# UNIVERSIDAD NACIONAL DE CAAGUAZÚ
## FACULTAD DE CIENCIAS Y TECNOLOGÍAS
## CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRICIDAD


PROYECTO FINAL DE GRADO

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO CON SISTEMA MECATRÓNICO EN FORMA DE EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES CON EL FIN DE ASISTIR A UNA PERSONA PARAPLÉJICA**


# DAVID BURGOS DELVALLE

TUTOR: PROF. ING. FEDERICO JAVIER CABRERA SANABRIA



CORONEL OVIEDO, JUNIO DE 2024

**Atribución-NoComercial 4.0 Internacional (CC BY-NC 4.0)**

Usted es libre de:

- **Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato**
- **Adaptar — remezclar, transformar y construir a partir del material**

Bajo los siguientes términos:

- **Atribución — Usted debe dar crédito de manera adecuada, brindar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.**
- **NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con propósitos comerciales.**

# DERECHO DE AUTOR

Quien/es suscribe David Burgos Delvalle, autor del trabajo de investigación titulado **"DISEÑO DE UN DISPOSITIVO CON SISTEMA MECATRÓNICO EN FORMA DE EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES CON EL FIN DE ASISTIR A UNA PERSONA PARAPLÉJICA"**, declara que voluntariamente cede a título gratuito en forma pura y simple ilimitada e irrevocablemente a favor de la Facultad de Ciencias y Tecnologías – UNCA, el derecho de autor de contenido patrimonial, que le corresponde sobre el trabajo de referencia. Conforme a lo anteriormente expresado, esta sesión le otorga a la FCyT la Facultad de comunicar la obra divulgarla, publicarla y reproducirla en soportes analógicos o digitales en la oportunidad que así lo estime conveniente. La FCyT deberá indicar qué autoría o creación del trabajo corresponde a mi persona y hará referencia al autor y a las personas que hayan colaborado en la realización del presente trabajo de investigación.

En la ciudad de Coronel Oviedo a los diez días, del mes de junio del 2024

…….

Firma

# PÁGINA DE APROBACIÓN

Trabajo de fin de grado para la obtención del Título de Ingeniero en Electrónica, aprobado en representación de la Facultad Ciencias y Tecnología de la Universidad Nacional de Caaguazú, por el Tribunal Examinador constituido por los siguientes profesores y con la siguiente nota final:

CALIFICACIÓN FINAL: _____

ACTA N°:_____

FECHA :_____

---
Prof. Ing.

---
Prof. Ing.

---
Prof. Ing.

# DEDICATORIA

- *A mis padres Eugenio Burgos y Asunción Delvalle, por darme la vida, creer en mí y porque siempre me apoyaron. Gracias por darme una carrera para mi futuro, todo esto se los debo a ustedes.*
- *Mis hermanos, Francisco, Matías, Agustín, Sol, Ana y Liz, por estar conmigo y apoyarme siempre, los quiero mucho.*
- *A todos mis amigos por compartir los buenos y malos momentos conmigo y sobre todo apoyarnos en nuestra formación profesional.*

# AGRADECIMIENTOS

- Primeramente, a mi tutor, el Ingeniero Federico Cabrera, por su paciencia, dedicación, motivación, criterio y aliento.
- Al Ingeniero César Ferreira, por ser un guía en la elaboración del proyecto final de grado, han hecho fácil lo difícil. Ha sido un privilegio poder contar con su guía y apoyo.
- Gracias a todas las personas de la Facultad de Ingeniería UNC@, por su atención y amabilidad en todo lo referente a mi vida como alumno de ingeniería.
- Agradezco mucho la ayuda de mis compañeros y de mis maestros.
- A todos mis familiares por su apoyo y a todas esas personas que están cerca de mí y que le regalan a mi vida algo de ellos.
- A mis padres Eugenio Burgos y Asunción Delvalle por el acompañamiento durante los años de la carrera.
- Teófilo Burgos por ofrecerse de voluntario para el proyecto.
- Javier Ocaño por la ayuda en la digitalización de las partes mecánicas
- Don Virgilio Gil por la ayuda en la construcción de las piezas mecánicas

# RESUMEN

En el presente proyecto final de grado se diseñó, construyó e implementó un prototipo de un exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica, siendo capaz de emular la naturaleza y ciertas funciones del miembro inferior humano. Para poder dar cumplimiento a los objetivos propuestos y así dar solución a los problemas que se destacaron, se establecieron los siguientes objetivos específicos: Estudiar los movimientos naturales de las extremidades inferiores de un ser humano con el fin replicar en un prototipo para una persona parapléjica; diseñar mediante software un prototipo teniendo en cuenta las medidas promedias de las piernas de una persona con estatura promedia; encontrar un sujeto de prueba para el proyecto y estudiar su fisionomía con el fin de elegir el sistema de control más adecuado; diseñar un sistema de control teniendo en cuenta los requerimientos del sujeto de prueba para el control del exoesqueleto; y por último, montar el prototipo con los materiales, controladores y actuadores adecuados para la ejecución del proyecto utilizando los materiales con las características necesarias y con el más bajo costo posible. Con el estudio adecuado de un voluntario como sujeto de prueba se pudo recolectar las informaciones necesarias para el desarrollo del proyecto, seleccionando los actuadores y el sistema de control más adecuados a las necesidades del paciente. Las peticiones del paciente se realizaron a través de una aplicación y 2 pulsadores físicos. El procesamiento de los Datos y el comando eléctrico se realizaron a través un microcontrolador Arduino UNO. Para el diseño de las piezas mecánicas del prototipo se utilizó AutoCAD, y el montaje se realizó en un taller de la ciudad de Coronel Oviedo. Finalmente, se realizó las pruebas correspondientes en donde el sujeto de prueba pudo realizar sus primeros pasos después de años padeciendo paraplejia.

**Palabras claves**: Actuador lineal, App Inventor, Arduino, AutoCad, Ion de Litio, Pulsadores, Relé,

# ABSTRACT

In this final degree project, a prototype of an exoskeleton was designed, built and implemented for the walking assistance of a paraplegic person, being capable of emulating the nature and certain functions of the human lower limb. In order to fulfill the proposed objectives and thus provide a solution to the problems that were highlighted, the following specific objectives were established: Study the natural movements of the lower extremities of a human being in order to replicate them in a prototype for a paraplegic person; design a prototype using software taking into account the average measurements of the legs of a person of average height; find a test subject for the project and study its physiognomy in order to choose the most suitable control system; design a control system taking into account the requirements of the test subject for the control of the exoskeleton; and finally, assemble the prototype with the appropriate materials, controllers and actuators for the execution of the project using the materials with the necessary characteristics and at the lowest possible cost. With the proper study of a volunteer as a test subject, it was possible to collect the necessary information for the development of the project, selecting the actuators and the control system most appropriate to the patient's needs. The patient's requests were made through an application and 2 physical buttons. Data processing and electrical command were carried out through an Arduino UNO microcontroller. AutoCAD was used to design the mechanical parts of the prototype, and assembly was carried out in a workshop in the city of Coronel Oviedo. Finally, the corresponding tests were carried out where the test subject was able to take his first steps after years suffering from paraplegia.

Key Words: Linear actuator, App Inventor, Arduino, AutoCad, Lithium Ion, Button, Rely.

# ÍNDICE

**MARCO TEÓRICO - ANTECEDENTES** i

**JUSTIFICACIÓN** **¡Error! Marcador no definido.**

**Objetivos (general y específicos)** **¡Error! Marcador no definido.**

**METODOLOGÍA** **¡Error! Marcador no definido.**

**ANÁLISIS ECONÓMICO** **¡Error! Marcador no definido.**

**ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS** **¡Error! Marcador no definido.**

**CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES** **¡Error! Marcador no definido.**

**BIBLIOGRAFÍA** **¡Error! Marcador no definido.**

# ÍNDICE DE FIGURAS

# ÍNDICE DE TABLAS

## CONTENIDO

**PÁGINA DE APROBACIÓN** ..... **¡Error! Marcador no definido.**
***Dedicado a:*** ..... **¡Error! Marcador no definido.**
***Agradecimientos:*** ..... **¡Error! Marcador no definido.**
**CONTENIDO** ..... i
**LISTA DE FIGURAS** ..... ii
**LISTA DE TABLAS** ..... v
**LISTA DE ABREVIATURAS** ..... vi
**I. INTRODUCCIÓN** ..... 1
**II. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA** ..... 3
**CAPÍTULO 1** ..... 3
**1.1. ANTECEDENTES HISTORICO** ..... 3
**1.2. ESTADO DEL ARTE** ..... 4
**1.3. DEFINICION DE TERMINOS BASICOS** ..... 5
**CAPITULO 2** ..... 6
**CAPÍTULO 3** ..... 8
**CAPÍTULO 4** ..... 13
**5. RESUMEN EJECUTIVO** ..... 22
**CAPITULO 5** ..... 22
**5.1. Descripción del trabajo** ..... 22
**5.1.1. Métodos y Técnicas utilizadas** ..... 22
**5.1.1.1 Tipo de Investigación** ..... 22
**5.1.1.2 Técnicas e instrumentos de recolección de Datos** ..... 22
**5.1.1.3 Fases metodológicas** ..... 23
**5.2. Justificación** ..... 24
**5.3. Finalidad del proyecto** ..... 24
**5.4. Metas** ..... 24
**5.5. Objetivos** ..... 25
**5.5.1. Objetivos generales** ..... 25

**5.5.2. Objetivos específicos** ..... 25
**5.6. Beneficiarios** ..... 25
**5.7. Producto** ..... 25
**5.8. Localización física y cobertura espacial** ..... 26
**5.9. Especificaciones de actividades y tareas realizadas** ..... 26
**5.10. Recursos necesarios** ..... 26
**5.10.1. Recursos humanos** ..... 26
**5.10.2. Recursos materiales** ..... 26
**5.11. Factibilidad técnica** ..... 26
**5.12. Factibilidad económica** ..... 27
**5.12.1. Costos del prototipo diseñado y de la competencia** ..... 29
**6. INGENIERÍA DE DISEÑO** ..... 29
**CAPÍTULO 6** ..... 29
**CAPÍTULO 7** ..... 34
**8. RESULTADOS Y DISCUSIÓN** ..... 60
**9. CONCLUSIONES** ..... 62
**10. RECOMENDACIONES** ..... 63
**11. APÉNDICE** ..... 64
**Apéndice A: Resumen ejecutivo** ..... 64
**Apéndice A.1: Determinación de los Costos del Prototipo** ..... 64
**Apéndice B: Ingeniería de diseño** ..... 70
**Apéndice B.2: Códigos de Arduino** ..... 72
**Apéndice B.3: Diagrama de Conexiones Electrónica** ..... 76
**Apéndice B.4: diseño de APP Inventor** ..... 76
**Apéndice B.5: Esquema de Conexión del Diagrama de Fuerza** ..... 78
**BIBLIOGRAFÍA** ..... 78

## LISTA DE FIGURAS

### CAPITULO 1

Figura 1.1: Proyecto Hardiman I. a) Exoesqueleto de cuerpo completo. b) Brazo exoesquelético ..... 5

Figura 1.2: a) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha ReWalk, b) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha eLegs, c) Exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha The Robotic Orthosis Lokomat.....6

**CAPITULO 2**

Figura 2.1: (a) “The Robotic Orthosis Lokomat”. (b) “Active Leg Exoskeleton (ALEX)”.....9
Figura 2.2: (a) “ReWalk”. (b) “Exoskeleton Lower Extremeti Gait Sysstem (eLegs)” .....10
Figura 2.3: (a) “Hybrid Assistive Limb (HAL)”. (b) “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)” .....11

**CAPITULO 3**

Figura 3.1: (a) Motor DC utilizado típicamente en exoesqueletos (b) Reducción armónica.....12
Figura 3.2: Motor paso a paso.....12
Figura 3.3: Placa Arduino UNO .....13
Figura 3.4: Módulo de relés optoacoplador. .....14
Figura 3.5: Potenciómetro utilizados en el exoesqueleto.....14
Figura 3.6: Fuente de poder de 24V. .....15
Figura 3.7: Protoboard. .....16
Figura 3.8: Diagrama del puente H.....16
Figura 3.9: Diagrama electrónico del exoesqueleto. .....17
Figura 3.10: Electrónica del exoesqueleto. .....18

**CAPITULO 4**

Figura 4.1: Diferentes configuraciones de los actuadores lineales. .....19
Figura 4.2: Se aprecia las subdivisiones de la fase de apoyo .....20
Figura 4.3: Subdivisiones de la fase de balanceo .....21
Figura 4.4: Posición de los tres planos de referencia .....22
Figura 4.5: Movimiento de la pierna en torno a las articulaciones de la cadera y rodilla.....23
Figura 4.6: Movimiento de la rodilla en el primer intervalo.....24

Figura 4.7: Movimiento de la cadera en el primer intervalo ..... 24
Figura 4.8: Movimiento de la rodilla en el segundo intervalo ..... 25
Figura 4.9: Movimiento de la cadera en el segundo intervalo ..... 25
Figura 4.10: Movimiento de la rodilla y cadera en el tercer intervalo. ..... 26
Figura 4.11: Posiciones de la pierna derecha en el plano sagital durante la marcha humana ..... 26
Figura 4.12: Evolución angular de las articulaciones de cadera, rodilla y cadera durante el ciclo de la marcha. ..... 27
Figura 4.13: Articulaciones fundamentales en el cuerpo humano: (a) condileas; (b) esféricas; (c) pivote; (d) bisagra; (e) planar; (f) silla de montar ..... 28
Figura 4.14: Metodología de la etapa mecánica. ..... 29
Figura 4.15: Metodología de la etapa electrónica. ..... 30

**CAPITULO 5**

Figura 5.1: Evaluación Económica del costo de la Producción. ..... 38
Figura 5.2: Variación del Ingreso Neto ..... 39

**CAPITULO 6**

Figura 6.1: Imagen ilustrativa en donde se muestran los puntos en donde la ortesis cuenta con las articulaciones correspondientes ..... 43
Figura 6.2: Diagrama del cuerpo libre del eslabón. ..... 44
Figura 6.3: Diagrama de cuerpo libre del eslabón ..... 45

**CAPITULO 7**

Figura 7.1: Configuración de actuador lineal ..... 48
Figura 7.2: Digitalización de una ortesis. ..... 49
Figura 7.3: Diseño de una pieza digital para soporte de los actuadores lineales a la altura de la rodilla ..... 50
Figura 7.4: Diseño digital del soporte del actuador lineal eléctrico a la altura de la tibia. ..... 52
Figura 7.5: Diseño del soporte del vástago del fémur a la altura de la cadera del exoesqueleto ..... 54
Figura 7.6: Diseño en 3D de las piezas mecánicas del exoesqueleto. ..... 55

Figura 7.7: Las partes mecánicas del prototipo del exoesqueleto terminado .....57
Figura 7.8: Imagen ilustrativa de un módulo relé de 5VDC .....58
Figura 7.9: Diagrama de fuerza del circuito eléctrico.....58
Figura 7.10: Diagrama de mando de conexiones a la placa controladora.....60
Figura 7.11: Terminado y montado el circuito eléctrico .....62
Figura 7.12: Modelar. .....68
Figura 7.13: Interfaz Gráfica de la Aplicación.....75
Figura 7.14: Programa del MIT App Inventor 2.....76

**VIII. APÉNDICE**

**APÉNDICE B**

Figura B.1: Certificado de Discapacidad del Sujeto de Prueba .....96
Figura B.2: Código Arduino .....97-100
Figura B.3: Diagrama de Conexiones.....101
Figura B.4: Diseños de MIT App inventor 2.....102
Figura B.5: Diagrama de Fuerzas.....103

**LISTA DE TABLAS**

**CAPITULO 3**

Tabla 3. 1: estados de los interruptores.....17

**CAPITULO 5**

Tabla 5.1: Costos de los aspectos del Prototipo.....38

**CAPITULO 6**

Tabla 6. 1: Valores obtenidos de la dinámica Inversa .....46

**CAPITULO 7**

Tabla 7. 1: Tabla de diseño de software.....63
Tabla 7. 2: Personal Involucrado.....64
Tabla 7. 3: Características del usuario.....66
Tabla 7.4: tabla de caso de uso.....68-72

**VIII. APÉNDICE**

**APÉNDICE A**

Tabla A.1.1: Detalles del aspecto Mecánico.....91
Tabla A.1.2: Detalles del aspecto Electrónico.....91-92
Tabla A.1.3: Detalles del aspecto de Diseño Mecánico y Programación.....92
Tabla A.1.4: Detalles del aspecto de Montaje del Prototipo y Mano de Obra.....93
Tabla A.1.5: Flujo de Caja.....93-94
Tabla A.1.6: Tasa interna de retorno.....94
Tabla A.1.7: Comparativa de precios de Ortesis Automatizadas.....95

## LISTA DE ABREVIATURAS

- **CAD:** Diseño asistido por computadora.
- **DC:** Corriente directa.
- **V:** Voltios
- **A:** amperes
- **W:** watts
- **NO: normal open (**normal abierto)
- **NC: normal close (normal cerrado)**

# I. INTRODUCCIÓN

El presente proyecto de fin de grado consiste en diseño un dispositivo con sistema mecatrónico en forma de exoesqueleto para miembros inferiores con el fin de asistir a una persona parapléjica de manera a facilitar su desenvolvimiento en la vida cotidiana.

La idea surge a partir de la necesidad de ayudar a las personas con discapacidad, limitaciones físicas o motoras en los miembros inferiores y mejorar la calidad de vida de estas personas que, por accidentes, han sufrido la pérdida de la capacidad motora de los miembros inferiores. Además, por los elevados costos de las ortesis automatizadas que se ofrecen en el mercado, es necesario buscar soluciones de costes más accesibles a la población en general. Estos hechos motivaron la realización del presente proyecto de fin de grado.

Para poder dar cumplimiento a los objetivos propuestos y así dar solución a los problemas que se destacaron, se establecieron ocho fases metodológicas principales: la primera fase que consiste en Recolección de los datos requeridos, en donde, se pretende analizar, modelar y estudiar los movimientos naturales de los miembros inferiores, la segunda fase abarca Análisis de las fuerzas de soporte y torques requeridos en cada articulación, en éste punto se obtendrá todos los cálculos de estática y dinámica para analizar las fuerzas necesarias, también los torques requeridos para las distintas articulaciones de las piernas de un humano promedio, la tercera fase consiste en la Simulación del conjunto de los sistemas mecánicos y electrónicos, en éste punto se utilizarán distintos instrumentos y software para poder realizar las todas las simulaciones correspondientes antes de empezar a montar los sistemas mecánicos y electrónicos del proyecto. En la cuarta fase implica el Selección de Actuadores en donde se selecciona de los materiales, componentes necesarios para la ejecución del proyecto y que cumplan las especificaciones técnicas-económicas. En la quinta fase se realiza la Manufactura y Ensamblaje de los componentes, en la sexta fase se realiza la Búsqueda de voluntario para ser Sujeto de Prueba que cuente con paraplejia y estudiar su fisionomía con el fin de saber cuáles son sus capacidades y limitaciones. En la séptima fase realización de Selección del sistema de control más apropiado y, Por último, en la fase final, se Realiza los Ensayos con el sujeto de Prueba

El proyecto final de grado está estructurado en distintos capítulos cuyo contenido refleja el camino recorrido a lo largo del proyecto. A continuación, se describen:

En el Capítulo 1: Conceptos Generales, se realiza una síntesis histórica del desarrollo de exoesqueletos para asistencia en marcha, en particular para las personas que sufren de paraplejia, culminando con una descripción de los modelos comerciales disponibles actualmente y la definición de los términos básicos.

