]
Torque de calado	1,37	[N.m]
Potencia de salida	12	[W]

Fuente: https://www.pololu.com/product/1103/specs

2.5. Análisis de la estructura planteada

Después de haber planteado una estructura para un caminador inteligente se procede en este capítulo a analizar dicha estructura bajo diferentes criterios, de forma que se asegure que esta cumpla con los requerimientos expuestos en la sección 2.3.

2.5.1. Elementos de la estructura

Para el análisis del prototipo se utiliza la geometría planteada en la sección 2.2 y se procede primeramente a encontrar las reacciones en los diferentes puntos de la estructura. Se supone una persona con masa de 70 kg ya que esta es la masa promedio de las personas que asisten a realizar terapia física en el "Centro de Medicina del Deporte". Utilizando el diagrama de cuerpo libre del caminador, presentado en la Figura 2.7, se pueden obtener las principales reacciones que se presentan en las juntas del caminador.

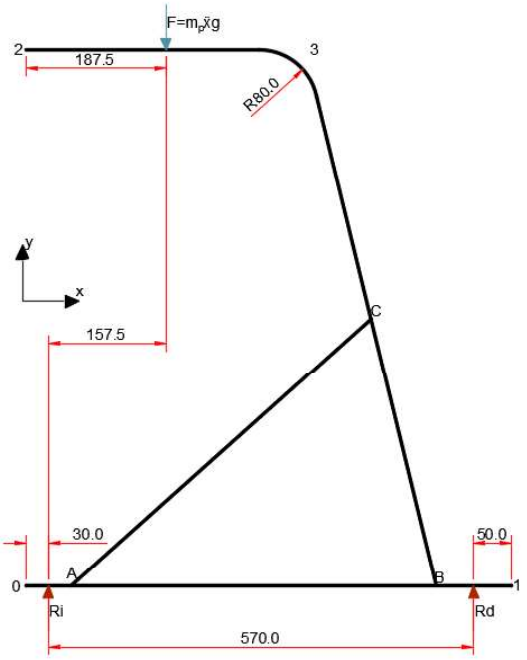


Figura 2.7. Diagrama de cuerpo libre de la estructura del prototipo. Se presentan el punto de aplicación del peso de la persona y las reacciones en las ruedas.

Fuente: Propia

Con las reacciones en las ruedas se procede a calcular las reacciones en cada elemento de la estructura. Para esto se utilizan los diagramas de cuerpo libre mostrados en la Figura 2.8 . En la Tabla 2.5 se presentan los resultados obtenidos de estos cálculos.

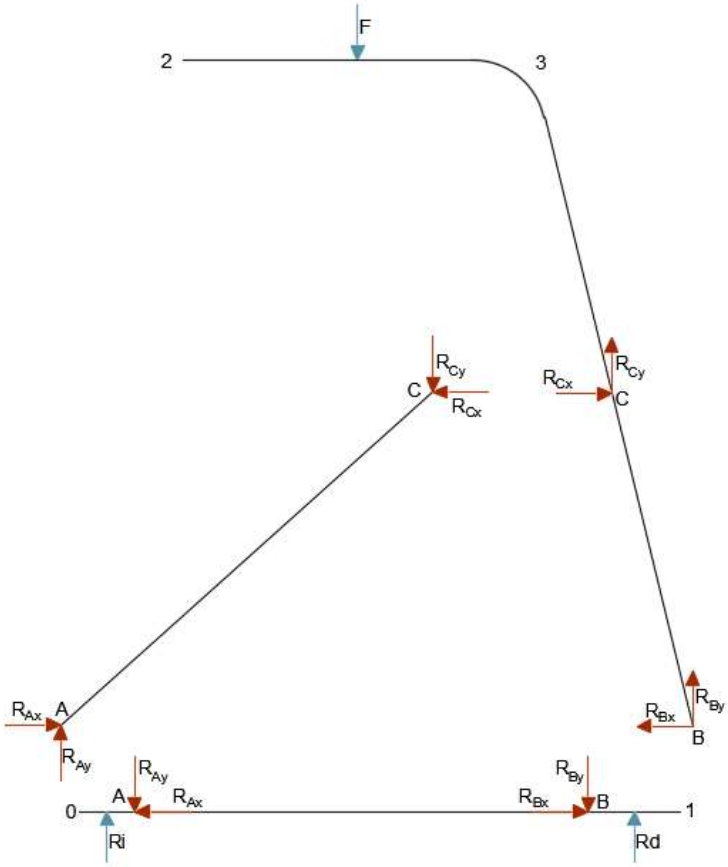


Figura 2.8. Diagramas de cuerpo libre de los elementos del caminador. Se muestran los 3 elementos que componen la estructura del caminador y las reacciones que actúan sobre ellos.

Fuente: Propia

Tabla 2.5. Reacciones en las ruedas y las juntas del caminador.

Reacción	Valor en x [N]	Valor en y [N]
Rd (rueda delantera)	0	189,75
Rt (rueda trasera)	0	496,95
R_A	523	523
R_B	523	163,7
R_C	523	523

Fuente: Propia

Con las reacciones obtenidas en los diferentes elementos de la estructura se realizan diagramas de fuerzas cortantes y de momentos flectores para determinar el miembro de esta que sufre mayor deformación al aplicar una carga.

Utilizando el software ANSYS, se realizó una simulación mecánica de la estructura planteada de forma que se conozca cuál de los elementos de esta presenta los mayores esfuerzos. El resultado de esta simulación se presenta en la Figura 2.9.