En el Capítulo 2: Tipos de exoesqueletos, se describe las Exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha que son para personas que sufren de paraplejia y los Exoesqueletos para el aumento de fuerza que más bien de usos militares

En el Capítulo 3: Componentes utilizados en exoesqueletos donde se describen los componentes electrónicos y mecánicos utilizados en la elaboración de un exoesqueleto.

En el Capítulo 4: Funcionamiento del exoesqueleto, se presenta la configuración de los exoesqueletos de miembros inferiores, y el estudio de la marcha humana

En el Capítulo 5: Resumen Ejecutivo, en este capítulo se presenta la descripción del trabajo, los métodos y técnicas utilizadas para el cumplimiento del presente proyecto, la justificación, la finalidad del proyecto, los objetivos trazados, el costo del proyecto final de grado y sobre todo los beneficios.

En el Capítulo 6: se comienza con la ingeniería de diseño y la Búsqueda de sujeto de prueba para el estudio correspondiente de su fisionomía con el fin de saber cuáles son sus capacidades y limitaciones. También se trata del análisis matemático y físico de lo que se requiere para el diseño del exoesqueleto para la asistencia en marcha

En el Capítulo 7: Adaptación de las especificaciones con el sujeto de prueba, aquí se trata del diseño, construcción y ensamble de las piezas mecánicas, la selección de los actuadores, el diseño de los circuitos electrónicos, la selección de los componentes electrónicos y las protecciones correspondientes, la programación de los controladores y el deseño de la app para el manejo a través de un dispositivo móvil.

Con la implementación de este proyecto se pretende beneficiar a las personas o a la sociedad en general que no tengan la posibilidad de adquirir o comprar una ortesis automatizada comercial por el elevado costo, reduciendo de esa forma la cantidad de personas con discapacidad en los miembros inferiores, para de esa forma integrarse con mayor confianza en sus actividades cotidianas.

# II. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

## CAPÍTULO 1

## CONCEPTOS GENERALES

### 1.1. ANTECEDENTES HISTORICO

En la Universidad De Chile Facultad De Ciencias Físicas Y Matemáticas Departamento de Ingeniería Mecánica se realizó un Diseño Y Construcción De Una Pierna Exoesquelética Para La Asistencia De La Marcha por Basilio Nikolas Tamburrino Cabrera para optar al título de Ingeniero Civil Mecánico en el año 2017. Se realizaron diversos códigos en Matlab para el análisis cinemático y dinámico de un modelo simplificado de la pierna humana, donde se obtuvo los valores de los ángulos de la articulación de la cadera y rodilla, también se obtuvo las fuerzas y torques necesarias para el movimiento, en base a esto se seleccionaron los actuadores.

En la Universidad de Valladolid, Escuela Técnica Superior en el área de Ingeniería de Tecnologías Específicas de la Telecomunicación se Desarrolló un Sistema para el Estudio de Exoesqueletos de Extremidades Inferiores Controlados Mediante Sensores por Pablo Riesco Gil en el año 2018. Con cuatro sensores instalados en el calzado y unos motores se ha demostrado la posibilidad de construir un sistema capaz de traducir la intención del usuario a un movimiento real. Sin embargo, el ejercicio práctico realizado no sirve solo para consolidar los conocimientos presentados teóricamente, sino para demostrar que con pocos recursos es posible construir un modelo a pequeña escala de lo que sería un exoesqueleto real.

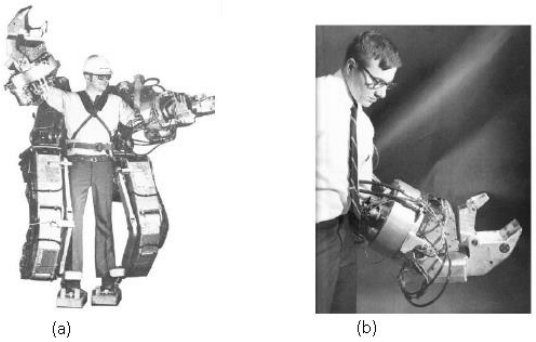
En Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Grupo de Investigación PSI, Universidad del Valle, Colombia se realizó un Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación por Manuel Alejandro Chávez Cardona, Felipe Rodríguez Spitia, Asfur Baradica López para Revista Ingeniería Biomédica ISSN 1909-9762, volumen 4, número 7, enero-junio 2010, págs. 63-73. Se realiza un agrupamiento de los diseños, dependiendo de la zona corporal para la cual se ha construido el exoesqueleto o de la finalidad del estudio realizado.

## 1.2. ESTADO DEL ARTE

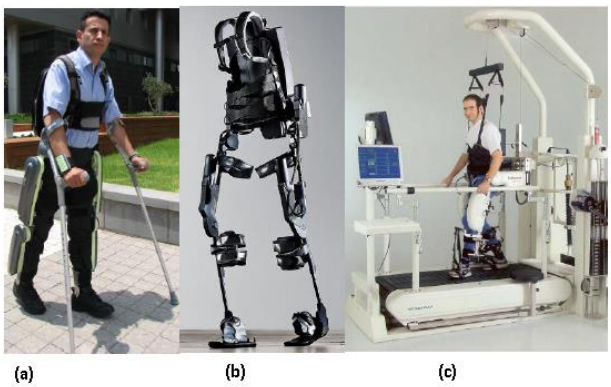
Los primeros desarrollos de exoesqueletos se iniciaron en la década de los 60, por la armada de Estados Unidos y la empresa General Electric con su proyecto Hardiman I. El exoesqueleto fue diseñado para el incremento de la fuerza su portador, principalmente para tareas de carga y descarga de objetos, el exoesqueleto fue diseñado para levantar una masa de 25 kg mientras que el usuario sentía que la masa era de tan solo de 1 kg. El exoesqueleto de cuerpo completo nunca fue utilizado con un usuario, ya que el exoesqueleto se volvía inestable y peligroso. El proyecto también realizó un brazo exoesquelético que logró levantar una masa de 340 kg [1].La Figura 1 muestra los primeros exoesqueletos realizados por General Electric.

Figura 1.1 Proyecto Hardiman I. a) Exoesqueleto de cuerpo completo. b) Brazo exoesquelético.

Actualmente se han incorporado otros objetivos en el desarrollo de exoesqueletos, tales como la asistencia de tareas en personas con problemas motrices, tales como la marcha humana.




Existen exoesqueletos de miembros inferiores, tales como ReWalk y eLegs que han logrado la asistencia de la marcha de personas parapléjicas o con problemas motrices. Otros exoesqueletos de miembros inferiores, por ejemplo, The Robotic Orthosis Lokomat han mejorado la eficiencia en la recuperación y rehabilitación en pacientes con problemas en sus miembros inferiores. Los exoesqueletos




de rehabilitación utilizan movimientos repetitivos, programados por un fisioterapeuta, esto permite a los fisioterapeutas preocuparse y medir el avance del paciente sin tener que realizar de manera manual el trabajo pesado. La Figura 1 muestra los exoesqueletos ReWalk, eLegs y The Robotic Orthosis Lokomat.

Figura 1.2 a) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha ReWalk, b) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha eLegs, c) Exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha The Robotic Orthosis Lokomat.

## 1.3. DEFINICION DE TERMINOS BASICOS

**Exoesqueleto:** Igual a la ortesis Robótica, son sofisticadas piezas de tecnología con robótica que pueden ayudar a las personas a funcionar mejor. Aplicaciones como la mano o la pierna de un robot, el exoesqueleto se usa para la asistencia y mejorar la vida.

**Actuadores:** Un actuador es un dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico. La fuerza que provoca el actuador proviene de tres fuentes posibles: Presión neumática, presión hidráulica, y fuerza motriz eléctrica (motor eléctrico o solenoide).

**Oxidación**: es una reacción química donde un metal o un no metal cede electrones y por tanto aumenta su estado de oxidación.

**Prototipo**: Primer ejemplar que se fabrica de una figura, un invento u otra cosa, y que sirve de modelo para fabricar otras iguales, o molde original con el que se fabrica.

**Prótesis**: Colocación o sustitución de un órgano, una pieza o un miembro del cuerpo por otro o por un aparato especial que reproduce más o menos exactamente la parte que falta.

**Ruido:** Los ruidos en la comunicación son barreras que obstaculizan la trasmisión de un mensaje del emisor al receptor.

**Antropometría:** es la rama de la antropología biológica que estudia las medidas del hombre, mediante el estudio de las dimensiones y medidas humanas con el propósito de comprender los cambios físicos del hombre y las diferencias entre individuos, grupos o razas.

# CAPITULO 2

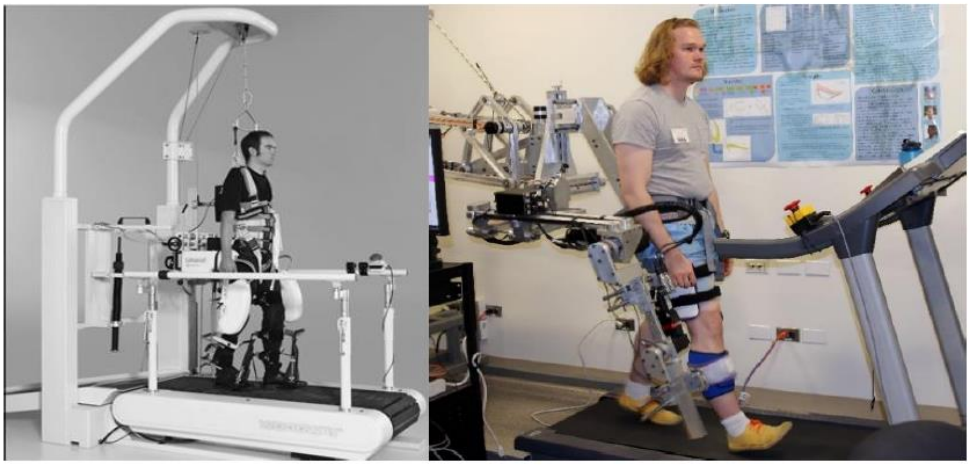
## 2.1. Tipos de exoesqueletos

Los exoesqueletos de miembros inferiores se pueden clasificar en tres grupos: exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha, exoesqueletos para la asistencia de la marcha y exoesqueletos para el aumento de fuerza [5].

### 2.1.1. Exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha

Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha son utilizados en personas que producto de daños neurológicos u otras causas tienen atrofias musculares en sus miembros inferiores. Las atrofias musculares se pueden producir por parálisis cerebrales, golpes o enfermedades como el polio, las cuales pueden generar un déficit total o parcial en la locomoción humana. Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha realizan, de manera asistida, movimientos repetitivos en los pacientes para estimular los miembros inferiores de los pacientes, de este modo se los terapeutas se ahorran el trabajo de realizar los movimientos de los miembros inferiores al pacientes, enfocándose en el monitoreo y avance del paciente. A continuación se presentan algunos de los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha más importantes.

- The Robotic Orthosis Lokomat: Exoesqueleto desarrollado por Hocoma en Zurich, Suiza. Permite entrenar la caminata en pacientes con problemas en sus miembros inferiores. El exoesqueleto es del tipo fijo, el cual cuenta con uniones motorizadas en la cadera y las rodillas, además de una cinta de caminar y un soporte para el paciente. Utiliza actuadores lineales para las articulaciones de la cadera y rodilla [5]. La Figura 3 (a) muestra el exoesqueleto “The Robotic Orthosis Lokomat”.
- Active Leg Exoskeleton (ALEX): Desarrollado por la Universidad de Delaware, Estados Unidos. Exoesqueleto desarrollado para la rehabilitación de la marcha en pacientes con problemas de movilidad en sus miembros inferiores. Se utilizan actuadores lineales en el plano sagital para las articulaciones de las rodillas y de la cadera, además utilizan resortes en diferentes articulaciones como actuadores pasivos [5]. La Figura 3 (b) muestra el exoesqueleto “Active Leg Exoskeleton (ALEX)”.

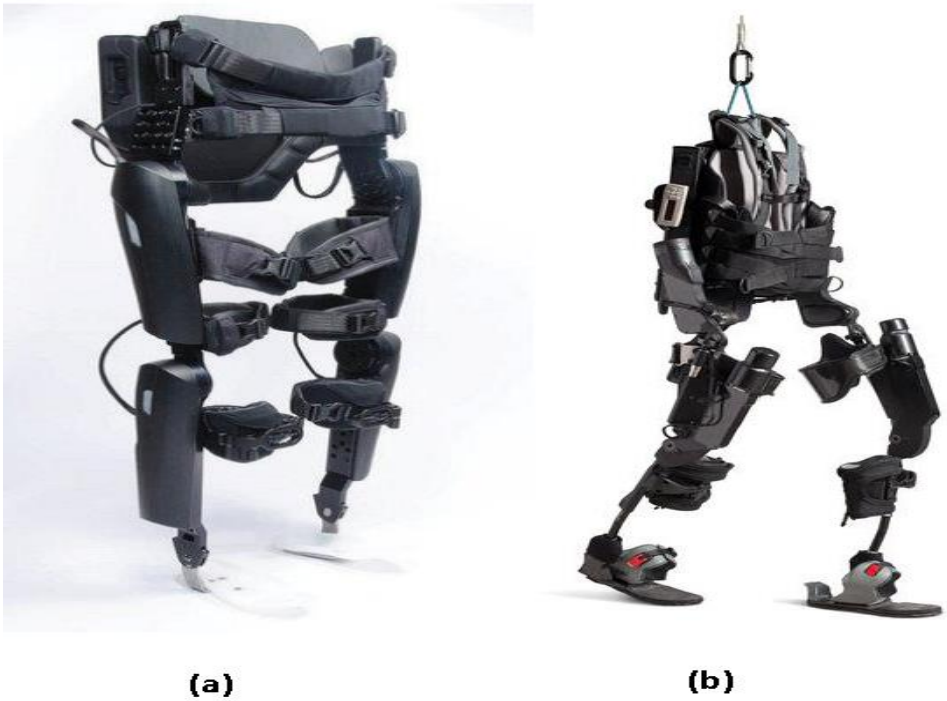


(a) (b)

Figura 2.1 (a) “The Robotic Orthosis Lokomat”. (b) “Active Leg Exoskeleton (ALEX)”.

### 2.1.2. Exoesqueleto para la asistencia de la marcha

Este tipo de exoesqueletos son desarrollados para personas que han perdido la movilidad parcial o total en sus piernas, como también para personas con dificultades para desplazamiento, por ejemplo, personas de la tercera edad. El exoesqueleto proporciona el torque y las fuerzas necesarias que el usuario no puede realizar en la marcha. La finalidad de estos exoesqueletos es la asistencia en la caminata, sentarse, pararse, subir y bajar escaleras [5]



(a) (b)

Figura 2.2 (a) “ReWalk”. (b) “Exoskeleton Lower Extremeti Gait Sysstem (eLegs)”

### 2.1.3. Exoesqueletos para el aumento de fuerza

Estos exoesqueletos son diseñados para realizar tareas que para una persona normal resultan muy difíciles o imposibles. El exoesqueleto de aumento de fuerza proporciona al usuario la capacidad de aplicar una gran fuerza o gran resistencia. El enfoque de estos exoesqueletos es para fines militares, de rescate o para personal de emergencia entre otros ejemplos. A continuación, se presentan algunos de los exoesqueletos para el aumento de fuerza.

- Hybrid Assistive Limb (HAL): Exoesqueleto desarrollado por la Universidad de Tsukuba en Japon. Existen dos versiones del exoesqueleto, un modelo de cuerpo completo y otro de miembros inferiores. El exoesqueleto se puede utilizar para el aumento de fuerza del portador, o como un exoesqueleto para la asistencia de la marcha. La versión completa del exoesqueleto pesa alrededor de 23 kilogramos y la versión de miembros inferiores pesa alrededor de 15 kilogramos. Las articulaciones son controladas por motores eléctricos. Puede levantar objetos de hasta 70 kilogramos [6] .La Figura 5 (a) muestra el exoesqueleto “Hybrid Assistive Limb (HAL)”.

Figura 2.3 (a) “Hybrid Assistive Limb (HAL)”. (b) “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”

(a) (b)

## CAPÍTULO 3

### Componentes utilizados en exoesqueletos

### 3.1. Actuadores

Los actuadores son los encargados de dar el movimiento, de manera total o parcial al exoesqueleto. Los actuadores son seleccionados de acuerdo a valores típicos de torque durante el ciclo de la marcha, su peso y portabilidad. A continuación, se presentan los diferentes actuadores utilizados en exoesqueletos.

- Motores DC: Son utilizados motores de corriente directa sin escobillas planos (Brushless flat DC Motor). Estos motores alcanzan altas RPM, por lo que son utilizados en conjunto con una reducción, la cual es por general es una reducción armónica. En la Figura 6 se aprecia el (a) motor DC y la (b) reducción armónica.

Figura 3.1 (a) Motor DC utilizado típicamente en exoesqueletos (b) Reducción armónica

- Motores paso a paso: Los motores paso a paso son motores eléctricos que trabaja con impulsos eléctricos los cuales traduce en movimientos angulares discretos. Los motores paso a paso tienen la ventaja de ser muy precisos. En la Figura 7 se aprecia un motor paso a paso típico.

Figura 3.2 Motor paso a paso

## 3.2. Electrónica del exoesqueleto

### 3.2.1. Componentes de la electrónica

La electrónica del exoesqueleto es la encargada de proporcionar y administrar los movimientos del exoesqueleto. Los componentes electrónicos se detallan y explican a continuación:

- Placa Arduino compatible: Microcontrolador de carácter open hardware y open source; corresponde al cerebro del exoesqueleto. Es el encargado de administrar los flujos de corriente para el funcionamiento del exoesqueleto. En la figura 23 se aprecia la placa Arduino compatible.

Figura 3.3: Placa Arduino UNO

- Módulo de relés: Tarjeta de 8 relés optoacoplador que funcionan como electros interruptores, se utilizan para el control digital del sentido de giro de los motores del exoesqueleto mediante un puente H. En la figura 24 se aprecia el módulo de relés.

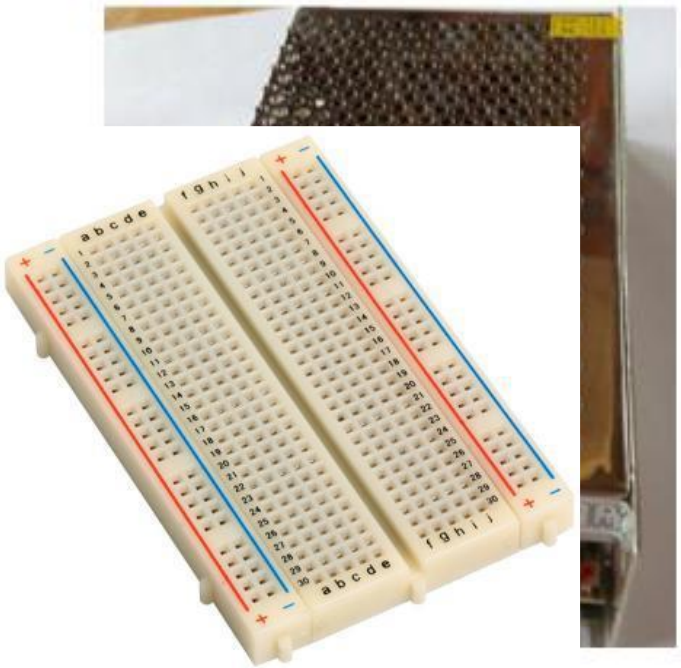
Figura 3.4: Módulo de relés optoacoplador.

- Potenciómetros: Son los encargados del feedback de la posición de las articulaciones de la cadera y rodilla, de este modo el exoesqueleto puede ubicar los grados de sus articulaciones. Se seleccionaron potenciómetros genéricos de 10 kilo ohm. Los potenciómetros constan de un pin positivo, negativo y un tercer pin correspondiente a la señal analógica. En la figura 25 se aprecia un potenciómetro de 10 kilo ohm genérico.

Figura 3.5: Potenciómetro utilizados en el exoesqueleto.

- Fuente de poder: Encargado de suministrar un voltaje de 24 V a los motores del exoesqueleto. En la figura 26 se aprecia la fuente de poder de 24 V

Figura 3.6: Fuente de poder de 24V.



- Protoboard: Placa de prototipado rápido que facilita la creación y montaje de circuitos electrónicos. En la figura 3.7 se aprecia un protoboard genérico.

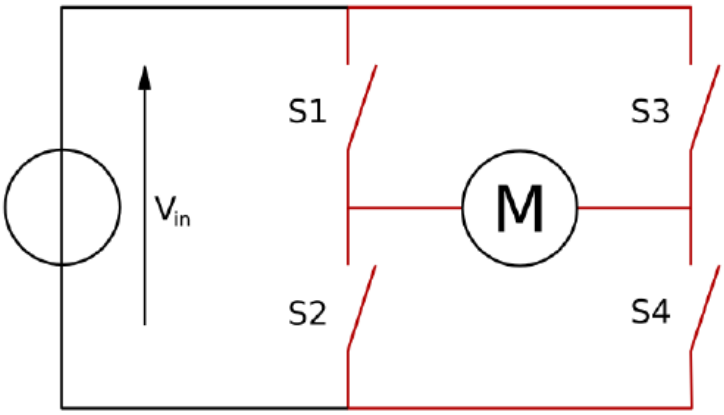
Figura 3.7: Protoboard

### 3.3. Montaje de la electrónica

Para el montaje de la electrónica, es necesario implementar dos puentes H, para esto se debe utilizar módulos de relés.

Un puente H utiliza cuatro interruptores, que según su estado (activado o desactivado) permiten el paso de la corriente en un sentido u otro del motor, logrando invertir el sentido de giro de motores de corriente directa. La figura 3.8 muestra la forma básica del puente H [10].

Figura 3.8: Diagrama del puente H [10].



La tabla a continuación muestra los estados de los interruptores y su resultado, donde 1 corresponde a encendido y 0 apagado [6].

Tabla 3.1 estados de los interruptores

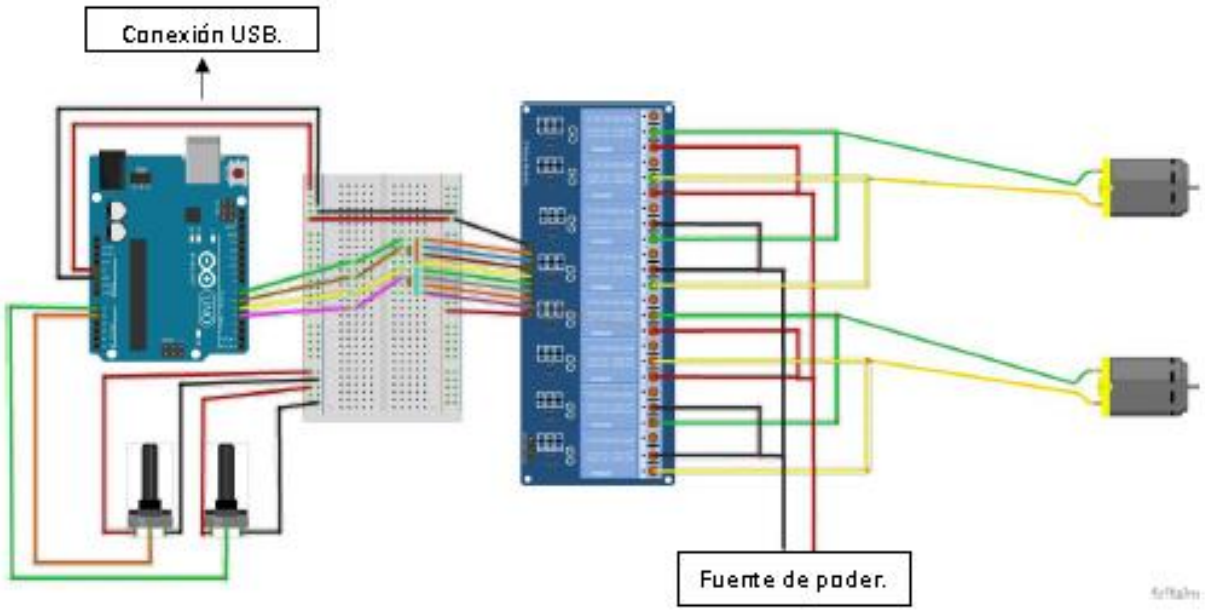



Figura 3.9: Diagrama electrónico del exoesqueleto.

La electrónica se instala de forma remota al exoesqueleto, de este modo se disminuye el peso y posibles complicaciones para el usuario. En la figura 3.10 se aprecia la electrónica del exoesqueleto instalada remotamente.

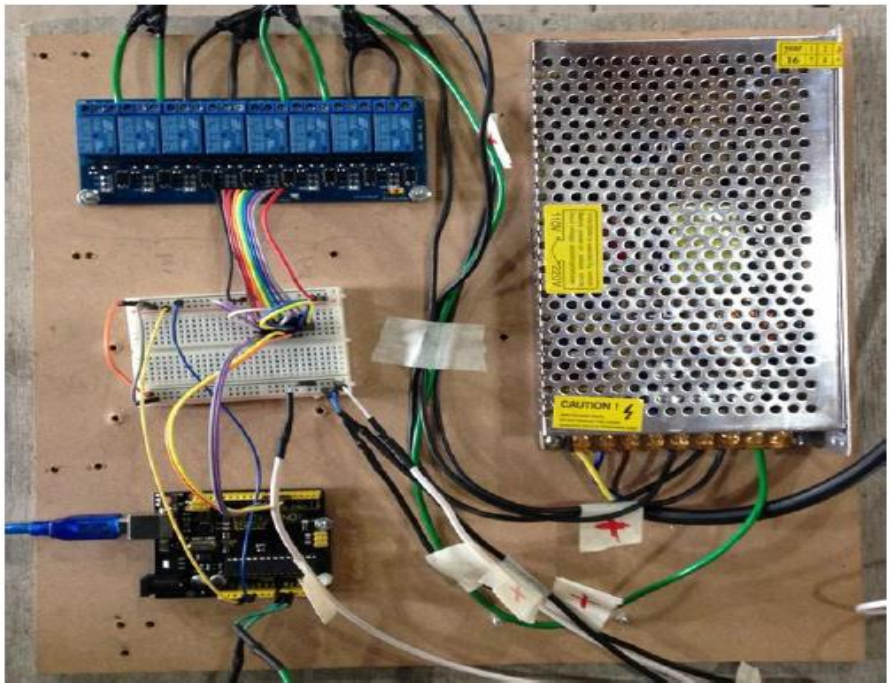


Figura 3.10: Electrónica del exoesqueleto.

# CAPÍTULO 4

## Funcionamiento de exoesqueletos

### 4.1. Configuración de los exoesqueletos

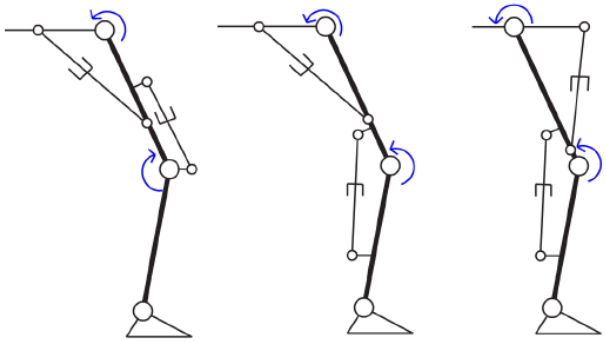
Existen diferentes alternativas en la configuración de los exoesqueletos, estas dependen principalmente de los actuadores seleccionados y los grados de libertad en las articulaciones.

Los exoesqueletos con actuadores del tipo motores rotativos tienen sus actuadores en las articulaciones, por lo que siempre tienen la misma configuración.

Los exoesqueletos con actuadores lineales tienen diferentes alternativas en su configuración. Los actuadores deben estar colocados de tal manera que al accionarse los miembros del exoesqueleto giren en torno a sus articulaciones. En la Figura 4.1 se aprecian las diferentes configuraciones que se pueden optar con actuadores lineales.

Figura 4.1: Diferentes configuraciones de los actuadores lineales [6]

### 4.2. Estudio de la marcha humana



La marcha humana normal consiste en una serie de movimientos coordinados y alternantes que involucran las extremidades y el tronco del cuerpo humano, resultando en un movimiento hacia adelante del centro de gravedad [7].

La marcha humana es un proceso cíclico la cual inicia con un pie tocando el suelo y finaliza con el mismo pie contactando el suelo nuevamente. El ciclo se puede dividir en dos fases, la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo es cuando uno o los dos pies están en contacto con el suelo (apoyo simple y apoyo doble) y la fase de balanceo es cuando el pie no está en contacto con el suelo.

En una marcha humana normal, la fase de apoyo utiliza aproximadamente un 60% del tiempo del ciclo, incluyendo el apoyo simple y el doble, y la fase de balanceo utiliza el 40% del tiempo restante. A medida que aumenta la velocidad de la marcha, se produce un incremento en el tiempo de la fase de balanceo y una disminución en la fase de doble apoyo, llegando al límite que ocurre al correr donde desaparece la fase de doble apoyo.

### 4.3. Etapas de la fase de apoyo

Dentro de la fase de apoyo se observan cinco etapas importantes dadas por la posición del pie y la pierna.

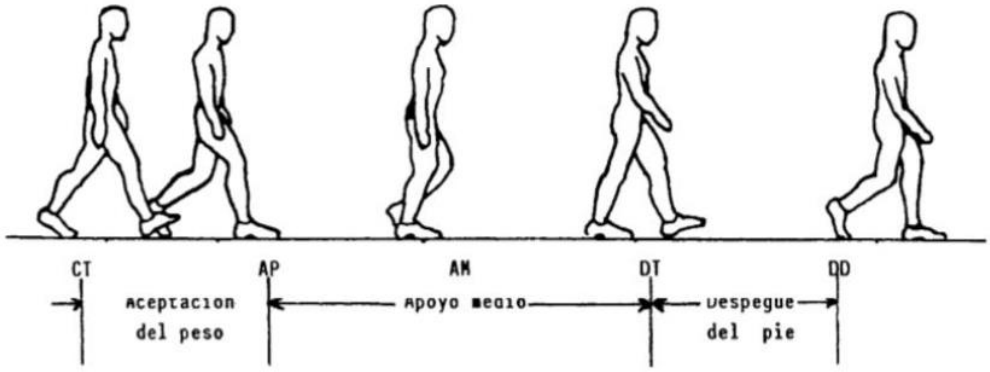
- Contacto del talón: Primera etapa de la fase de apoyo, ocurre cuando el talón de una pierna contacta por primera vez en el ciclo el suelo.
- Apoyo plantar: Ocurre cuando la planta del pie toca completamente el suelo.

- Apoyo medio: Ocurre en el instante cuando el tronco de la persona está alineado con la planta del pie.
- Elevación del talón: Ocurre cuando el talón se despega del suelo.
- Despegue del pie: Ocurre cuando el pie se despega completamente del suelo, dando inicio a la fase de balanceo del pie.

Las etapas mencionadas anteriormente se reagrupan en tres grupos, dado sus funciones.

- Aceptación del peso: Se inicia con el contacto del talón hasta el apoyo plantar.
- Apoyo medio: Incluye la etapa del apoyo medio mencionada anteriormente.
- Despegue: Se inicia con la etapa de la elevación del talón hasta el despegue del pie.

Figura 4.2: Se aprecia las subdivisiones de la fase de apoyo.




### 4.3.1. Etapas de la fase de balanceo

La fase de balanceo de la pierna se asemeja al movimiento de un péndulo. La fase de balanceo se divide en las etapas de:

- Aceleración: Se inicia en el momento de despegue del pie, con una aceleración máxima y velocidad inicial cero.
- Balanceo medio: La pierna pasa a la pierna que realiza el apoyo simple, en este instante ocurre la velocidad máxima de la pierna.
- Deceleración: Después del balanceo medio, comienza la deceleración, por ende, la disminución de velocidad de la pierna.

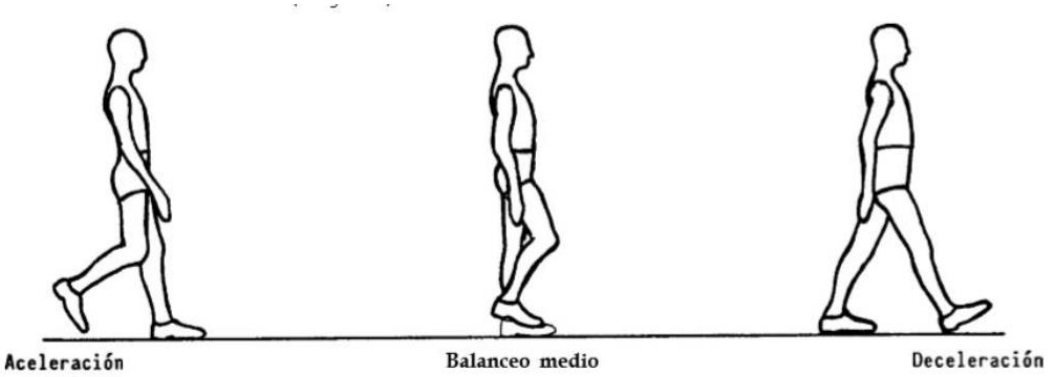



Figura 4.3 Subdivisiones de la fase de balanceo

Cada una de las etapas anteriores utiliza aproximadamente un tercio del tiempo de la fase de balanceo.

### 4.3.2. Análisis de la marcha humana en el plano sagital

El cuerpo humano se representa inmerso en tres planos, el plano transversal, coronal y sagital. En la Figura 11 se aprecian los diferentes planos del cuerpo humano.

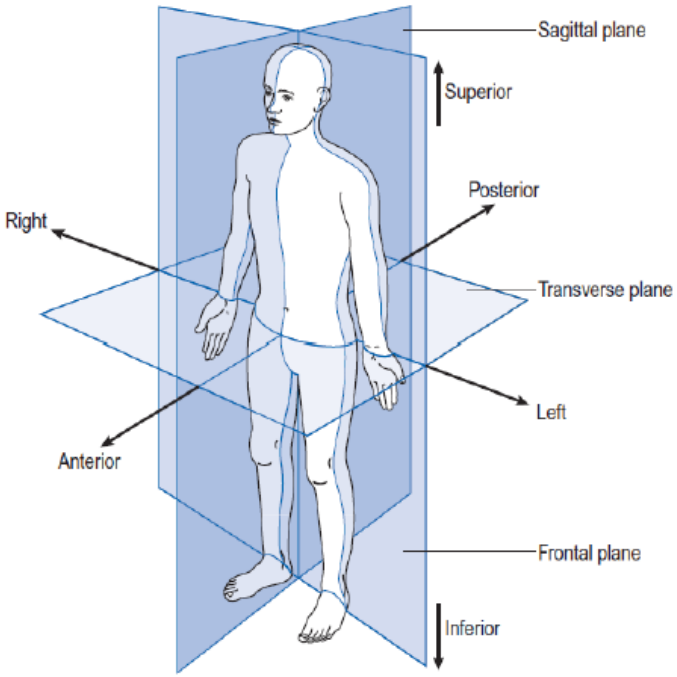


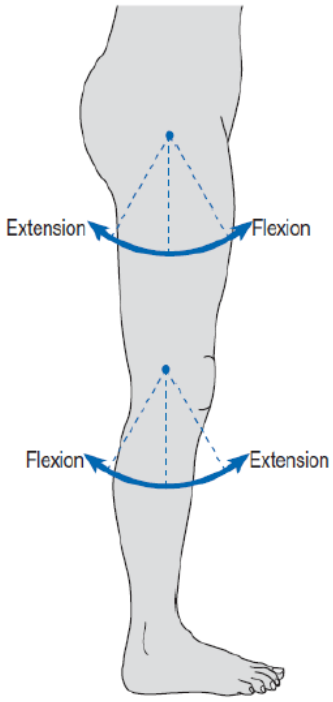

Figura 4.4: Posición de los tres planos de referencia [8]

El plano de mayor relevancia en la marcha humana es el plano sagital. El plano sagital es aquel que divide el cuerpo humano en la porción derecha e izquierda, y es el plano paralelo al movimiento de la pierna al caminar en línea recta, por lo que los movimientos más importantes de la pierna se realizan paralelo a éste plano.

Los movimientos de los eslabones en el plano sagital son de extensión y flexión, los cuales son medidos desde la articulación de la cadera y la rodilla. En la Figura 4.5 se aprecia la extensión y flexión para las articulaciones de la cadera y rodilla.

El ciclo de la marcha se puede dividir en tres intervalos, en los cuales actúan las diferentes articulaciones y eslabones del cuerpo. El primer intervalo consta desde contacto del talón hasta el punto de apoyo medio. El segundo intervalo ocurre desde el apoyo medio y el despegue del pie del suelo. El tercer intervalo consta de la etapa de balanceo de la pierna. A continuación, se presenta la evolución del movimiento de la articulación de la rodilla y cadera con respecto al plano sagital.