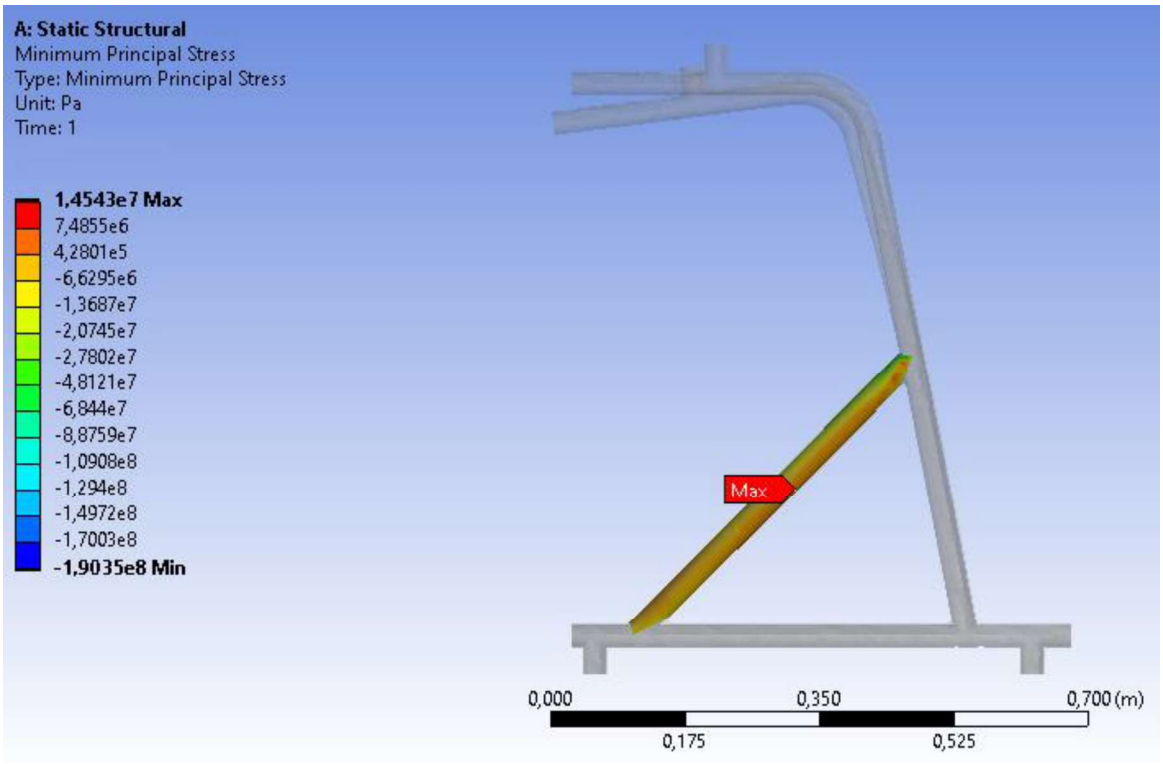


Figura 2.9 Simulación de la estructura en ANSYS. Se muestra el punto de la estructura donde se presenta el esfuerzo máximo después de aplicar la carga.

Fuente: Propia

Para el caso estudiado, aunque todos los miembros sufren una deformación muy pequeña, el elemento A-C es el que presenta el mayor valor y el que se utilizará para análisis posteriores. A continuación, utilizando el factor de seguridad definido en la sección 2.2, se procede a determinar las dimensiones del tubo de Aluminio a utilizar en la estructura que cumpla con los requerimientos.

Una vez que se han determinado las reacciones en los elementos, se escoge un tubo comercial de aluminio para determinar el factor de seguridad que este refleja al aplicar la carga y comparar este valor con el factor por normativa. Se escoge un tubo de radio exterior 16 [mm] y espesor 2,5 [mm], el más pequeño existente en el mercado. Utilizando las ecuaciones (1.5-1.7), con un valor de S_Y del aluminio de 240 MPa se obtiene un factor de seguridad de 8,14, un esfuerzo de 31,93 [MPa] y un área trasversal de 2,32 x 10^{-4} [m^2]. Como el factor de seguridad es 5 veces mayor que el factor por normativa por lo que se resuelve que el tubo seleccionado no fallará al aplicarle la carga.

A continuación, se utiliza el criterio de esbeltez para determinar si el miembro A-C pandea o no luego de ser sometido a determinada fuerza. Utilizando las ecuaciones (1.8-1.10) con un módulo de elasticidad de 70 [GPa] y un límite elástico de 110 [MPa], se determina un radio de giro mínimo 0,16 [cm], un momento de inercia de la sección de 2,54 x 10^{-8} [m^4] y un radio de giro de la sección de 1,046 [cm]. Ya que el radio de giro de la sección escogida es mayor que el mínimo, se puede decir que el miembro no pandea ante la aplicación de la carga.

Finalmente, se procede a calcular la deflexión producida en el apoyabrazos al someter la estructura a la carga. Se realiza este estudio tomando en cuenta ya que el miembro 2-3-C-B tiene dos apoyos (C y B), una barra en voladizo (2-3) y es el que soporta la carga directamente; como se observa en la Figura 2.10, el punto 2 del elemento sufre de una deflexión al aplicar la carga W sobre este. De manera general, los diferentes elementos mecánicos como engranes, ejes o vigas, presentan un valor máximo de deflexión en función de su luz o longitud. Ya que el apoyabrazos se asemeja a una viga en voladizo, se utiliza la relación entre la deflexión máxima y la longitud establecida por la resistencia a la fluencia igual a 0,04 [51]. Por otra parte, ya que no existe bibliografía específica sobre deflexión en elementos de caminadores, se supone una deflexión máxima del apoyabrazos entre 5 y 20 [mm] para garantizar el confort del usuario al utilizar el dispositivo.

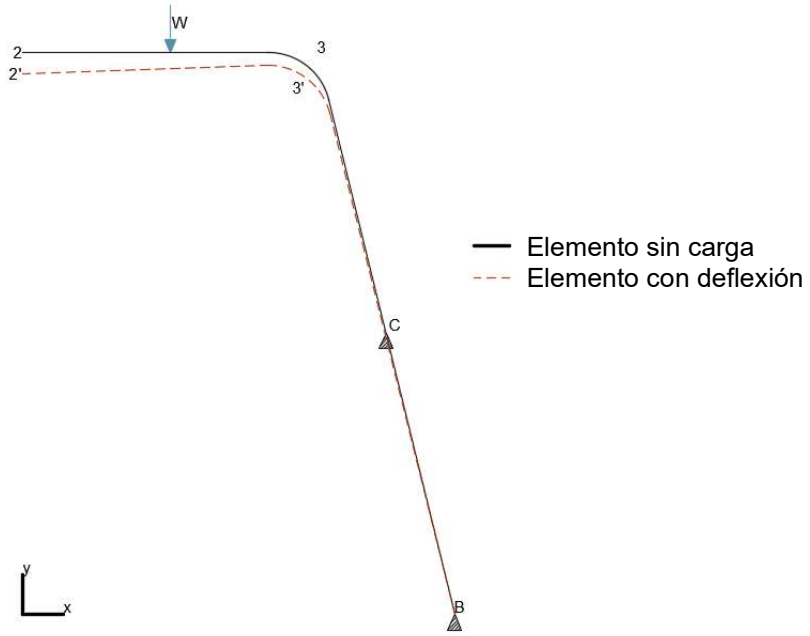


Figura 2.10. Deflexión en el elemento producida por la aplicación de la carga. Se presenta la forma que tiene el elemento sin aplicar carga, y la forma que tendría cuando la carga produce deflexión sobre esta.

Fuente: Propia

Para obtener el valor total de la deflexión en el punto 2, se debe realizar el cálculo en dos partes. Por una parte, se calcula la deflexión del punto 3 como si la carga W se aplicara directamente sobre este, como una viga con 2 apoyos (C y B) y proyectándola sobre el eje y. Por otra parte, se calcula la deflexión en el punto 2 propiamente dicho como si la sección 2-3 fuera una viga en voladizo. Una vez encontradas ambas deflexiones se suma sus componentes en y para obtener el valor de la deflexión en el punto 2. Este valor es de 6,15 [mm] para la carga impuesta que da como resultado una relación entre deflexión y longitud de 0,0164. Ya que este valor es menor a 0,04 se acepta la deflexión calculada.

2.5.2. Simulación en Matlab

Una vez finalizados los cálculos del caso de estudio se realiza un código en Matlab que permita determinar la posición óptima de los puntos A y C. En dicho código, el punto B se mantiene fijo, el punto A varía entre $85 \leq x_A \leq 205$ [mm] y el punto C varía entre $260 \leq y_C \leq 460$ [mm] con respecto al punto de origen 0 (ver Figura 2.5). Estos límites se definen por las posiciones de las ruedas en la estructura, tomando 10 [mm] de separación para evitar posiciones sobrepuestas. Para cada configuración se calcula el peso de la estructura, la deflexión del punto 2 y se determina si existe o no pandeo. En la Figura 2.11 se presenta una gráfica que relaciona la longitud del elemento A-C (x_A/y_C) con los valores correspondientes de deflexión del punto 2 y relación de esbeltez (r/r_{min}).

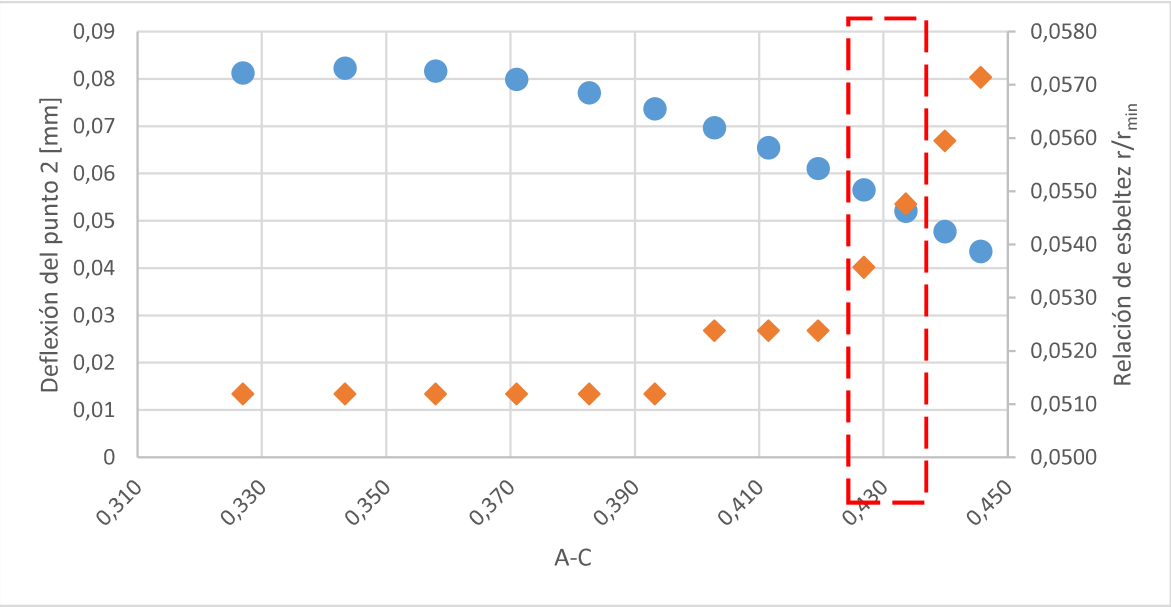


Figura 2.11. Resultados del código de Matlab. Se presenta una relación de las posiciones de los puntos A y C con sus respectivas deflexiones en el punto 2 y criterio de esbeltez.

Fuente: Propia

Los resultados obtenidos de esta simulación reflejaron que la deflexión del punto 2 varía solamente con la posición del punto C, y aunque la relación de esbeltez varía con ambas

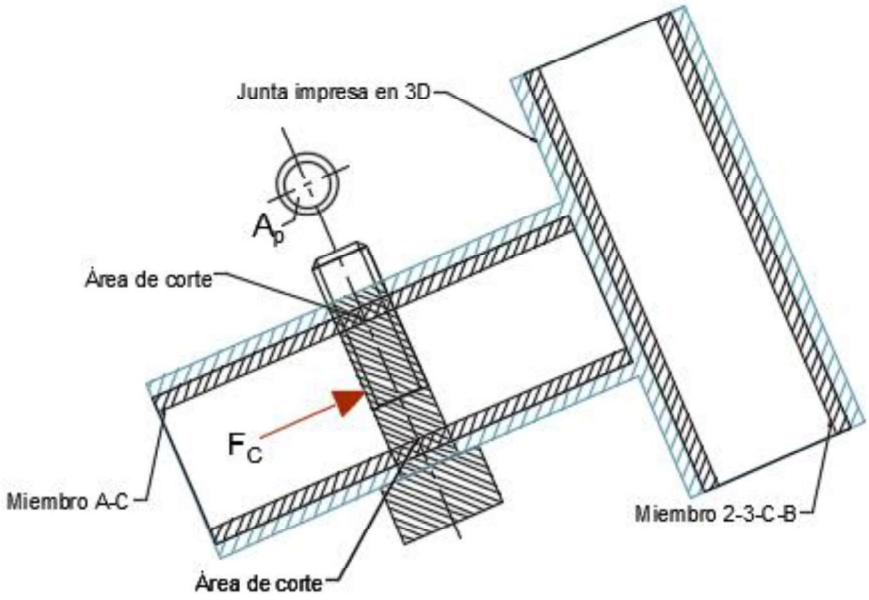
posiciones, no se genera pandeo en el miembro A-C en ninguna configuración. Como se muestra en la Figura 2.11, existe un área donde la dispersión es menor cuando la relación A-C es aproximadamente 0,43 que se presenta con x_A= 155 [mm] y y_C = 360 [mm]. Con estas posiciones determinadas se procede a obtener los planos de los elementos de la estructura del caminador utilizando el software SolidWorks.

2.5.3. Diseño de juntas de PLA

Para el diseño de las juntas que unirán los diferentes elementos de la estructura se necesitan encontrar dos parámetros importantes: medida de los pernos que unirán los elementos con las juntas y espesor de la junta (impresión 3D).

Para seleccionar el perno más adecuado a utilizar en la junta se pretende encontrar el factor de seguridad de este. Los parámetros involucrados en este estudio se presentan en la Figura 2.12.

Para realizar el análisis se selecciona un tamaño de perno normalizado con un área transversal definida, ante la cual la fuerza de compresión F_C actúa en corte. Se considera 2 veces el área ya que como se observa en la Figura 2.12, el perno tiene dos superficies de contacto con la junta 3D.



Donde

F_C: fuerza de compresión en miembro A-C

A_p: área transversal

Figura 2.12. Sección transversal del perno en la junta. Se presenta una vista en corte del perno que atraviesa el elemento y lo une con la junta en la posición especificada.

Fuente: Propia

Utilizando las ecuaciones (1.11 y 1.12), tomando como referencia un perno M8 que tiene un área transversal (A_p) de 32,8 [mm^2] y una fuerza de compresión en el punto C (F_C) con un módulo de 739,63 [N] se procede a calcular el esfuerzo de corte (τ_p). Ya que existen 2

áreas de corte del perno, el valor de Ap en la ecuación 1.11 se duplica. Esto presenta un valor de τ_p de 11,27 [MPa] y un factor de seguridad de 2,8 (1,9 veces mayor que el factor por norma). Con estos resultados se determina que un perno M8 cumplirá con los requerimientos para unir las juntas.

A continuación, para verificar si el espesor de las uniones 3D para las juntas de la estructura es el adecuado, se utiliza el criterio de aplastamiento que evalúa el esfuerzo aplicado en el punto de acción de los pernos. Utilizando el factor de seguridad de 1,5 definido en la sección 2.2 se puede determinar el máximo esfuerzo admisible que puede soportar las uniones.

Utilizando la información de Ultimaker [52], se define que la resistencia a la fluencia del PLA es de 45,6 [MPa]. Se considera un diámetro de agujeros de 8,8 [mm] y un espesor de 2 [mm]. Utilizando la ecuación 1.13, tomando en cuenta un factor de 2 (ya que existen 2 puntos de contacto por perno), se determina que el área de aplastamiento es de 35,2 [mm^2]. Luego, con las ecuaciones (1.5 y 1.6) se calcula que el esfuerzo admisible de la junta es de 91,2 [MPa] y el esfuerzo producido por los pernos al ser ajustados contra los elementos de 18 [MPa]. Estos resultados determinan que el espesor escogido para las juntas de PLA soportará el aplastamiento producido por los pernos una vez ajustados.