Figura 4.5: Movimiento de la pierna en torno a las articulaciones de la cadera y rodilla Fuente:




Referencia

Intervalo 1:

El movimiento de la rodilla en el primer intervalo se inicia con una completa extensión. Posteriormente la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo. La rodilla llega aproximadamente a 20° de flexión e inicia la extensión. En la etapa de apoyo medio la rodilla llega a un ángulo aproximado de 10° de flexión. La Figura 4.4 muestra el movimiento de la rodilla en el intervalo 1 [9].

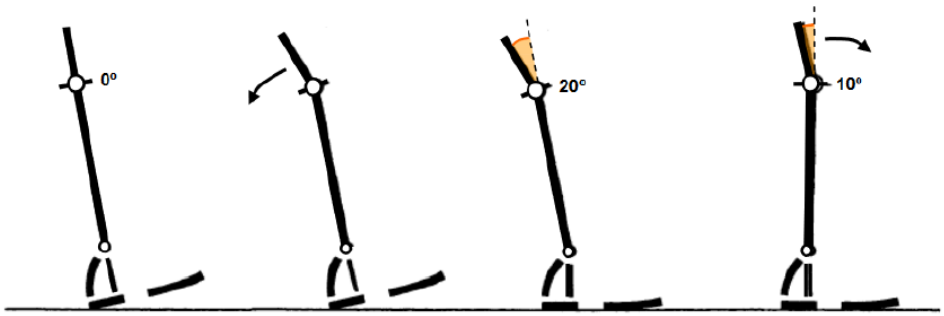
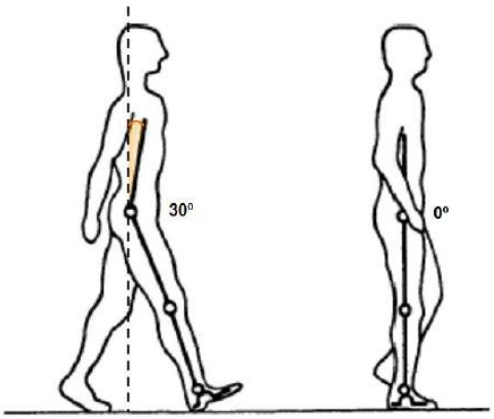



Figura 4.6: Movimiento de la rodilla en el primer intervalo

La cadera inicia el movimiento aproximadamente con 30° de flexión para iniciar la extensión. Cuando el pie se encuentra plano en el suelo el ángulo de flexión disminuye a 20°. Finalmente, en el apoyo medio la cadera tiene un ángulo de flexión de 0°. En la Figura 4.7 se presenta el movimiento de la cadera en el intervalo 1.

Figura 4.7: Movimiento de la cadera en el primer intervalo

Intervalo 2:




La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10 a 15° de flexión y continua la extensión. Antes de que el talón se despegue del suelo, la rodilla disminuye su flexión hasta llegar a 4° de la extensión completa. Posteriormente, entre el despegue del talón y de los dedos, pasa de estar casi de una extensión completa a 40° de flexión. La Figura 4.8 muestra el comportamiento de la rodilla en el intervalo II de la marcha.

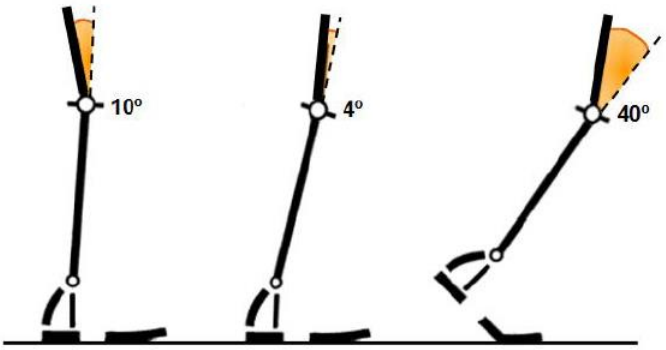


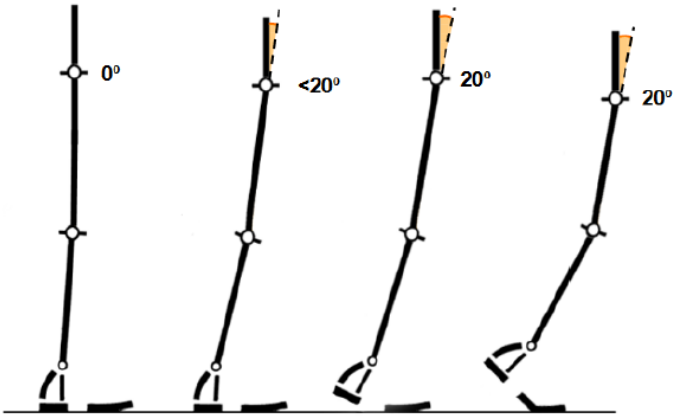

Figura 4.8: Movimiento de la rodilla en el segundo intervalo

La cadera se encuentra inicialmente en la posición neutra y comienza el proceso de extensión, después del despegue del talón la cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20°. En el despegue de los dedos, la cadera se acerca al movimiento de flexión. La Figura 4.9 muestra el comportamiento de la cadera en el intervalo II de la marcha.

Figura 4.9: Movimiento de la cadera en el segundo intervalo

Intervalo 3:

La rodilla inicia el movimiento desde una posición inicial de 40° y pasa a un ángulo de flexión de




aproximadamente de 65°. Finalmente la rodilla se extiende casi por completo.

La cadera parte la etapa de balanceo en la posición neutral y se llega a una flexión de 30°. En la Figura 4.8 se aprecia el comportamiento de la articulación de la rodilla y la cadera en el tercer intervalo.

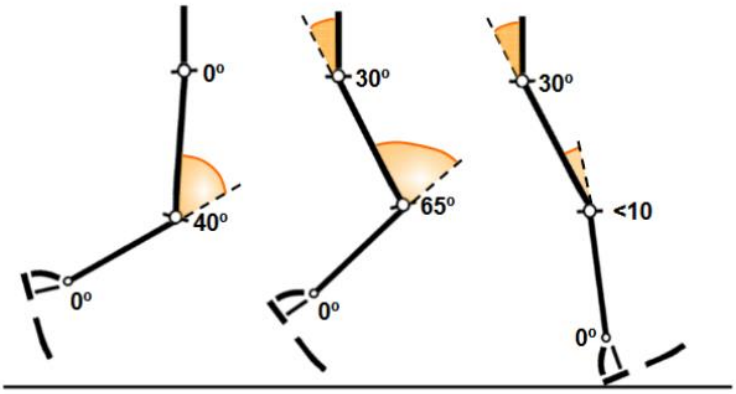



Figura 4.10: Movimiento de la rodilla y cadera en el tercer intervalo

A modo de resumen, la Figura 4.11 muestra las posiciones de la pierna derecha durante el ciclo de la marcha en intervalos de 40 ms.

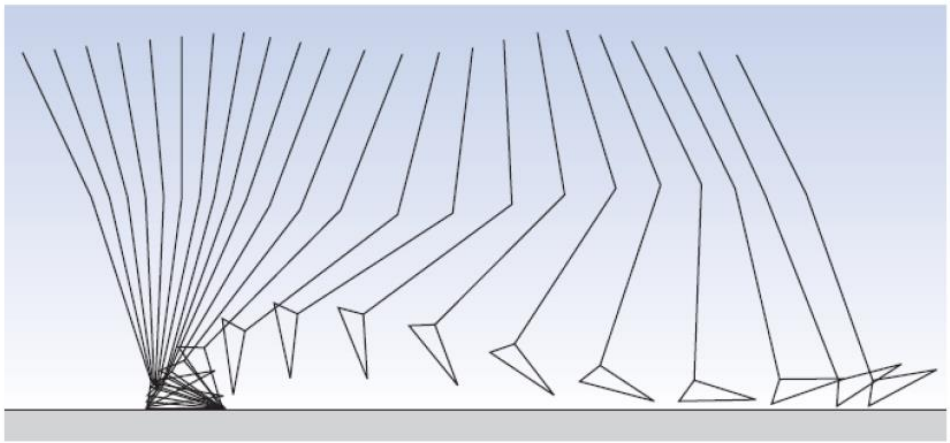


Figura 4.11: Posiciones de la pierna derecha en el plano sagital durante la marcha humana

La evolución angular de las articulaciones a lo largo del ciclo, en el plano sagital, se ven representadas en la Figura 4.12.

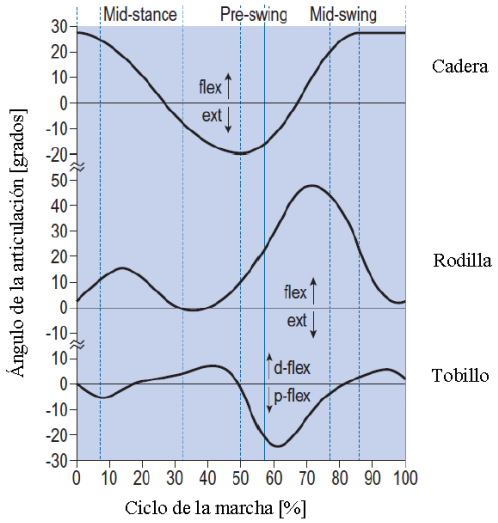



Figura 4.12: Evolución angular de las articulaciones de cadera, rodilla y cadera durante el ciclo de la marcha

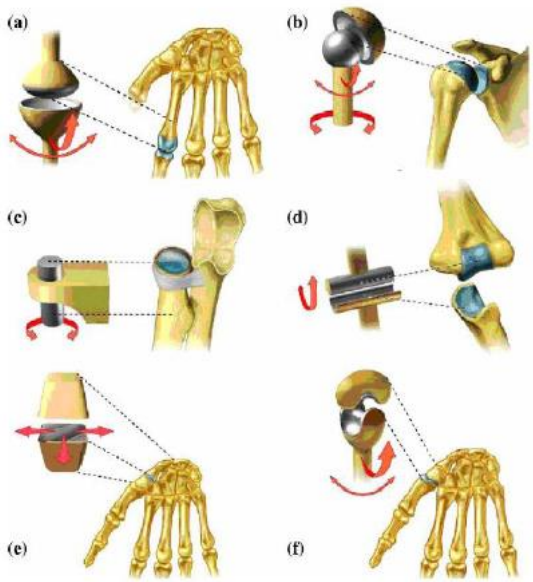
### 4.4. Articulaciones del cuerpo humano

Los grados de libertad del exoesqueleto deben ser análogos a los grados de libertad del cuerpo humano, tanto en posición como en el tipo de articulación, logrando concordancia del movimiento del exoesqueleto con el movimiento del cuerpo humano.

Las articulaciones sinoviales son las responsables de los movimientos del cuerpo humano. Estas articulaciones se pueden clasificar en seis articulaciones fundamentales: condileas, esféricas, pivote, bisagra, planar y silla de montar. En la Figura 4.13 se aprecian las seis articulaciones fundamentales.

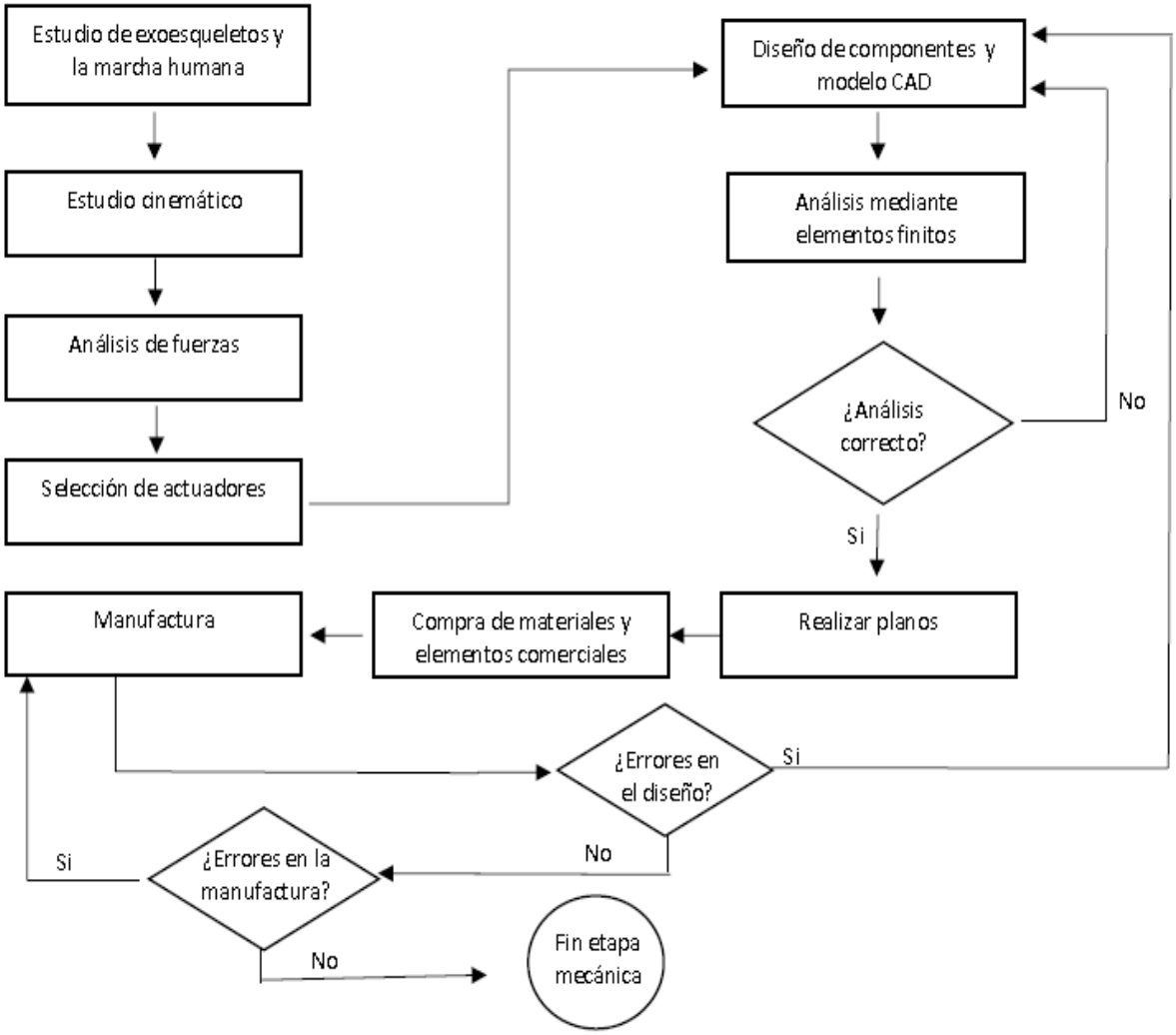
La articulación de la cadera es del tipo esférica y la articulación de la rodilla es del tipo bisagra. Como el estudio de la pierna se realizará en el plano sagital, las articulaciones se pueden simplificar del tipo bisagra.

Figura 4.13: Articulaciones fundamentales en el cuerpo humano: (a) condileas; (b) esféricas; (c) pivote; (d) bisagra; (e) planar; (f) silla de montar




### 4.5. Etapa mecánica

El proyecto se inicia con el estudio de exoesqueletos y la marcha humana, posteriormente se realiza el estudio cinemático de la marcha y del mecanismo, y el estudio dinámico para proceder a la selección de actuadores. Se inicia la etapa de diseño de componentes y modelo CAD el cual se valida con




el análisis mediante elementos finitos. Posteriormente se realizarán los planos y la compra de materiales con los recursos obtenidos por el departamento de Ingeniería Mecánica de la facultad para la manufactura del exoesqueleto. El diagrama de flujo de la metodología de la etapa mecánica se presenta en la Figura 4.14.

Figura 4.14: Metodología de la etapa mecánica [6]

### 4.6. Etapa de control

La etapa de control corresponde al desarrollo del sistema de control y su implementación en el prototipo. La etapa se inicia con el estudio de alternativas de sistemas de control, posteriormente se realiza el diseño del sistema de control y a continuación su implementación. Una vez implementado el sistema de

control se realizarán las pruebas del sistema de control y finalmente se realizarán las pruebas finales del prototipo. El diagrama de flujo de las actividades de esta etapa se presenta en la Figura 4.15.

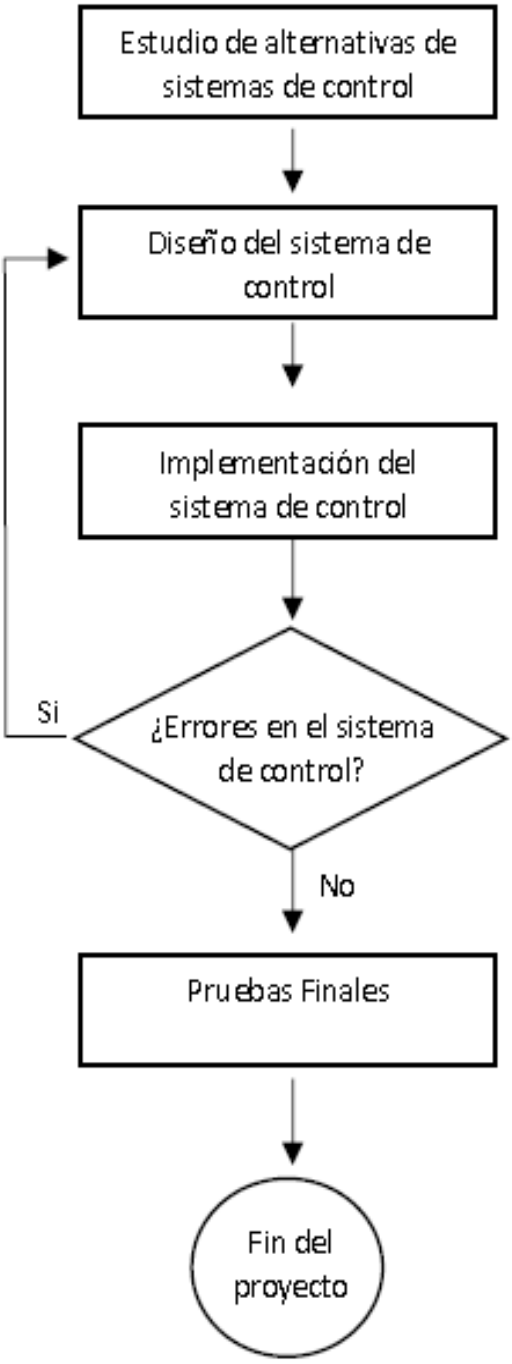



Figura 4.15 Metodología de la etapa electrónica [6]

# 5. RESUMEN EJECUTIVO

## CAPITULO 5

## 5.1. Descripción del trabajo

En el presente proyecto final del grado consiste en el diseño un dispositivo con sistema mecatrónico en forma de exoesqueleto para miembros inferiores con el fin de asistir a una persona, otorgando los diversos pasos, métodos y técnicas a tener en cuenta para su ejecución. Se presenta el costo del diseño, fabricación e implementación del prototipo de un exoesqueleto funcional que pueda ser operado por un paciente con discapacidad.

### 5.1.1. Métodos y Técnicas utilizadas

#### 5.1.1.1 Tipo de Investigación

El tipo de investigación realizado es del tipo cualitativos ya que se basa en el análisis subjetivo e individual, esto la hace una investigación interpretativa, referida a lo particular; y cuantitativo ya que se deben buscar las alternativas técnicas-económicas más factibles de aplicar y sobre todo que dicho proyecto sea aplicable para el público en general.

#### 5.1.1.2 Técnicas e instrumentos de recolección de Datos

La recopilación de datos para el presente trabajo se realizará mediante la revisión de los antecedentes del trabajo, diferentes tesis y trabajos de investigación realizadas por instituciones privadas en toda Sudamérica, además se basará en las normas de electro medicinas que rigen en Argentina y Brasil, ya que en Paraguay no se cuenta con una propia norma para este tipo de proyectos

Se implementa la observación directa del entorno para la adquisición de datos en tiempo real conforme el trabajo vaya avanzando. Esta técnica es aplicable a esta investigación ya que se obtendrá información real del proceso.

Los instrumentos y materiales que se emplean para recoger y almacenar la información serán computadoras, cámaras, instrumentos de medición del sistema eléctrico como multitester y otros artículos de donde extraer las especificaciones técnicas de cada componente que conformará el sistema electromecánico.

#### 5.1.1.3 Fases metodológicas

Se desarrollarán las siguientes fases metodológicas para encarar el logro de los objetivos perseguidos con este proyecto de fin de grado:

**Fase I: Recolección de los datos requeridos**

En este punto se pretende recolectar y estudiar los movimientos naturales de los miembros inferiores con el fin de comprender los alcances y limitaciones del cuerpo humano enfocándose a los miembros inferiores. Se realizará consultas a médicos encargados de la parte de los miembros inferiores.

**Fase II: Análisis de las fuerzas de soporte y torques requeridos en cada articulación**

En esta fase se requerirán realizar todos los cálculos de estática y dinámica para analizar las fuerzas necesarias, así también como los torques requeridos para las distintas articulaciones de las piernas de un humano promedio. Todo esto con el fin de poder realizar las simulaciones de los sistemas mecánicos y para realizar la selección de actuadores bien dimensionados de acuerdo a la necesidad del proyecto

**Fase III: Simulación del conjunto de los sistemas mecánicos y electrónicos.**

En esta fase se utilizarán distintos instrumentos y software para poder realizar las todas las simulaciones correspondientes antes de empezar a montar los sistemas mecánicos y electrónicos del proyecto. Esto se realizará con el fin de que el proyecto esté bien planificado y evitar que haya errores de cálculo en las estimaciones del alcance y evitar improvistos que irán surgiendo a la par del avance del proyecto.

**Fase IV: Selección de Actuadores.**

Una vez Obtenidas todas las fuerzas y torques requeridos, se deberán encontrar los actuadores que cumplan con las especificaciones técnicas y con el más bajo costo posible para que el proyecto pueda ser accesible para el público en general

**Fase V: Manufactura y Ensamblaje de los componentes.**

Ya obtenidos todos los materiales y después de realizarse todas las simulaciones se deberán ensamblar los componentes y dispositivos de acuerdo a las planificaciones realizadas y utilizando todas las herramientas químicas y mecánicas que conlleva la realización de los distintos procesos para poder desarrollar y ejecutar el proyecto y cumpliendo con las normas y estándares de calidad para asegurar la integridad del posible sujeto de prueba.

**Fase VI: Búsqueda de voluntario para ser Sujeto de Prueba**

En esta fase se requiere encontrar una persona con las medidas antropométricas de unas piernas promedias de un ser humano, que cuente con paraplejia y estudiar su fisionomía con el fin de saber cuáles son sus capacidades y limitaciones, todo ello para encontrar un sistema de control apropiado.

**Fase VII: Selección del sistema de control más apropiado.**

En esta fase se estudiará las características de la fisionomía del sujeto de prueba, para determinar las limitaciones que posee y desarrollar un sistema de control apropiado a su capacidad, para ello también se realizarán distintas simulaciones para asegurar la integridad del sujeto de prueba.

**Fase VIII: Realización de Ensayos con el sujeto de Prueba**

Una vez que el dispositivo esté completo y listo para ser utilizado, se deberá encontrar un lugar apropiado y apto para realizar los ensayos correspondientes y con la supervisión de profesionales fisioterapéuticas y médicos para evitar realizar actividades peligrosas y que puedan comprometer la seguridad del sujeto de prueba.

## 5.2. Justificación

Este proyecto es relevante ya que con su implementación se busca mejorar la calidad de vida que llevan las personas parapléjicas. Se estima que con el desarrollo del proyecto puedan aumentar el rendimiento y la productividad de las personas que tienen empleos, porque les dará la posibilidad de efectuar tareas que con su discapacidad actual no están en condiciones de realizar.

Otras razones por las que este trabajo es relevante es que se podrá desarrollar un dispositivo de precio accesible, lo cual hará que más personas discapacitadas puedan adquirirlas.

La seguridad de las personas es una de las principales prioridades que se busca mejorar con este proyecto ya que muchos discapacitados a pesar de sus limitaciones físicas igual realizan tareas que son peligrosas para sus condiciones actuales, tales tareas que involucren actividades como subir escaleras, conducir un vehículo y similares. Con el desarrollo del proyecto se estima que puedan realizar dichas tareas con más seguridad.

## 5.3. Finalidad del proyecto

El propósito del proyecto final de grado es brindar una nueva perspectiva, oportunidad, equilibrio y aceptación de la persona en muchos ámbitos de la sociedad, otorgando una solución confiable y tecnológica. Sobre todo, que el usuario recupere la confiabilidad en sí misma realizando diversas tareas.

## 5.4. Metas

El diseño de un exoesqueleto para miembros inferiores con el fin de asistir a una persona parapléjica que sea un producto confiable, adaptable, que pueda replicar las funciones básicas del caminar de una persona normal, poder sentarse sin asistencia de otras personas y poder subir y bajar escaleras sin dificultad.

## 5.5. Objetivos

### 5.5.1. Objetivos generales

- Desarrollar un dispositivo con sistema mecatrónico en forma de exoesqueleto para miembros inferiores con el fin de asistir a una persona parapléjica.

### 5.5.2. Objetivos específicos

- Estudiar los movimientos naturales de las extremidades inferiores de un ser humano con el fin replicar en un prototipo para una persona parapléjica.
- Diseñar mediante software un prototipo teniendo en cuenta las medidas promedias de las piernas de una persona con estatura promedia.
- Encontrar un sujeto de prueba para el proyecto y estudiar su fisionomía con el fin de elegir el sistema de control más adecuado.
- Diseñar un sistema de control teniendo en cuenta los requerimientos del sujeto de prueba para el control del exoesqueleto.
- Montar el prototipo con los materiales, controladores y actuadores adecuados para la ejecución del proyecto utilizando los materiales con las características necesarias y con el más bajo costo posible.

## 5.6. Beneficiarios

Los beneficiarios directos que ofrece este proyecto de fin de grado son las personas que sufren de paraplejia, los beneficios que otorga el exoesqueleto con articulaciones automatizadas a diferencia de otras máquinas de desplazamiento como silla de ruedas u otras ortesis sin automatizar es que son accionadas por el cuerpo, es decir requieran movimientos generales para operarla, el prototipo del exoesqueleto sólo necesita que el paciente pueda apretar un botón para poder realizar los pasos correspondientes, además de las otras cualidades que tiene que consisten en la de poder sentarse y pararse y subir y bajar escaleras, cosas que por ejemplo una silla de ruedas no podría otorgar.

El costo del prototipo es uno de los beneficios más resaltantes, además que sea operable de manera segura, por el material con el cual está diseñado y ensamblado, ofreciendo al usuario un producto de calidad, confiable y atractivo ante las demás ortesis que se ofrecen en el mercado mundial.

## 5.7. Producto

Es un prototipo para personas con discapacidad en las extremidades inferiores que permitirá establecer una solución a las demandas establecidas en un mercado poco explorado.

## 5.8. Localización física y cobertura espacial

El proyecto se desarrolla en la ciudad de Coronel Oviedo, y sus resultados tienen validez universal, pues se los puede aplicar en cualquier lugar donde se disponga los materiales y accesorios requeridos para su ejecución.

## 5.9. Especificaciones de actividades y tareas realizadas

- Relevamiento de Datos de las Personas con discapacidades en Paraguay.
- Revisión bibliográfica sobre los exoesqueletos para la asistencia en marcha de las personas parapléjicas.
- Búsqueda de voluntario para ser paciente y operario para el prototipo
- Estudios y cálculos de los datos requeridos para el diseño del exoesqueleto
- Diseño, construcción e implementación de un exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica.
- Familiarización con los lenguajes de programación del Arduino y MIT App Inventor 2.

## 5.10. Recursos necesarios

### 5.10.1. Recursos humanos

Los recursos humanos necesarios para la elaboración del presente proyecto de fin de grado son:

- Tutor.
- Alumno.
- Persona asistente para probar el prototipo (Sujeto de Prueba).

### 5.10.2. Recursos materiales

## 5.11. Factibilidad técnica

- Permitió que tanto en el diseño, construcción e implementación del Exoesqueleto para la asistencia en marcha para una persona parapléjica se otorgara una compatibilidad para los diferentes usuarios, teniendo en cuenta las características específicas de cada individuo.

- Mediante el estudio realizado de las medidas antropométricas del sujeto de prueba se permitió mejorar la calidad, desempeño y compatibilidad en la prueba con el voluntario. Donde, se asegura

un desempeño confiable del exoesqueleto y superando varios obstáculos, con lo que el proyecto se justifica plenamente desde el punto de vista tecnológico.

- Con el proyecto se logró generar mayor confiabilidad, seguridad y satisfacción al usuario del prototipo, mejorando la calidad de vida de personas con discapacidades en el miembro inferior.

## 5.12. Factibilidad económica

Determinamos aquí el presupuesto de costos de los recursos técnicos, materiales y mano de obra invertida, tanto para el desarrollo como para la ejecución del proyecto.
Se realiza un análisis de los costos de nuestro exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica en comparación a los ya existentes en el mercado, donde, nos permitirá determinar si es factible desarrollar económicamente el proyecto. Estos análisis comparativos de precios se observan en la Tabla 5.1. La evaluación económica en la fabricación de este exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica está basada en cuatro aspectos:

- Mecánico
- Electrónico
- Diseño y Programación en distintos Softwares (Ingeniero Junior)
- Mano de Obra (Montaje del Prototipo)

| Aspectos | Cantidad de Componentes | Costos Parciales en Gs |
|---|---|---|
| Mecánicos | 84 | 7872256 |
| Electrónicos | 70 | 6444800 |
| Diseño y Programación en distintos Softwares | Global | 58800000 |
| Montaje del prototipo | Global | 1200000 |
| **Costo Total de Producción** | | 74317056 |
| **Rendimiento (35%)** | | 26010969,6 |
| **Costo Total** | | 100328025,6 |

Tabla 5.1: Costos de los aspectos del Prototipo.

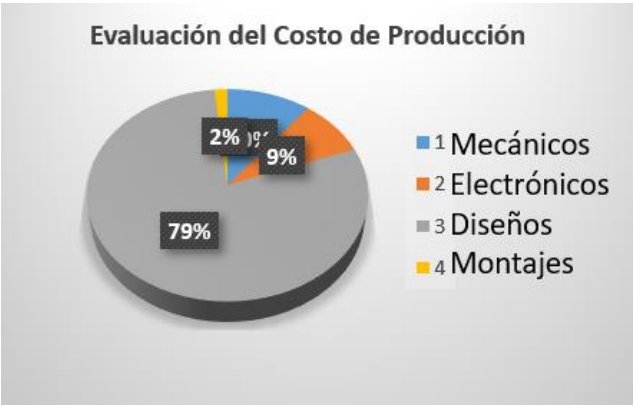



Figura 5.1: Evaluación Económica del costo de la Producción

Teniendo en cuenta los niveles de inversión realizados para el diseño, construcción e implementación del exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica, la evaluación de costos se

representa en forma gráfica en la Figura 5.1 El costo por prototipo sin contar con la rentabilidad es de 15.517.056 Gs, en el cual el diseño y programación en distintos Softwares representa el 79% del costo total de la producción siendo un costo fijo y el 21% representa un costo variable que puede ser modificado según las fluctuaciones del mercado.

Mediante el Flujo de Caja en la Tabla A.1.5 se determina la Tasa Interna de Retorno (TIR) (Tabla A.1.6) argumentando que la rentabilidad de la inversión es positiva con 77% del retorno del capital al producir 38 prototipos en cinco años y un 86% en los próximos cinco años con 52 prototipos, determinando el costo total por prototipo de 15.517.056 Gs con un rendimiento del 35%. Recuperando así la inversión inicial en cinco años.

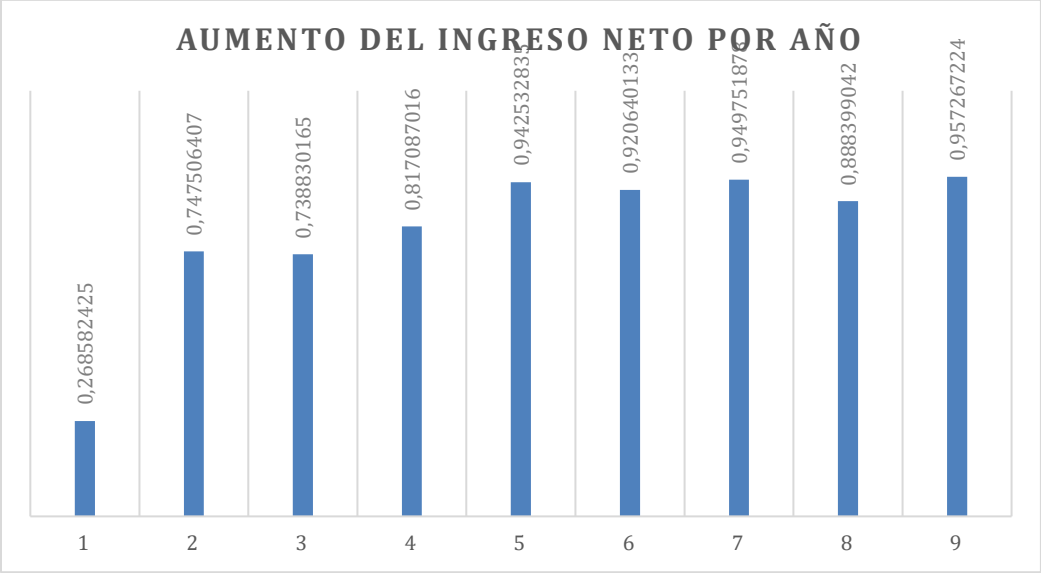



Figura 5.2: Variación del Ingreso Neto

En la Figura 5.2, se especifica las variaciones del ingreso neto por año en forma porcentual referente a la Tabla A.1.5, en el cual la variable principal es la cantidad de producción y las ventas que aumenta en forma anual.

**Beneficios**

Los beneficios que otorga el exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica a diferencia de las ortesis que son accionadas por el cuerpo que requerirán movimientos generales para operarla, el prototipo automatizado sólo necesita que el voluntario apriete un botón pulsador para realizar los pasos correspondientes, además del uso de la app para celulares para el cambio de los modos, facilitando inmensamente la operación

El costo del prototipo es uno de los beneficios más resaltantes, además que sea operable de manera segura, el material con el cual está diseñado y ensamblado, ofreciendo al usuario un producto de calidad, confiable y atractivo ante las demás ortesis que se ofrecen en el mercado mundial.

### 5.12.1. Costos del prototipo diseñado y de la competencia

La fabricación de un exoesqueleto parea la asistencia en marcha de personas parapléjicas por empresas extranjeras tiene costos elevados, ya que emplean materiales y componentes de alta tecnología, siendo así casi inaccesible para muchas personas en el mundo, en la Tabla A.1.7 se observa las empresas que los fabrica, su procedencia y sus costos. De allí surge la oportunidad de poder navegar en este tipo de mercado mundial y ofrecer un producto accesible, sencillo, de bajo costo, confiable, atractivo y duradero.

Con un costo promedio de 2125,62 dólares (15.517.056 Gs) ante los 60.000 dólares que se ofrecen en el mercado, hay una diferencia enorme siendo más apetecible para los usuarios. Ofreciendo otro horizonte y oportunidades en el mercado. El costo del exoesqueleto abarca la parte de diseño estructural de la parte mecánica y su montaje, los componentes que conforman el sistema electrónico, los actuadores lineales eléctricos, las baterías recargables, el Arduino UNO con su programación y la app con su sistema de comunicación.

# 6. INGENIERÍA DE DISEÑO

## CAPÍTULO 6

## 6.1. INGENIERÍA DE DISEÑO

### 6.1.1. Búsqueda de sujeto de prueba

El desarrollo de este proyecto consiste básicamente en el diseño y construcción de un sistema mecatrónico tipo exosqueleto con el fin de la asistencia en marcha de una persona parapléjica. Para ello se buscó a una persona cuya condición física cumple con las características necesarias para poder desarrollar un prototipo de un caso real del proyecto.

Esto es necesario de realizar ya que la paraplejia no es una condición física natural de las personas. Según [2]la paraplejia es una dolencia que implica la debilitación en motor o la función sensorial de las extremidades más inferiores, que es una clasificación de la parálisis. La causa de la paraplejia es predominantemente el resultado de un daño en la medula espinal debido a un accidente o a un trauma.

Después de realizar una breve búsqueda, no fue difícil de encontrar un voluntario para realizar los estudios correspondientes y diseñar de acuerdo a sus características y condiciones físicas. El sujeto

voluntario de nombre Teófilo Burgos Portillo con C. I. 3524431 de 35 años de edad, fue evaluado en la Secretaria Nacional de los Derechos Humanos de las personas con Discapacidad-SENADIS, certificando que el mismo es portador de las siguientes discapacidades:

**Diagnóstico Clínico:** 1) Peatón lesionado por colisión con automóvil en accidente de tránsito. 2) Traumatismo Raquimedular con fractura estallido.

**Diagnóstico Secuelar:** 1) Paraplejia Sensitivo motora Flácida 2) Vejiga neurogénica 3) Recto Neurogénico 4) Deambulación y dependencia de silla de Ruedas.