2.6. Selección de dispositivos electrónicos

Se planea utilizar dos sensores infrarrojos, uno junto a cada rueda delantera que permita detectar elementos en el camino inmediato del usuario; también se colocarán sensores que detecten cambios en la altura, como cuando se acerque a una grada, para evitar que el usuario caiga bruscamente. Así también, se colocarán sensores de dirección o palancas de mando, uno en cada apoyabrazos para detectar intención de movimiento y definir de mejor manera la dirección a la que el usuario quiere dirigirse.

Finalmente, se necesitan actuadores que respondan a los datos tomados por los sensores. El principal dispositivo que se pretende utilizar es un motor que accione las ruedas delanteras del caminador para disminuir el esfuerzo que deba ejercer el usuario para movilizar el caminador durante su trayecto diario.

Los dispositivos de interés y su función dentro del Smart Walker se detallan en la Tabla 2.6.

Tabla 2.6. Sensores y actuadores por utilizar. Se muestran los diferentes tipos de dispositivos electrónicos que permitirán al caminador convertirse en "Smart Walker"

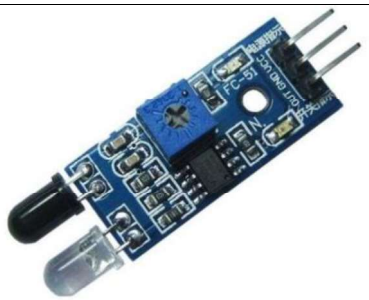
Descripción	Función	Cantidad (Ubicación)
Sensor de obstáculos	Detectar elementos próximos en el camino inmediato del caminador.	2 (Uno en cada lado del caminador)
Sensor de altura	Detectar cambios en el nivel del suelo para evitar caídas en escalones	2 (Uno en cada lado del caminador)
Sensor de dirección (palanca de mando)	Detectar intención de movimiento en el apoyabrazos del caminador	1 (En un apoyabrazos)
Sensor cardiaco	Detectar ritmo cardiaco del paciente	1 (En un apoyabrazos)
Motores	Accionar las ruedas delanteras para movilizar el caminador	2 (Uno para cada rueda delantera)

Para poder controlar los dispositivos electrónicos que serán colocados en el caminador se pretende utilizar una placa Raspberry Pi con un código de programación adecuadamente escrito que permita recibir y emitir datos desde y hacia los sensores y actuadores distribuidos en la estructura del caminador.

2.6.1. Selección de elementos electrónicos

Luego de revisar los diferentes sensores existentes en el mercado, y comparando sus especificaciones con las necesidades planteadas se decidió utilizar los sensores enumerados en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7. Sensores escogidos para el circuito de control del caminador. Se muestran los diferentes sensores electrónicos que serán utilizados con la placa Raspberry.

Sensor	Especificaciones Técnicas	Fotografía
De posición / De altura	Rango: 5 – 20 [cm] Alimentación: 5 [V] DC Salida digital Dimensiones: 3,2 [cm] x 1,4 [cm]	 Fuente: https://bit.ly/2HhTlxJ

Palanca de mando	Alimentación: 5 [V] DC Salida analógica Dimensiones: 3,5 [cm] x 2,5 [cm]	 Fuente: https://bit.ly/2ZaKxVj
De pulso	Alimentación: 5 [V] DC Salida analógica Dimensiones: D = 1 [cm] x L = 7 [cm]	 Fuente: https://bit.ly/2HnNSoX

2.7. Construcción y montaje del caminador

Una vez que se ha terminado el diseño mecánico y se han seleccionado los dispositivos electrónicos para transformar nuestra estructura en un caminador inteligente se procede a construir la estructura y a realizar el montaje de elementos para obtener el prototipo.

2.7.1. Construcción de la estructura principal

Para la estructura principal del caminador se utilizó un tubo completo de Aluminio A6061 de 32 mm de diámetro y 2,5 mm de espesor con una longitud total de 6,2 m.

El primer paso para obtener los elementos de la estructura principal es cortar el tubo en diferentes secciones acorde con las longitudes especificadas en la Figura 2.5. Después de cortados los elementos se debe realizar operaciones de doblado al elemento 3 y de taladrado de agujeros a todos los elementos. En la Figura 2.13 se presentan los elementos luego de ser cortados, doblados y taladrados en su fase final para ser acoplados con los demás elementos.

Figura 2.13. Elementos obtenidos del tubo de Aluminio. Se muestran los tubos en su forma final luego de haber sido cortados, doblados y taladrados según los planos.

Fuente: Propia

2.7.2. Obtención de juntas impresas en 3D

Se decide utilizar PLA como material de impresión por su resistencia y su facilidad de obtención. Con el espesor definido en la sección 2.5 se procede a diseñar las diferentes juntas que se necesitan para unir los elementos entre sí sin la necesidad de soldar las tuberías de aluminio. Para el diseño de las juntas se utilizó el software SolidWorks, donde se dibujaron las diferentes juntas en base al diseño realizado.

Una vez terminado el diseño en SolidWorks se debe obtener documentos en formato STL. A continuación, se utiliza el software CURA Ultimaker, el cual permite generar un código G en base a los documentos STL obtenidos. Dicho código es después utilizado en una impresora 3D, de la cual se obtuvieron las juntas en PLA.

2.7.3. Circuito de control y acople a la estructura

Luego de realizar la selección de los dispositivos electrónicos en la sección 2.6, se procede a realizar pruebas de estos para conocer su funcionamiento y poder diseñar la forma en la que estos serán acoplados a la estructura del caminador. En la Figura 2.14 se presenta la primera conexión de prueba entre los diferentes sensores con la placa Raspberry Pi Zero.

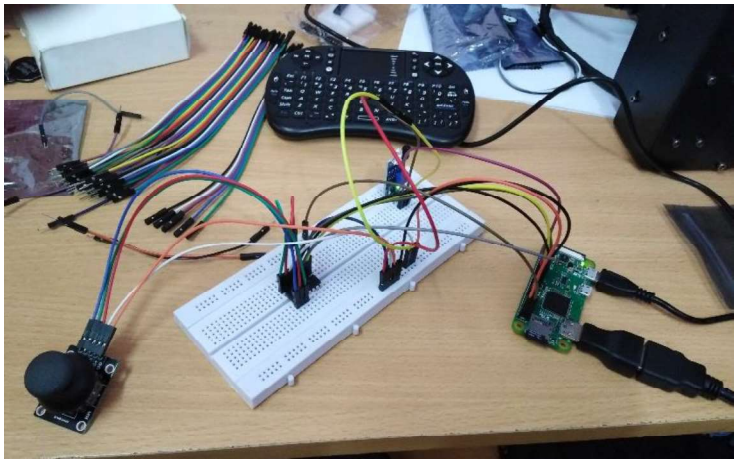


Figura 2.14. Conexión entre sensores y placa Raspberry. Se presentan las conexiones ejemplo que se deben realizar entre los sensores y la placa Raspberry para luego ser replicadas en el caminador.

Fuente: Propia

Una vez que se ha realizado pruebas con los sensores con la ayuda de una Protoboard, para acoplar los sensores en la estructura, se pretende colocar todo el cableado extra necesario por el interior de las tuberías por beneficios estéticos y para evitar inconvenientes con el usuario.