**Funcionalidad:** Independiente parcial para la vida diaria. Independiente total para autocuidado.

- Discapacidad Física Permanente del 72%
- Factores Sociales Complementarios 10%
- Discapacidad total permanente del 82%

Más datos sobre las características físicas del sujeto de prueba serán anexados en el proyecto [3]

### 6.1.2. Tratamiento de la paraplejia

La recuperación de la lesión medular aguda resulta muy difícil, ya que se solo se dispone de tratamientos basados en la reparación del tejido lesionado, en su mayoría experimentales y cuya eficacia no está demostrada. Trascurridos 6 meses de la lesión medular las posibilidades de recuperación prácticamente desaparecen, por lo que el tratamiento está enfocado al tratamiento farmacológico de complicaciones médicas derivadas de la inmovilidad (disfunción vesical, trombosis venosas, embolias pulmonares, úlceras de decúbito, espasticidad y hiperreflexia paroxística) y el entrenamiento/rehabilitación de las personas parapléjicas con el objetivo de prevenir la aparición de complicaciones y mejorar su calidad de vida [4]

La Consortium for Spinal Cord Medicine ha elaborado una serie de recomendaciones para el manejo agudo de pacientes con lesión medular que incluye: inmovilización espinal ante sospecha de lesión medular, empleo de fármacos neuroprotectores, instauración de analgesia/sedación, evaluación neurológica clínica o radiológica (RM) para diagnosticar el tipo de lesión y medidas de prevención secundaria (tromboembolismo venoso, fallo respiratorio, problemas cardiovasculares, metabólicos, urinarios, gastrointestinales entre otros) [5]

Además, esta organización ha publicado una guía de práctica clínica sobre el manejo de personas con lesión medular traumática en la que establece en una de las recomendaciones [6]:

Inclusión en un programa de rehabilitación individualizado en unidades de lesionados medulares, llevado a cabo por profesionales sanitarios especializados, en que se emplearán las estrategias terapéuticas que proporcionen mejores resultados. En la actualidad se emplean distintos tipos de ortesis de cadera-rodilla-tobillo-pie, ortesis o ayudas para la bipedestación y la estimulación eléctrica funcional. [6]

### 6.1.3. Análisis de una ortesis funcional

Después de obtener una muestra de una ortesis mediante la observación directa se percibió que estas cuentan con pivotes en donde se pueden realizar articulaciones a la atura de la cadera, rodillas y tobillos, como podrá observarse en la siguiente figura.

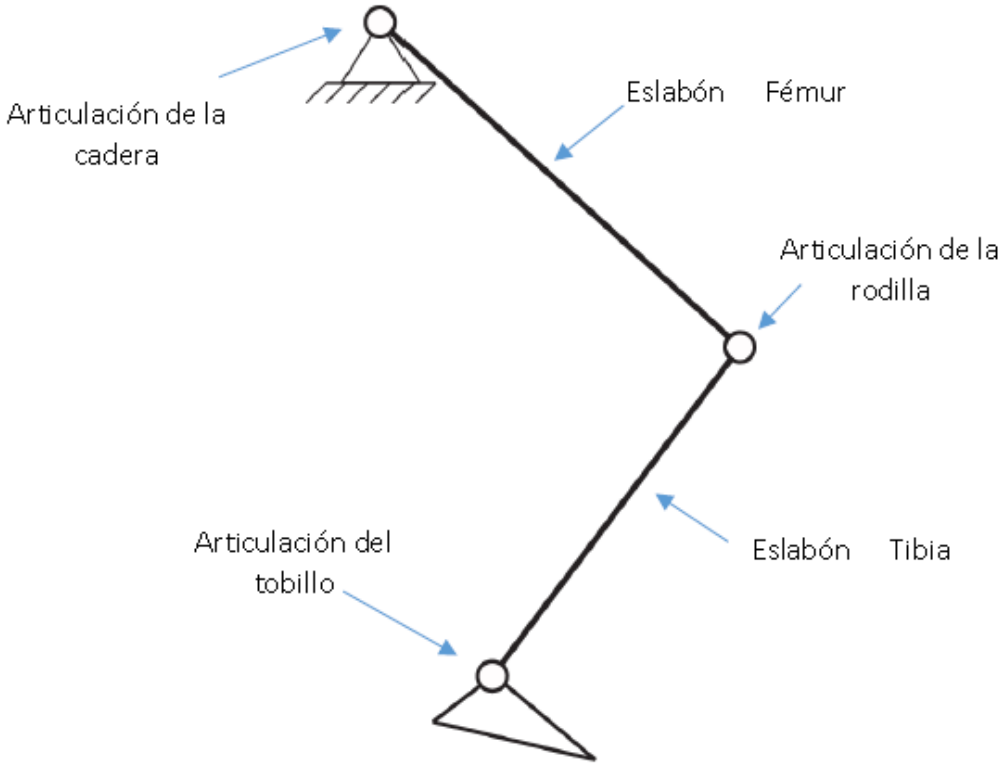
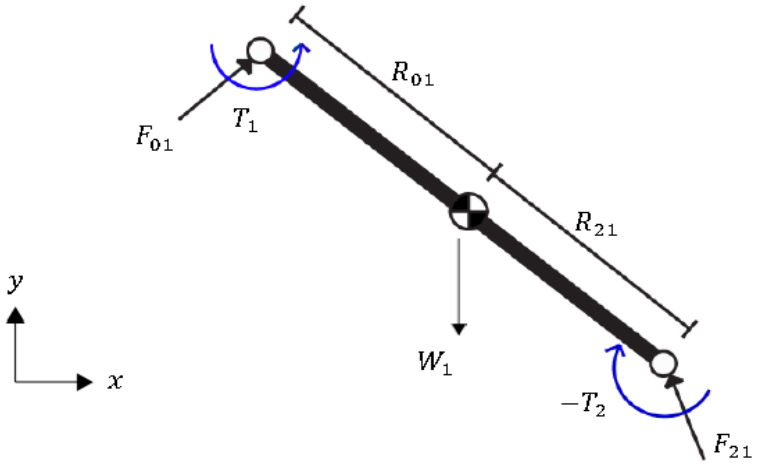



Figura 6.1 Imagen ilustrativa en donde se muestran los puntos en donde la ortesis cuenta con las articulaciones correspondientes [7].

Realizando un diagrama de cuerpo libre del sistema mecanico de los eslabones A y B de una extremidades inferiores en donde:

Figura 6.2 Diagrama del cuerpo libre del eslabón A [7]




| | |
|---|---|
| F01$x$: | Fuerza del cuerpo 0 (cadera) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección x. |
| $F21x$: | Fuerza del cuerpo 2 (tibia) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección x. |
| $F01y$: | Fuerza del cuerpo 0 (suelo) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección y. |
| $F21y$: | Fuerza del cuerpo 2 (tibia) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección y. |
| $m1$: | Masa del cuerpo 1 (fémur). |
| $W1$: | Peso del cuerpo 1 (fémur). |
| $a1cgx$: | Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección x. |

$a1cgy$: Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.

$T1$: Torque aplicado en el cuerpo 1 (fémur).

$T2$: Torque aplicado en el cuerpo 2 (tibia).

$R01x$: Distancia del cuerpo 0 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.

$R01y$: Distancia del cuerpo 0 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.

$R21x$: Distancia del cuerpo 2 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.

$R21y$: Distancia del cuerpo 2 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.

$I1$: Momento de inercia del cuerpo 1 (fémur), modelado como una barra redonda.

$\alpha 1$: Aceleración angular del cuerpo 1 (fémur).

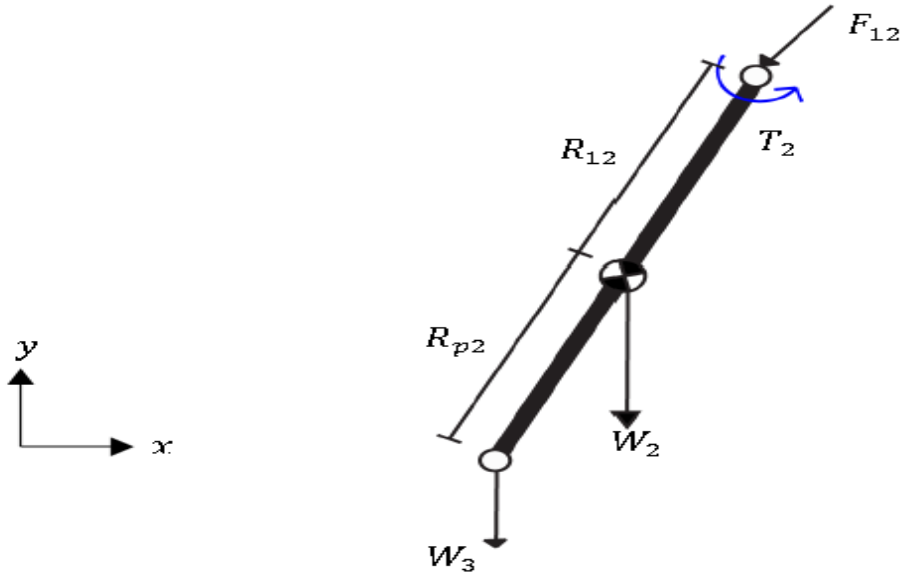



Figura 6.3 Diagrama de cuerpo libre del eslabón B [7]

$F12x$: Fuerza del cuerpo 1 (fémur) sobre el cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.

$F12y$: Fuerza del cuerpo 1 (fémur) sobre el cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.

$m2$: Masa del cuerpo 2 (tibia).

$W2$: Peso del cuerpo 2 (tibia).

$W3$: Peso del cuerpo 3 (pie).

$a2cgx$: Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.

$a2cgy$: Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.

$T2$: Torque aplicado en el cuerpo 2 (tibia).

$R12x$: Distancia del cuerpo 1 (fémur) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.

$R12y$: Distancia del cuerpo 1 (fémur) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.

$Rp2x$: Distancia del punto P (tobillo) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.

$I2$: Momento de inercia del cuerpo 2 (tibia), modelado como una barra redonda.

$\alpha 2$: Aceleración angular del cuerpo 2 (tibia).

Se pudo obtener ciertos datos sobre las cueles se basan las elecciones de lo que se requiere de materiales para el diseño del exoesqueleto [7].

| | Valor |
|---|---|
| $F_{01x}$ | 54.17 [N] |
| $F_{01y}$ | 176.59 [N] |
| $F_{21x}$ | 6.61 [N] |
| $F_{21y}$ | 60.64 [N] |
| $T_1$ | 22.67 [Nm] |
| $T_2$ | 11.12 [Nm] |

Tabla 6.1 Valores obtenidos de la dinámica Inversa [7]

### 6.1.4. Selección de Actuadores

Realizando una lista de los actuadores que podrían ser empleados para el accionamiento del exosqueleto y teniendo en cuenta los datos anteriores se pudieron distinguir varias alternativas con los que se pueden lograr que dicho dispositivo pueda accionarse y se puede hacer una clasificación por el tipo de energía utilizada.

- Accionada por energía hidráulica: Para la instalación de este tipo de energía se requiere de conocimientos extensos de mecánica y cuentan con la desventaja de que son muy costosos, y bastante pesados por la cantidad de materiales utilizados para su explotación.
- Accionada por energía Neumática: para este tipo de instalación también se tiene la desventaja que se tuvo con la anterior alternativa, y sumado a eso es que esta requiere de aún más costo para poder ser utilizada con este tipo de proyecto.
- Accionada por Energía Eléctrica: Este tipo de instalación es relativamente de más bajo costo que las anteriores alternativas, además de que los componentes a ser utilizados son más fáciles de conseguir en la ciudad de Coronel Oviedo.

Debido a esta cuestión se decidió utilizar la alternativa de actuadores que aprovechan la energía eléctrica para realizar los movimientos en la ortesis.

Después de esto, se identificaron varias alternativas nuevamente para poder realizar los tipos de movimientos que se requieren para llevarse a cabo que el sujeto de prueba pueda caminar mediante el exosqueleto. Entre estas alternativas podemos encontrar las siguientes:

- Servomotores: Este actuador es bastante confiable, es robusto y rápido para ser utilizado con los fines requeridos; Sin embargo, cuenta con la desventaja de que es excesivamente costoso, es muy pesado aquellos que cumplen las características que se requieren para el proyecto y además de la dificultad para ser conseguido en todo el territorio del Paraguay
- Motores Paso a Paso: Este tipo de actuador cuenta las mismas características del actuador antes citado pero con la diferencia de que tiene mayor dificultad para ser controlado.

- Actuadores Lineales Impulsados por motor de Corriente Continua: Este tipo de actuador es muy confiable, son muy robustos y compactos, consumen muy poca energía debido a sus características mecánicas, son considerablemente más baratos que los actuadores anteriormente mencionados.

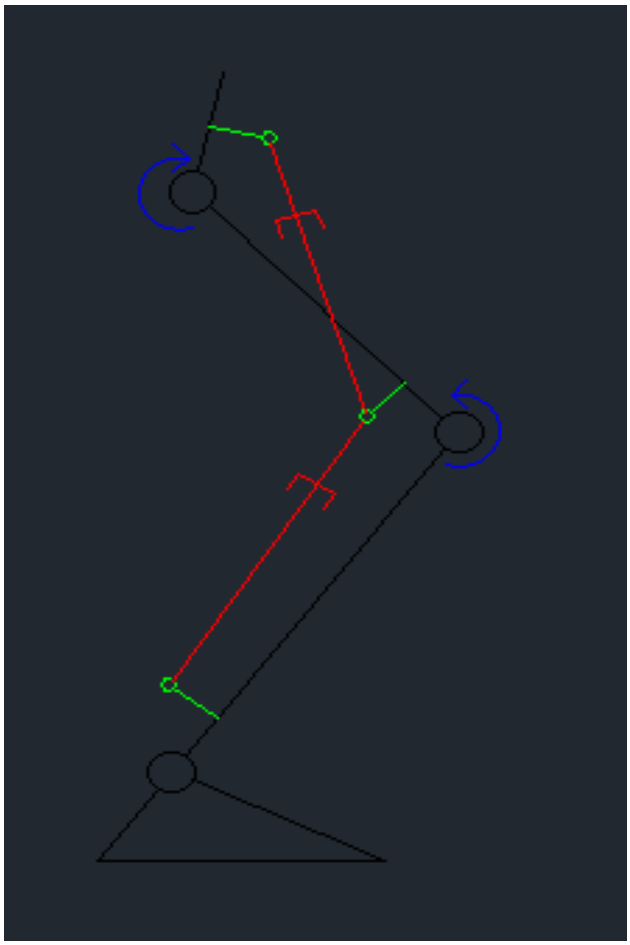
Debido a las ventajas que presenta este tipo de actuador, se decidió que es la más factible de utilizar y realizar los diseños de la ortesis a fin de que el sujeto de prueba pueda caminar.

# CAPÍTULO 7

## 7.1. Adaptación de las especificaciones con el sujeto de pruebas

Realizando una entrevista no estructurada con el sujeto de prueba se pudo obtener algunas observaciones a tener en cuenta, tales requerimientos que se expresaron son que desea utilizar el exoesqueleto en muchas ocasiones del día a día, por lo que espera que no pueda tener inconvenientes a la hora de sentarse por el diseño del exoesqueleto, entonces teniendo eso en cuenta se decidió utilizar la siguiente configuración de exoesqueletos accionados por actuadores lineales de la siguiente manera.

Figura 7.1 Configuración de actuador lineal [8].



Cuando el vástago del actuador lineal del fémur empiece a contraerse, se producirá un momento en la articulación de la cadera, haciendo que el eslabón del fémur empiece a levantarse subiendo la rodilla,

esto se realiza con el control de un motor de corriente continua de 12 Voltios, cuyo arranque se realizara con un módulo relé de 5voltios

Después de seleccionar la configuración de la forma y modo de instalación de los actuadores del exoesqueleto se procedió al diseño y construcción de las piezas mecánicas y los soportes para los actuadores en la estructura de la ortesis. Para ello se usan las herramientas de diseño digital de piezas tridimensionales para mejor planificación.

### 7.2. Diseño de piezas mecánicas

Para el diseño de las piezas mecánicas primeramente se procedió a la digitalización de la ortesis en la herramienta de diseño AutoCAD, utilizando todos los parámetros y medidas antropométricas del sujeto de prueba.

Figura 7.2 Digitalización de una ortesis [8]

Teniendo ya a mano las piezas digitales de la ortesis se puede proceder al diseño de los soportes para el motor del actuador lineal eléctrico y los pivotes para que puedan dar soporte mecánico a la ortesis.

#### 7.2.1. Soporte de la rodilla

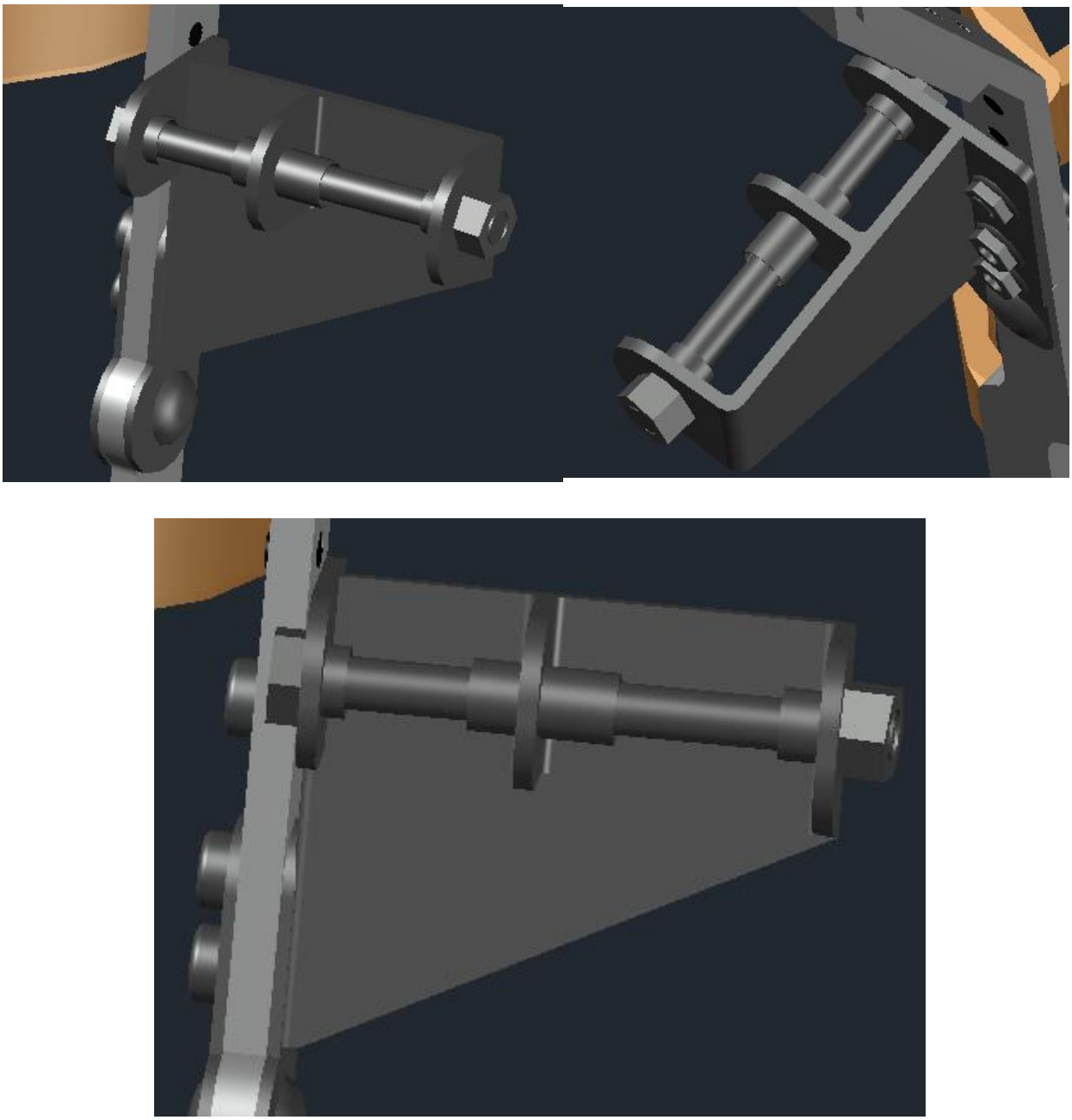


Figura 7.3 Diseño de una pieza digital para soporte de los actuadores lineales a la altura de la rodilla [8]

Esta pieza de soporte es para el actuador lineal eléctrico y con articulación a la altura de la rodilla. Soporta y sujeta la punta del vástago del actuador lineal de la tibia y la cola del actuador lineal del fémur.