Ya que la placa Raspberry no ejecuta códigos automáticamente se debe conectar la Raspberry a una pantalla, ejecutar el código en Python (IDLE) y desconectar la pantalla para poder movilizar el caminador más fácilmente. Esto presenta una gran desventaja ya que se necesita realizar este mismo proceso cada vez que se requiera probar el funcionamiento del caminador.

Por otra parte, ya que el alcance de este proyecto comprende solamente pruebas dentro de un laboratorio, se decide utilizar un adaptador que conectará los motores con un tomacorriente de forma directa. Se pretende utilizar una batería en trabajos posteriores para poder realizar pruebas en exteriores.

2.8. Protocolo de Pruebas

Este conjunto de pruebas se realiza para garantizar el correcto funcionamiento del caminador. El protocolo de pruebas permite asegurar que el diseño realizado, tanto de la estructura como el circuito electrónico, fue el adecuado; o, en caso contrario, permite detectar errores o inconvenientes que puedan ser arreglados u optimizados de forma que el caminador esté listo para el uso por pacientes con diferentes discapacidades [53].

De acuerdo con lo presentado en la norma ISO 11199-1 [47] para andadores, se recomienda realizar una prueba estática de carga para garantizar la estabilidad del dispositivo. Para aprobar esta prueba estática, el caminador debe soportar una carga mayor a 525 [N] ± 2%, de forma gradual y por un periodo de tiempo mínimo de 2 [s] sin fallar.

Se realizó una prueba individual a cada dispositivo electrónico (joystick, sensores infrarrojos, sensor de pulso y motores) para calibrar cada elemento dependiendo de su función dentro del caminador. Por una parte, los sensores infrarrojos fueron ajustados para detectar obstáculos o desniveles en el camino de nuestro caminador inteligente a una distancia específica. Por otra parte, la velocidad de los motores fue ajustada para cumplir con las necesidades presentadas y llegar a la velocidad de trabajo necesaria para poder ejecutar la rehabilitación.

Después de calibrar los sensores y motores se realizó una prueba al código de Python que permite acoplar el funcionamiento de todos los dispositivos y controlarlos utilizando la placa Raspberry Pi Zero.

Posteriormente se realizó una prueba del caminador modificando la velocidad de los motores de forma que se pueda determinar la distancia mínima a la que los sensores detectan un obstáculo en el camino. Primero con una velocidad baja (1 km/h) y luego con una velocidad alta (4 km/h), que son las velocidades extremas de trabajo del caminador.

Finalmente, se realizó una pequeña encuesta a un grupo de personas que no presentan problemas de caminata. Esta encuesta recolecta información de calidad y confort y presenta una retroalimentación cualitativa del trabajo realizado. Se pidió a los encuestados que utilicen el caminador en un espacio cerrado donde existían obstáculos y desniveles. Luego de terminada la prueba, se realizaron las preguntas establecidas en la encuesta y se recogieron los resultados en gráficas de barras para una mejor comprensión.

2.9. Costos

Uno de los puntos más importantes del proyecto es la justificación del costo de este ya que si se quisiera repetir el proyecto, rediseñarlo o recrearlo en un lugar diferente, es conveniente conocer los rubros y valores involucrados en la fabricación del caminador. A continuación, en la Tabla 2.8 se presentan los rubros, costo de materia prima y costos indirectos involucrados durante la fabricación del prototipo

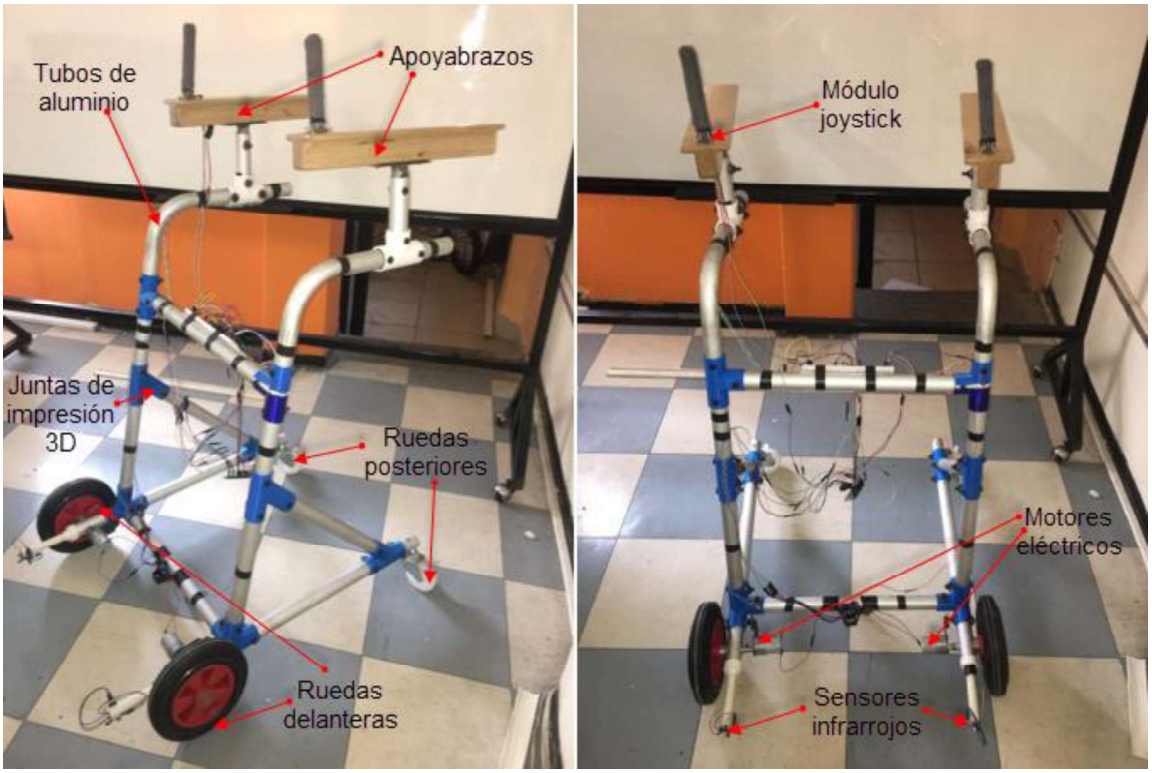
Tabla 2.8. Rubros involucrados para la fabricación del caminador. Se presenta de forma detallada todos los costos y rubros tomados en cuenta para poder obtener el prototipo del caminador.