Consta de 20 piezas y los materiales utilizados son:

- 3 piezas de Chapas de hierro laminadas en frio [9].
- 3 Tornillo Cabeza Alomada “PHILLIPS” DIN 7985 Zincado [10].
- 1 Tornillo cabeza hexagonal rosca total fina DIN 961 CALIDAD 8.8 [10].
- 1 Tuerca autoblocante alta Zincada DIN 982 [10].
- 5 Tuerca Hexagonal con Brida Grafilada DIN 6923 [10].
- 1 Contratuerca DIN 936 [10].
- 6 Arandela Plana DIN 125 [10].

### 7.2.2. Soporte de la tibia

Esta pieza da soporte al actuador lineal eléctrico de la tibia, no tiene articulación se encuentra a la altura de la pantorrilla. Sujeta la cola del actuador lineal de la tibia.

Consta de 14 piezas y los materiales utilizados son:

- 2 Piezas de Chapas de hierro laminadas en frio [9].
- 3 Tornillo cabeza avellanada “allen” DIN 7991 CALIDAD 10.9 [10].
- 1 Tornillo cabeza hexagonal rosca total fina DIN 961 CALIDAD 8.8 [10].
- 1 Contratuerca DIN 936 [10].
- 1 Tuerca autoblocante alta Zincada DIN 982 [10].
- 3 Tuerca Hexagonal con Brida Grafilada DIN 6923 [10].
- 3 Arandela Plana DIN 125 [10].

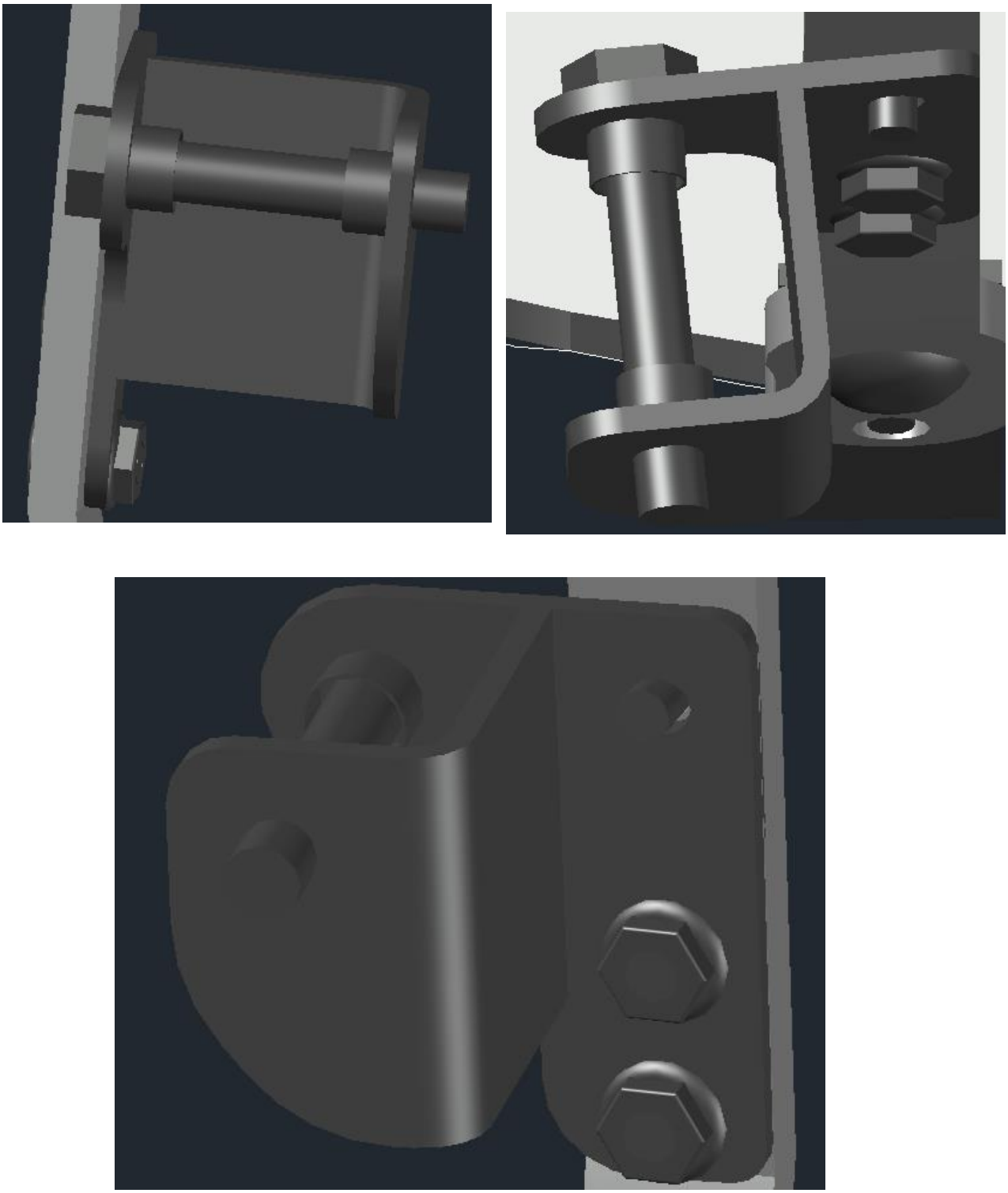


Figura 7.4 Diseño digital del soporte del actuador lineal eléctrico a la altura de la tibia [8]

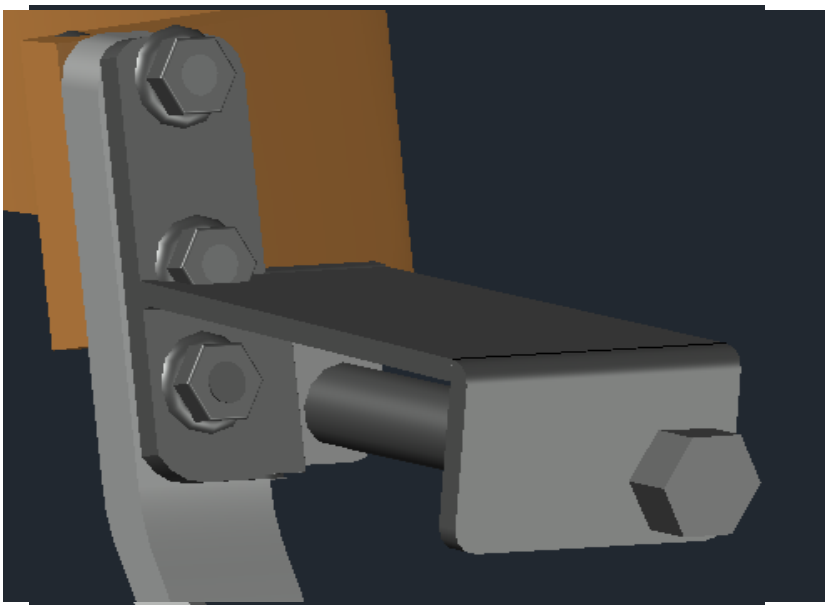
### 7.2.3. Soporte de la cadera

Esta pieza da soporte al actuador lineal eléctrico del fémur, no tiene articulación y se encuentra a la altura de la cadera. Sujeta la punta del vástago del actuador lineal del fémur.

Consta de 14 piezas y los materiales utilizados fueron:

- 2 piezas de Chapas de hierro laminadas en frio [9].
- 3 Tornillo cabeza avellanada “allen” DIN 7991 CALIDAD 10.9 [10]
- 1 Tornillo cabeza hexagonal rosca total fina DIN 961 CALIDAD 8.8 [10].
- 1 Contratuerca DIN 936 [10].

- 1 Tuerca autoblocante alta Zincada DIN 982 [10].
- 3 Tuerca Hexagonal con Brida Grafilada DIN 6923 [10].
- 3 Arandela Plana DIN 125 [10].



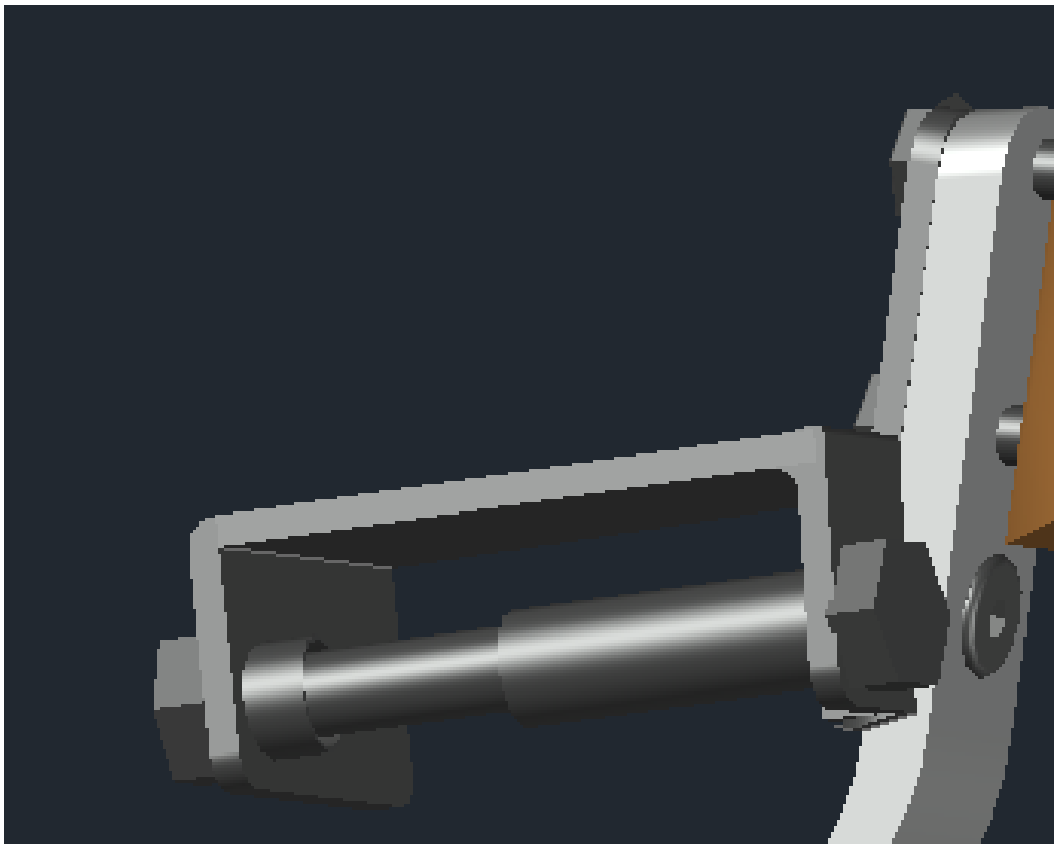


Figura 7.5 Diseño del soporte del vástago del fémur a la altura de la cadera del exoesqueleto [8]

### 7.2.4. Instalación de las piezas

Una vez montado todas las piezas a la ortesis y montando con el actuador lineal eléctrico se ve de la siguiente manera:

Figura 7.6 Diseño en 3D de las piezas mecánicas del exoesqueleto [8]

### 7.2.5. Manufactura y construcción de las piezas.

Terminado los diseños se procedió al construcción de las piezas y posteriormente a la manufactura. Toda la parte mecánica consta de 179 piezas y tiene una masa de 12.0 kg

Las piezas fueron construidas de distintos elementos que se citarán a continuación:

- Aluminio
- Acero Inoxidable
- Polietileno
- Cobre
- Hierro

Terminado la manufactura de la parte mecánica, el exoesqueleto queda de la siguiente manera:

Figura 7.7 Las partes mecánicas del prototipo del exoesqueleto terminado [8]

### 7.3. Diseño de la parte Electrónica

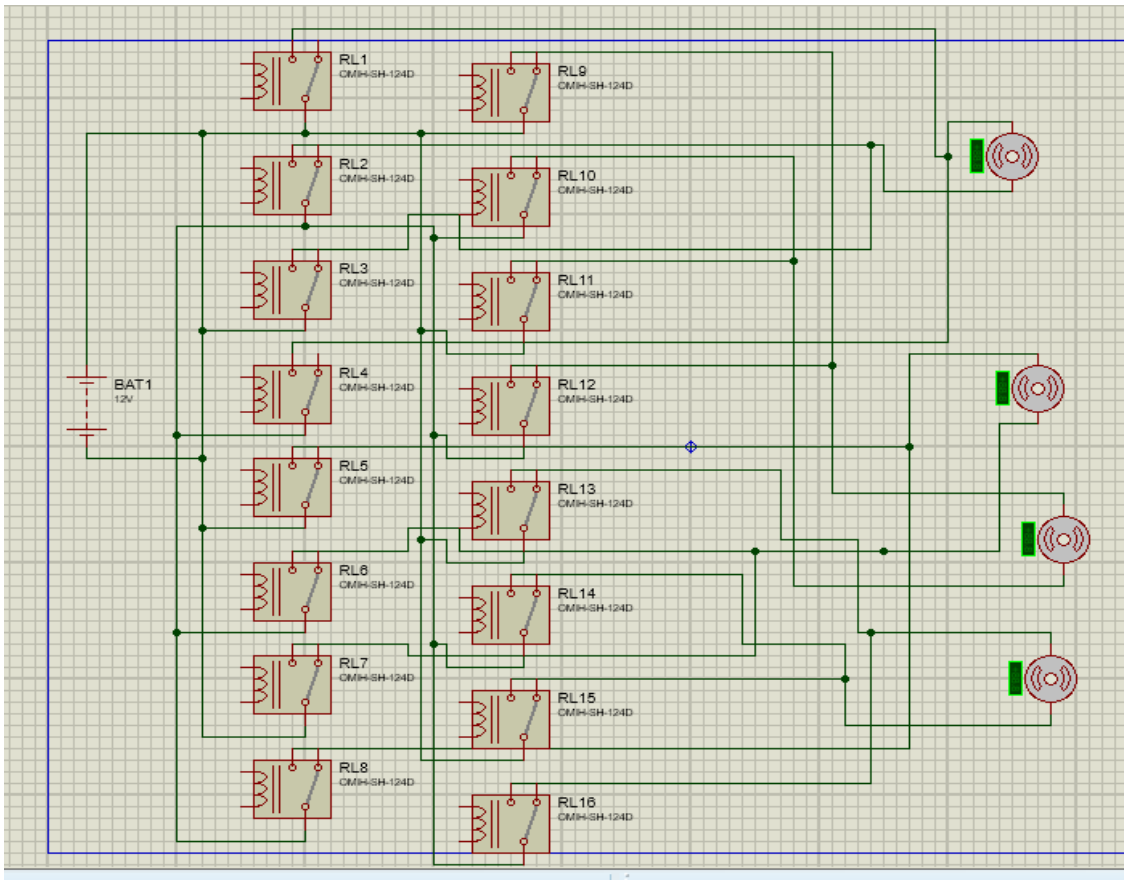
Para poder realizar el control de los actuadores lineales eléctricos se decidió utilizar un módulo relé de 16 canales para poder utilizarse como puente H y así controlar los movimientos del exosqueleto.

Estos relés son accionados con señales de corriente continua de 5 Voltios y se activan o conmutan sus estados con señales de bajo que son enviadas a por el dispositivo controlador.

Figura 7.8 Imagen ilustrativa de un módulo relé de 5VDC [8]

El diseño del diagrama de conexiones del circuito de fuerza fue diseñado en el simulador de circuitos electrónicos Proteus 8.7 Professional, y es la siguiente [8]:

Figura 7.9 Diagrama de fuerza del circuito eléctrico [8]




El diagrama de fuerza consta de 16 relés comandados por señales de 5VDC. Cuando se active el relé 1 y el relé 2, los contactos NA de estos conmutarán entregando positivo y negativo al motor 1 activando el actuador lineal eléctrico del fémur izquierdo hacia el frente, de manera distinta y teniendo en cuenta que

para invertir el sentido de giro de un motor de corriente continua se debe invertir la polaridad de sus contactos, entonces si se activa el relé 3 y 4 se entregarán también positivo y negativo a los contactos del motor, pero esta vez con polaridad invertida en los bornes del motor, es decir donde antes era positivo ahora es negativo, y viceversa, de esta manera se activa el actuador lineal en reversa.

Cuando se active el relé 5 y 6 los contactos NA de estos entregarán positivo y negativo al motor 2 del actuador lineal de la tibia izquierda haciendo que la rodilla izquierda se enderece. De igual manera que el motor anterior, para invertir su sentido de giro se debe desactivar estos relés y activar los contactos NA de los relés 7 y 8 para invertir el sentido de giro de este motor.

La misma lógica de control se utiliza para la otra extremidad, se activa el relé 9 y 10 para poder entregar positivo y negativo a los contactos del motor 3 para activar el actuador lineal del fémur derecho y para invertir su sentido de giro se desactivan los relés anteriores y se activan los contactos NA de los relés 11 y 12.

Por último, para el control del motor 4 del actuador lineal eléctrico de la tibia derecha se activan los relés 13 y 14 para que sus contactos NA puedan entregar positivo y negativo a los bornes ese motor, y para que se invierta su sentido de giro se invierte la polaridad de los bornes de ese motor desactivando los relés anteriores y activando los relés 15 y 16.