Rubro	Elemento	Precio Unitario	Unidad	Cantidad	Precio Total
Costo de Materia Prima Directa	Tubería de Aluminio	$ 3,70	$/m	5,8	$ 21,46
	PLA	$ 0,02	$/g	475	$ 9,50
	Garruchas 3 in	$ 2,72	$/u	2	$ 5,44
	Rueda 8 in	$ 8,02	$/u	2	$ 16,04
	Sensor Infrarrojo FC-51	$ 2,00	$/u	4	$ 8,00
	Módulo Joystick	$ 1,49	$/u	1	$ 1,49
	Sensor Pulso Cardíaco	$ 5,99	$/u	1	$ 5,99
	Módulo MCP3008	$ 5,50	$/u	2	$ 11,00
	Cable OTG JK USB	$ 3,50	$/u	1	$ 3,50
	Perno + Arandela + Tuerca 1/4" x 2"	$ 0,38	$/u	32	$ 12,16
	Motor DC 12 V 37D	$ 32,50	$/u	2	$ 65,00
	Fuente 12 V 2 A	$ 6,50	$/u	1	$ 6,50
	Eje de acero de transmisión 1 1/4"	$ 9,92	$/m	0,32	$ 3,17
	Módulo controlador L298N	$ 4,61	$/u	1	$ 4,61
	Tee PVC 1"	$ 0,89	$/u	2	$ 1,78
	Eje de bronce 3/4"	$ 42,02	$/m	0,08	$ 3,36
	Raspberry Pi Zero	$ 25,00	$/u	1	$ 25,00
	Fuente 5 V 2.5 A	$ 9,00	$/u	1	$ 9,00
	SD Card 16 Gb	$ 14,00	$/u	1	$ 14,00
	Monitor Dell 17”	$ 60,00	$/u	1	$ 60,00
	TOTAL CMPD				$ 287,01
Costos Indirectos de Fabricación	Servicio de Doblado				$ 10,00
	Brocas				$ 7,00
	TOTAL CIF				$ 17,00
TOTAL					$ 304,01

Fuente: Propia

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Dentro de este capítulo se discuten los resultados obtenidos luego de finalizar la construcción y montaje del caminador y realizar el protocolo de pruebas mostrado en la sección 2.7. En la Figura 3.1 se muestran las vistas isométrica y frontal del caminador completamente ensamblado.



a) b)

Figura 3.1. Caminador inteligente completamente construido y ensamblado. Se muestra la a) vista isométrica y b) vista frontal del caminador señalando los principales componentes de la estructura y dispositivos electrónicos utilizados.

Fuente: Propia

Como se discutió en la sección 2.5, la relación entre la deflexión máxima del punto 2 y la longitud del elemento debe ser máximo 0,04, mientras que el valor calculado de esta relación es 0,0164. Para verificar esto, una persona apoyó su peso sobre el caminador de forma que se recrea la situación de cálculo. Se tomaron 2 fotografías al caminador, una sin aplicar carga y una con la carga aplicada. A continuación, se utilizó un programa de edición fotográfica para estimar el valor real de deflexión. En la Figura 3.2 se presentan ambas fotografías para visualizar el cambio de mejor manera.

a) b)

Figura 3.2. Deflexión real del punto 2 al aplicar una carga. Se presentan dos fotografías que comparan la posición del punto 2: a) cuando no existe carga aplicada y b) cuando se aplica una carga sobre el apoyabrazos.

Fuente: Propia

El valor real de la relación de deflexión en el punto 2 al aplicar la carga sobre el apoyabrazos fue de 0,033 [mm] que, aunque es mayor que el valor calculado, no excede el límite establecido. Esta variación entre el valor de deflexión calculado y el valor real puede deberse a problemas durante la construcción de la estructura que provocaron que la carga se distribuya de manera diferente a la calculada. Además, en la Figura 3.2 se puede observar que el elemento A-C no presenta pandeo una vez se impone la carga sobre el apoyabrazos.

3.1. Resultados del protocolo de pruebas

Como se mencionó en la sección 2.8, luego de realizar la calibración de los sensores por separado, se procedió a compilar el código escrito en Python para controlar los dispositivos electrónicos presentados en el caminador. Se ejecutó una primera prueba de los motores con la estructura ubicada sobre una mesa, es decir, sin que exista una fuerza de rozamiento al contacto con el suelo. Durante esta prueba se logró llegar a la velocidad de trabajo en el tiempo indicado sin problemas.

Por otra parte, al ubicar el caminador sobre el suelo e intentar variar la velocidad del motor para realizar la prueba, se pudo observar que los límites de funcionamiento del motor solo varían entre 1 y 2 [km/h]. Se presume que esta disminución en la velocidad máxima de funcionamiento se debe a una pequeña deflexión del motor con respecto al eje de la rueda,

lo que produce una mayor resistencia para realizar el giro y por lo tanto obtener la velocidad deseada.

La prueba de velocidad también reflejó que la distancia mínima a la que los sensores detectan un obstáculo es de 15 [cm] desde las ruedas. Esta distancia no varía con la velocidad debido al código de Python detiene las revoluciones de los motores cuando los sensores detectan un obstáculo. Por esta razón, la distancia mínima de detección depende únicamente de las características y especificaciones técnicas de los sensores infrarrojos.

Para evaluar las características del caminador se realizó una encuesta de calidad y confort a un grupo de 10 personas, 6 hombres y 4 mujeres con alturas entre 1,60 y 1,85 [m]; con masas corporales entre 55 y 70 [kg]. Los resultados de las encuestas son presentados en la Figura 3.3 que muestra la característica predominante del caminador considerada por los usuarios donde 1 es el puntaje más bajo y 5 es el puntaje más alto.

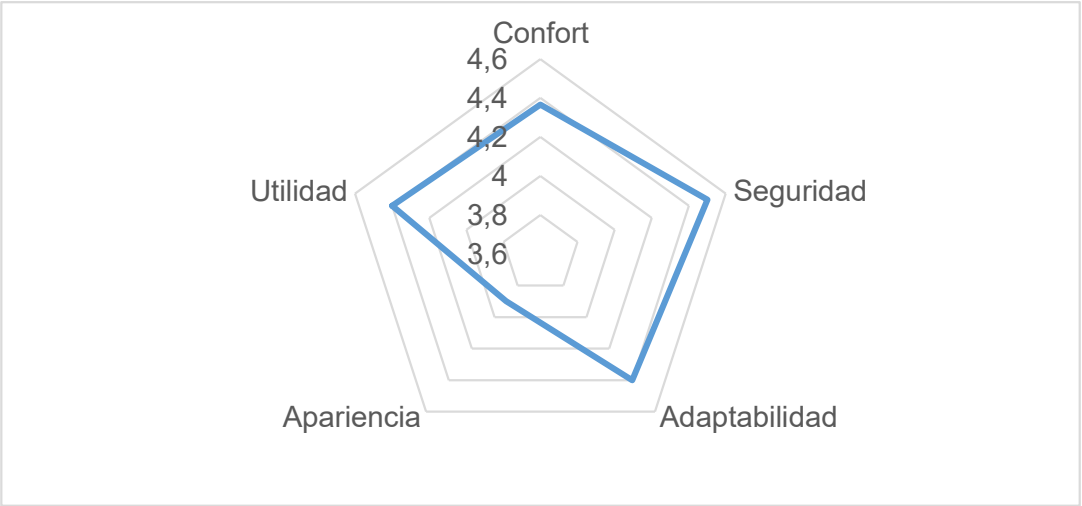


Figura 3.3. Característica predominante del caminador expresada por los encuestados. Se muestra la tendencia de los usuarios sobre la característica principal que tiene el caminador y aquella que debe ser mejorada.

Fuente: Propia

Como se muestra en la Figura 3.3, se comparan características como confort y comodidad del caminador, seguridad que produce el mismo, apariencia y estética, adaptabilidad a los usuarios y la utilidad que el dispositivo podría presentar a los mismos. La característica con mayor ponderación fue la seguridad que refleja el caminador, principalmente por la capacidad del dispositivo de detectar obstáculos y desniveles en el camino próximo del caminador, lo que fue considerado por los encuestados como una gran ayuda para salvaguardar la integridad de los usuarios al evitar caídas y choques.

Por otro lado, la apariencia física y estética del caminador fue la característica con la menor puntuación después de realizar la encuesta, esto debido a la cantidad de cables que debieron ser colocados en la estructura del caminador para completar el sistema de control.

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con el presente proyecto se pudo construir el prototipo de un caminador inteligente capaz de detectar obstáculos con sensores infrarrojos y facilitar el movimiento con la ayuda de motores inteligente. En base a esto se tiene las siguientes conclusiones y recomendaciones:

4.1. Conclusiones

- El diseño del caminador propuesto cumple con las especificaciones y parámetros de diseño. Al estudiarlo con el criterio de esbeltez se determinó que no existe pandeo en el miembro más crítico (A-C) lo cual fue evidenciado al finalizar la construcción del caminador y someterlo a una carga.
- Se calculó la deflexión del punto extremo del apoyabrazos y se comparó el valor real de deflexión una vez terminada la construcción de la estructura, siendo la real (13,45 [mm]) aproximadamente 2 veces mayor que la calculada (6,15 [mm]) pero menor que la máxima deflexión establecida para asegurar el confort (20 [mm]).
- La estructura construida en base a los planos de taller y de conjunto es capaz de soportar el peso de una persona de 70 [kg] cumpliendo con las características de seguridad presentadas en normas internacionales.
- Los sensores colocados en diferentes puntos de la estructura del caminador cumplen con sus funciones y fueron calibrados para detectar obstáculos a 15 [cm] de las ruedas, detectar cambios de nivel como escalones y detectar intención de movimiento.
- Los motores acoplados a las ruedas frontales ayudan a movilizar el caminador a una velocidad máxima de 2 [km/h] en superficies planas y a 1 [km/h] en pendientes menores a 7°.
- El código de Python escrito utilizando la placa Raspberry fue capaz de controlar simultáneamente todos los dispositivos que fueron colocados en la estructura del caminador de forma satisfactoria y en tiempo real.
- El código de programación detiene el giro de los motores cuando los sensores de obstáculos o de altura detectan un obstáculo y evitan choques o caídas del usuario.
- El protocolo de pruebas planteado y las encuestas realizadas a diferentes personas permitieron caracterizar al caminador de forma cualitativa y determinar la característica predominante del mismo siendo esta la seguridad que puede proveer al usuario durante la utilización de este.
- El prototipo del caminador cumple con las características de un proyecto TRL4 (Technology Readiness Levels) que presenta un componente o prototipo validado en un ambiente de laboratorio.

- El caminador puede ser utilizado por personas con discapacidad motriz con un nivel I o II del SCFMG, ya que estos poseen la capacidad de caminar sin restricciones pero necesitan soporte o ayuda para detectar obstáculos en las proximidades.

4.2. Recomendaciones

- Modificar la estructura del caminador y agregarle una función telescópica de forma que la altura pueda ser modificada según la del usuario para garantizar la comodidad de este.
- Modificar el diseño de las juntas 3D, disminuyendo el juego que existe entre estas y la tubería de aluminio, de forma que se evite el movimiento relativo entre estos elementos y se aumente la rigidez de la estructura.
- Variar el diseño del apoyabrazos de forma que sea más ergonómico a la posición natural de las muñecas y de esta forma evitar lesiones en estas y aumentar la comodidad del usuario durante usos prolongados.
- Realizar un diseño del circuito electrónico de forma que todos los cables necesarios para conectar los diferentes dispositivos con la placa Raspberry no sean visibles al exterior de la estructura, sino que puedan ser ubicados dentro de esta.
- Agregar señales luminosas o auditivas que permitan conocer cuando se detecta un obstáculo o un cambio de nivel en la proximidad del caminador y alertar al usuario de estos.
- Diseñar un circuito de potencia que pueda ser acoplado al caminador de forma que este pueda ser energizado fácilmente, transportado y utilizado en cualquier espacio sin la necesidad de conectar el caminador a una fuente de alimentación fija.

Referencias bibliográficas

[1] Ministerio de Salud Pública, «Estadísticas de Discapacidad,» Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, 4 Julio 2019. [En línea]. Available: https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/. [Último acceso: 28 Agosto 2019].

[2] Ministerio de Salud Pública del Ecuador, «Registro Nacional de Discapacidades,» Quito, 2015.

[3] G. R. Boss y J. E. Seegmiller, «Age-related physiological changes and their clinical significance.,» *The Western journal of medicine,* pp. 434-440, 1981.

[4] F. Ortiz, Texto de Medicina Física y Rehabilitación, El Manual Moderno, 2017.

[5] SETEDIS, *Programa Misión Solidaria Manuela Espejo,* 2008.

[6] P. Bonato, «Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,* vol. 2, nº 2, 2005.

[7] D. J. Reinkensmeyer, J. Dewald y W. Z. Rymer, «Robotic devices for physical rehabilitation of stroke patients: Fundamental requirements, target therapeutic techniques, and preliminary designs.,» *Technology and Disability,* vol. 5, nº 2, pp. 205-215, 1996.

[8] Secretaría Técnica Plan Toda una Vida, *Misión Manuelas,* 2017.

[9] S. de Abajo Olea y S. Márquez Rosa, Salud y efectos beneficiosos de la actividad física, Díaz de Santos, 2013.

[10] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. Van Asseldonk y H. Van Der Kooij, «Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation.,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,* vol. 15, nº 3, pp. 379-386, 2007.

[11] D. Ferris, G. Sawicki y A. Domingo, «Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation,» *Topics in spinal cord injury rehabilitation,* vol. 11, nº 2, pp. 34-49, 2005.

[12] L. Caro, «Proyecto de robótica devolvería la movilidad a personas discapacitadas,» 13 Junio 2019. [En línea]. Available: https://conexioncapital.co/proyecto-robotica-movilidad-personas-discapacitadas/?fbclid=IwAR3ipXqupR2y4rUZFVQl3ZWGNpn9_3q4EBY09yHYqhEFMuN4liAT2A11ipQ.

[13] Center for Biomechatronics, «Evaluation of a social robot intervention impact on the cardiovascular responses of patients from the Cardiac Rehabilitation program of the Fundación Cardio-Infantil Instituto de Cardiología,» Social Robotics, 2017. [En línea]. Available: https://sites.google.com/view/biomtlab/projects/project-2.

[14] Center for Biomechatronics, «Rehabilitation and assistance of patients with neurological impairments by means of affordable robotic exoskeletons,» Rehabilitation Robotics, 2016. [En línea]. Available: https://sites.google.com/view/biomtlab/projects/project-3.

[15] Center for Biomechatronics, «Human-Robot Interaction Strategies for Rehabilitation based on Socially Assistive Robotics,» Social Robotics, 2016. [En línea]. Available: https://sites.google.com/view/biomtlab/projects/project-1.

[16] C. Cifuentes, «Projects,» Center for Biomechatronics, 2015. [En línea]. Available: https://sites.google.com/view/biomtlab/projects..

[17] C. A. Cifuentes García, Call for Science, Technology and Innovation in Health 2017 (801-2017), Development of an Adaptable Robotic Platform for Gait Rehabilitation and Assistance “AGoRA”, Bogotá: Colciencias Colombia, 2017.

[18] G. Abou Haidar, R. Achkar y R. Maalouf, «Smart Walker,» *International Journal of Computing and Digital Systems,* 2014.

[19] L. Vogt, M. Bach, M. Bach y W. Banzer, «Rollator use and functional outcome of geriatric rehabilitation,» *Journal of rehabilitation research and development,* vol. 47, nº 2, pp. 151-156, 2010.

[20] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizera-Neto y R. Ceres, «Assistive mobility devices focusing on smart walkers: Classification and review,» *Robotics and Autonomous Systems,* vol. 60, nº 4, pp. 548-562, 2012.

[21] D. Chugo, T. Asawa, T. Kitamura, S. Jia y K. Takase, «A rehabilitation walker with standing and walking assistance,» de *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.

[22] Technical Research Centre of Finland (VTT), «Smart walkers for elderly with new technology,» 1 Octubre 2015. [En línea]. Available: www.sciencedaily.com/releases/2015/10/151001095419.htm.

[23] Consejo Nacional de Fomento Educativo, «Discapacidad Motriz. Guía didáctica para la inclusión en educación inicial y básica,» CONAFE, México, 2010.

[24] C. Cevallos, D. Zarka, T. Hoellinger, A. Leroy, B. Dan y G. Cheron, «Oscillations in the human brain during walking execution, imagination,» *Neuropsychologia,* 2015.

[25] E. R. Kandel, J. H. Schwartz y T. M. Jessel, Principles of neural science, New York: McGraw-Hill, 2000.

[26] R. A. Hughes, «Clinical review: Peripheral neuropathy,» *British Medical Journal.,* pp. 466-469, 2002.

[27] K. Thakur, E. Albanese, P. Giannakopoulos, N. Jette, M. Linde, M. Prince, T. Steiner y T. Dua, Mental, Neurological, and Substance Use Disorders: Disease Control Priorities, Third ed., vol. IV, V. Patel, D. Chisholm y T. Dua, Edits., Washington (DC), 2016.

[28] J. M. Hilder y W. R. Zev, «A Stimulation Study of Reflex Instability in Spasticity: Origins of Clonus,» *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering.,* pp. 327-340, September 1999.

[29] J. Foley, «The athetoid syndrome. A review of a personal series,» *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry,* pp. 289-298, April 1983.

[30] I. Robles, «Discapacidad Motora,» 22 marzo 2006. [En línea]. Available: https://sites.google.com/a/cetys.net/educacion-especial/discapacidad-motora.

[31] R. Palisano, P. Rosenbaum, S. Walter, D. Russell, E. Wood y B. Galuppi, «Gross Motor Function Classification System,» Pennsylvania, 2007.

[32] C. A. Cifuentes y A. Frizera, Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion, Bogotá: Springer, 2016.

[33] B. J. Tromberg, «Ingeniería de Rehabilitación,» 2010. [En línea]. Available: https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ingenier%C3%ADa-de-rehabilitaci%C3%B3n.

[34] A. Moroz, «Dispositivos terapeuticos y de ayuda,» 2015. [En línea]. Available: https://www.msdmanuals.com/es/professional/temas-especiales/rehabilitaci%C3%B3n/dispositivos-terap%C3%A9uticos-y-de-ayuda.

[35] L. Mazur, «Artificial Limb,» 1 Abril 2006. [En línea]. Available: http://www.madehow.com/Volume-1/Artificial-Limb.html.

[36] J. H. Bowker y J. W. Michael, Atlas of limb prosthetics : surgical, prosthetic, and rehabilitation principles, 2da ed., St. Louis: Mosby Year Book, 2004, pp. 389, 413, 429, 479, 501, 535, 885.

[37] A. E. Levy y J. M. Cortés Barragán , Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo, Madrid: Elsevier España, 2003.

[38] R. Zambudio, Prótesis, órtesis y ayudas técnicas, Editorial Elsevier, 2009.

[39] Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Manual de cirugía ortopédica y traumatología, 2da ed., Editorial Panamericana., 2010.

[40] A. Segura y S. Piazza , «Mechanics of Ambulation with Standard and Spring-Loaded Crutches,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* pp. 1159-1163, 2007.

[41] M. Martins, C. Santos , A. Frizara y R. Ceres, «A review of the functionalities of smart walkers,» *Medical Engineering & Physics,* pp. 917-928, 2015.

[42] F. J. Crisafulli, «Comentarios Históricos sobre la Teoría del Pandeo,» *Journal of Structural Engineering,* 1983.

[43] M. Foley, K. Johnson , J. E. Kalbach y B. McNally , Improved Walker Design, Worcester: Worcester Polytechnic Institute , 2010.

[44] D. V. Lema Barrera, Comparación estadística de medidas antropométricas entre mestizos, indígenas y afro ecuatorianos de la Región Sierra del Ecuador, Quito: Universidad San Francisco de Quito, 2013.

[45] Servicio Ecuatoriano De Normalización, *NTE INEN 3141. Accesibilidad de las personas al medio físico. Dormitorios y habitaciones accesibles. Requisitos,* Quito, 2018.

[46] H. Bateni y B. Maki, Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences, Arch PhysMed Rehabil, 2005, pp. 134-145.

[47] *Walking Aids manipulated by both arms — Requirements and test,* ISO 11199-2.

[48] L. Mademli y A. Arampatzis, «Lower safety factor for old adults during walking at preferred velocity,» *Age,* vol. III, nº 36, 9 Marzo 2014.

[49] C. M. Somerset, C. P. Toms River, K. J. D. Highland Park y M. J. M. Princeton, «Prosthetic, Orthotic, and Other Rehabilitative Robotic Assistive Devices Actuated by Smart Materias». United States Patente US 6,379,393 B1, 30 April 2002.

[50] Cedal Ecuador, «Producción,» Cedal Aluminio, 2016. [En línea]. Available: http://www.cedal.com.ec/produccion.html. [Último acceso: 20 08 2019].

[51] R. L. Mott, Resistencia de Materiales Aplicada, Quinta ed., Pearson Education, 2009.

[52] Ultimaker, «Ficha de datos técnicos PLA,» 16 Mayo 2017. [En línea]. Available: https://ultimaker.com/download/67583/TDS%20PLA%20v3.011-spa-ES.pdf.

[53] M. Foley, K. Johnson , J. Kalbach y B. McNally, Improved Walker Design, Worcester: Worcester Polythecninc Institute, 2010.

[54] G. Lacey y K. M. Dawson-Howe, «Personal Adaptive Mobility Aid (PAM-AID) for the Infirm and Elderly Blind,» *AAAI Technical Report,* vol. V, nº 96, 1996.

[55] R. Ceres, J. L. Pons, L. Calderón , D. Mesonero-Romanos, A. R. Jiménez, F. Sánchez, P. Abizanda, B. Saro y F. Sánchez, «Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural,» *Estudios de I+D+i,* nº 25, 2005.

[56] C. Valadão , E. Caldeira, T. Bastos-Filho, A. Frizera-Neto y R. Carelli, «A New Controller for a Smart Walker Based on,» *sensors,* vol. 16, nº 7, 2016.

[57] A. Wachaja, P. Agarwal, M. Zink, M. R. Adame, K. Möller y W. Burgard, «Navigating blind people with a smart walker,» de *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2015.

[58] Servicio Ecuatoriano de Normalización, *NTE INEN 2245. Accesibilidad de las personas al medio físico. Edificios. Rampas fijas,* Quito, 2000.

ANEXO I: PLANOS DE CONJUNTO Y DE TALLER