El diagrama de conexiones de la placa de Arduino con el módulo relé es la siguiente:

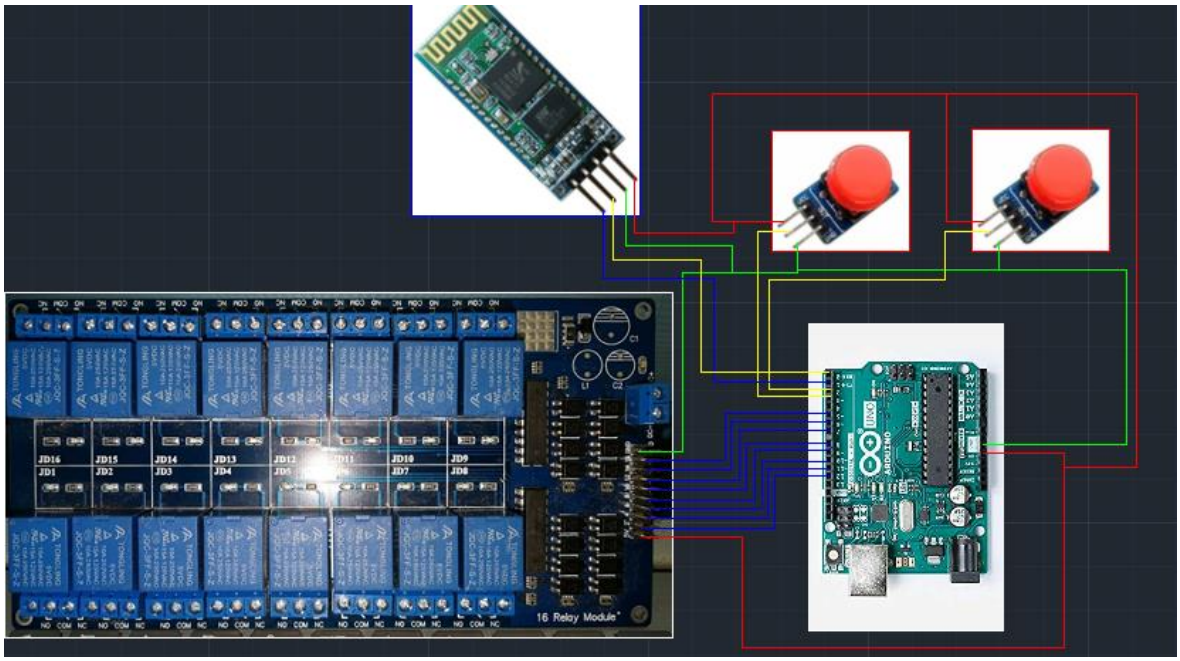



Figura 7.10 Diagrama de mando de conexiones a la placa controladora [8]

- La salida 12 de la placa se conecta con la entrada 1 y 2 del módulo relé
- La salida 11 de la placa se conecta con la entrada 3 y 4 del módulo relé
- La salida 10 de la placa se conecta con la entrada 5 y 6 del módulo relé
- La salida 9 de la placa se conecta con la entrada 7 y 8 del módulo relé
- La salida 8 de la placa se conecta con la entrada 9 y 10 del módulo relé
- La salida 7 de la placa se conecta con la entrada 11 y 12 del módulo relé
- La salida 6 de la placa se conecta con la entrada 13 y 14 del módulo relé
- La salida 5 de la placa se conecta con la entrada 15 y 16 del módulo relé
- La salida 4 de la placa queda libre

- La salida 3 de la placa se conecta con el output del pulsador izquierdo
- La salida 2 de la placa se conecta con el output del pulsador derecho
- La salida 1 (TX) de la placa se conecta con el RX del módulo Bluetooth HC-06
- La salida 0 (RX) de la placa se conecta con el TX del módulo Bluetooth HC-06

### 7.3.1. Fuente de Alimentación

Obtenido los actuadores lineales eléctricos se procedió a la realización de pruebas para determinar el consumo eléctrico en vacío y con carga en el laboratorio de física de la Facultad de Ciencias y Tecnologías en la cual se obtuvieron los siguientes resultados:

- Consumo de cada motor en vacío es de 900 mA
- Consumo de cada motor con Carga máxima es de 5000 mA
- Consumo de cada motor con carga Nominal es de 1500 mA

Por lo tanto para la elección de la batería se debe tener en cuenta que debe soportar ese corriente.

La opción más viable es la utilización de celdas baterías de ion de Litio de 20 A y 3000 mAh y 3.7voltios. Colocando 4 en serie se suman las tensiones y se obtiene un banco de baterías de 14.8 voltios, 20A y 3000 mAh.

#### 7.3.1.1. Ventajas de la batería

- Es recargable,
- Es de bajo costo
- Fácil mantenimiento

#### 7.3.1.2. Desventajas de la batería.

- La duración de una carga completa de las baterías en poca; se estima que la duración sea de media hora de uso seguido si no se le agregan más celdas de batería.
- Aumento de temperatura en caso de sobre carga con probabilidades de explosión
- Con la desventaja anterior se requiere una serie de elementos de protección las cuales se irán detallando a continuación.

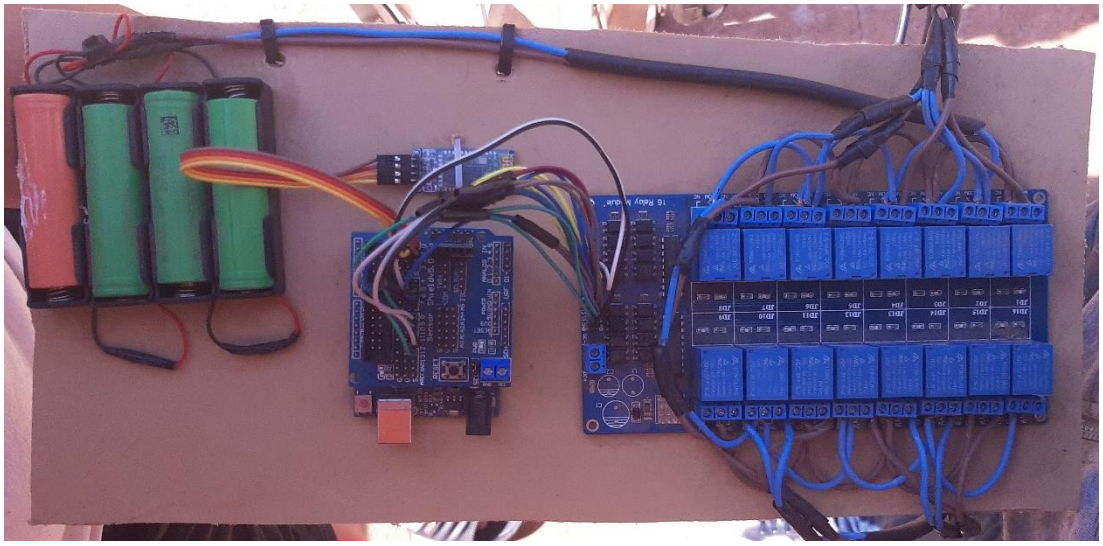


Figura 7.11 Terminado y montado el circuito eléctrico [8]

## 7.4. Protecciones

Dada la naturaleza de este proyecto es importante que cuente con una serie de elementos que puedan garantizar la seguridad al sujeto de prueba. Siendo muchos los factores que pueden comprometer la seguridad, el sistema de protecciones se enfoca más bien en los riesgos eléctricos que el exoesqueleto le pueda causar al sujeto de prueba.

7.4.1. **Parada de emergencia:** la parada de emergencia en método de parar cualquier proceso en ejecución cortando el suministro de la energía eléctrica, en el caso de haber una falla eléctrica o mecánica que pueda ocurrir de forma casual o accidentalmente y pueda ser percibida por el usuario o sujeto de prueba en cuestión; para ello se empleará un sistema de parada de emergencia física con un pulsador de emergencia y otra digital que será un botón en la aplicación de mando del celular parando las señales del controlador arduino.

7.4.2. **Protección contra sobre intensidad y sobre carga**: la sobre intensidad es el consumo de corriente eléctrica superior a la corriente nominal o de empleo; para la protección contra este fenómeno se utilizará fusibles de corriente continua dimensionado para cada motor

7.4.3. **Protección contra corto circuitos:** Según [11] El cortocircuito se define como la conexión accidental a través de una resistencia o impedancia relativamente baja entre dos o más puntos de un circuito los cuales tienen potenciales diferentes. Los eventos que provocan son destructivos e indeseado, por ello los circuitos necesariamente deben tener una protección adecuada y bien calculada para su correcta operación contra este fenómeno; Para la protección de este fenómeno se utilizará un fusible general para proteger todo el circuito y evitar así averías graves a todo el proyecto.

7.4.4. **Protección Térmica:** mediante la observación directa del proyecto se pudo observar en los ensayos que las celdas de baterías aumentan su temperatura con el uso continuo. Con el fin de que esta temperatura no sea una molestia para el sujeto de prueba se procedió a la utilización de una espuma de aislante térmico, característico del material poliuretano que es según [12]Los poliuretanos, al igual que el resto de plásticos, son polímeros fabricados a partir de la reacción de diisocianatos (diisocianato de metilendifenilo, MDI, o diisocianato de tolueno, TDI) con distintos polioles. En función del producto final, su formulación química puede contener otros compuestos como catalizadores, agentes de expansión e incluso pirorretardantes.

### 7.5. Control Remoto del exoesqueleto.

Una parte del control del proyecto consistió en el desarrollo de una aplicación para dispositivos con sistemas operativos Android que le permiten al operador seleccionar las múltiples opciones del exoesqueleto, entre tales opciones se encuentran pararse, caminar, sentarse, subir una escalera y bajar una escalera.

#### 7.5.1. Diseño del Sistema de Software

Ficha del documento

| Fecha | Revisión | Autor | Verificado dep. Calidad |
|---|---|---|---|
| 21/12/2023 | 1.0 | David Burgos | |

Documento validado por las partes en fecha: 21-12-2023

| Por el Cliente | Finalidad de la investigación |
|---|---|
| | |
| Fdo. D./Dña | Fdo. D./Dña |

Tabla 7.1 Tabla de diseño de software

## Introducción

Este trabajo cociste básicamente en el control del tipo de Lazo abierto realizando ciertos requisitos para que un sistema de mando remoto pueda controlar un exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica, la cual es una especificación de los requisitos de Software elaborado de acuerdo a las especificaciones de un sistema de control de Arduino.

Su objetivo general es brindar la especificación completa de un sistema de control mediante el uso de la informática y la electrónica. Representar los componentes tanto software como hardware principales del sistema.

Este documento servirá como referencia para los usuarios o clientes que hayan adquirido el sistema y para los profesionales encargados del mantenimiento del mismo.

#### 7.5.1.1. Propósito

El objetivo de esta documentación es brindar la especificación completa de un sistema de Control para la aplicación en el campo de la Mecatrónica y facilitar el manejo de los mismos ya que los distintos componentes utilizados en el proyecto podrán ser controlados sin dificultades y sin personal idóneo.

#### 7.5.1.2. Alcance

El sistema de mando remoto de un exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona paraplégica demuestra la posibilidad de control sobre un dispositivo físico a través de bluetooth y servirá como base para futuros proyectos más complejos.

#### 7.5.1.3. Personal Involucrado

| | |
|---|---|
| Nombre | David Burgos Delvalle |
| Rol | Diseñador-Programador-Tester |
| Categoría profesional | Estudiante de Ingeniería en Electrónica |
| Responsabilidades | Diseñar la interfaz gráfica de usuario, programar el Arduino UNO, montar el circuito electrónico. Realizar las pruebas correspondientes. |
| Correo | davidburgos95@hotmail.es |

Tabla 7.2 Personal Involucrado

#### 7.5.1.4. Definiciones, acrónimos y abreviaturas

- **Arduino Uno** es una placa basada en el microcontrolador Atmega328.
- **LED**, es un diodo emisor de luz.

#### 7.5.1.5. Resumen

Este documento consta de tres partes principales: La primera parte es la introducción que ya se ha visto hasta ahora, la segunda parte es la descripción general en donde se presentará inicialmente la perspectiva del producto, luego su funcionalidad, las características del usuario, sus restricciones, posibles cambios y mejoras. La tercera y última parte mostrará los requisitos específicos del producto.

### 7.5.2. Descripción general

#### 7.5.2.1. Perspectiva del producto

La aplicación del mando remoto para el control del Sistema mecatrónico para la asistencia en marcha de una persona parapléjica es un producto necesario para que el usuario pueda controlar los

cambios de las tareas que pueda realizar con el exoesqueleto, tales como caminar, sentarse, pararse, etc. Esto será de mucha utilidad para evitar que el operario tenga demasiados controles en sus manos.

El sistema de mando remoto podrá ser utilizado en cualquier dispositivo Smart pone con sistemas operativos Android y en el rango del alcance del Bluetooth.

#### 7.5.2.2. Funcionalidad del producto

La funcionalidad de la aplicación para el control sobre un sistema de mando remoto del sistema mecatrónico en forma de exoesqueleto para la asistencia en marcha de una persona parapléjica es la de brindarle al operador la posibilidad de cambiar las tareas que requiere realizar el usuario de dicho dispositivo a través de tecnología bluetooth.

La interfaz gráfica consta de varios botones que enviarán códigos alfabéticos a una placa de Arduino mediante tecnología bluetooth. Además de esto cuenta con una herramienta de para reconocimiento de voz que utiliza la inteligencia artificial del asistente de Google para entender las peticiones del usuario y enviar códigos alfabéticos al Arduino.

#### 7.5.2.3. Características de los usuarios

| | |
|---|---|
| Tipo de usuario | Usuario común previamente instruido |
| Formación | No requiere de formación académica compleja. |
| Habilidades | Manejo de sistemas informáticos a nivel hardware y software. |
| Actividades | Controlar los distintos componentes del exoesqueleto. |

Tabla 7.3 Características del usuario

#### 7.5.2.4. Restricciones

a) Limitaciones de comunicación: Para la comunicación de la interfaz gráfica de usuario con el Arduino será necesario contar baterías, y módulos Bluetooth, y que el smartphone se encuentre dentro del rango de alcance (mas o menos 10 metros dependiendo de las interferencias)

b) Protocolos señalados: Se utilizarán protocolos de comunicación estándar IEEE802.15 del Bluetooth.

c) Interfaces con otras aplicaciones: Será necesario desarrollar aplicaciones más completas en caso de que se quiera implementar el sistema en otro más complejo.

d) El reconocimiento de Voz del asistente de Google requiere de acceso a datos móviles para que funcione, si se cortaran los datos móviles, o si no hay señal de red, esta no podría funcionar.

#### 7.5.2.5. Suposiciones y dependencias

Se supone que una vez que esta documentación sea aprobada podrá ser utilizado para los fines que se ha realizado.

Los usuarios o personales que manejen el sistema deberán ser capacitados.

La disponibilidad del exoesqueleto dependerá de la disponibilidad y alcance del Bluetooth.

#### 7.5.2.6. Evolución previsible del sistema

El sistema de mando es una base para futuros proyectos en el tema de la Mecatrónica y está preparado para ser evolucionado. Una vez que sea posible realizar la comunicación desde una aplicación de Smartphone será relativamente fácil adaptar los módulos para controlar otro tipo de componentes electrónicos, eléctricos o electromecánicos y el sistema se expandirá en todos los campos en donde sea de utilidad.

### 7.5.3. Diseño del sistema de Software

#### 7.5.3.1. Definir los Actores

- Operador

#### 7.5.3.2. Definir Funciones

- Modo Caminar.
- Modo Sentarse/Pararse.
- Modo Subir Escaleras.
- Modo Bajar Escaleras.
- Parada de emergencia.
- Conexión a Bluetooth.
- Modo Comando de Voz.

7.5.3.3. modelar

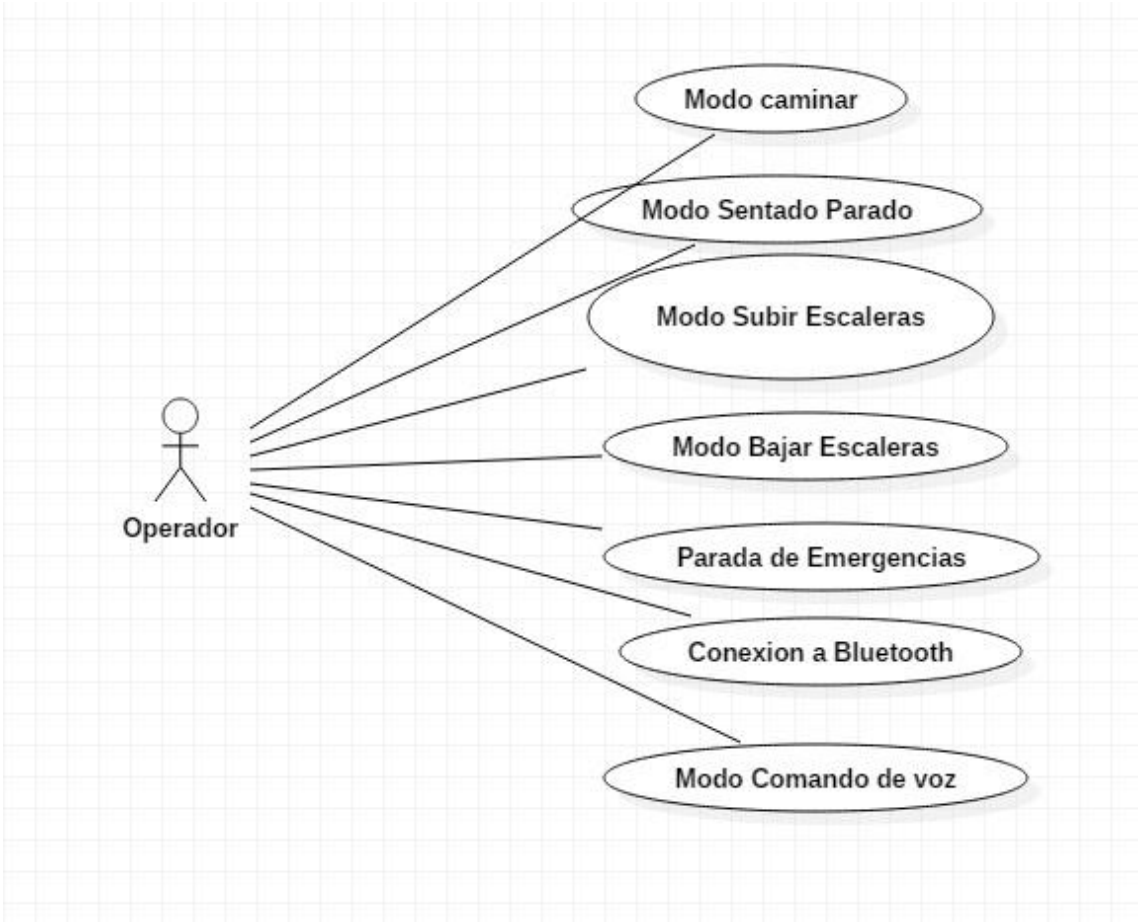



Figura 7.12 Modelar

7.5.3.4. Generalizar
7.5.3.5. Include Y extend
7.5.3.6. Especificación de casos de uso

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Modo Caminar |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-001 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica enviar una señal con un código alfabético a la Placa de arduino mediante bluetooth |

| | |
|---|---|
| Precondiciones | Conectar Bluetooth |
| Post condiciones | El sistema ha enviado una señal a la placa de arduino. |
| Flujo de eventos | 1. Se aprieta el botón Modo Caminar<br>2. El sistema deberá enviar una señal con un código alfabético a la placa de arduino mediante bluetooth<br>3. En base a esta señal el mando electrónico espera la orden física del usuario. |
| Flujo alternativo | 1. Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Modo Sentarse/Pararse. |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-002 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica enviar una señal con un código alfabético a la Placa de arduino mediante bluetooth |
| Precondiciones | Conectar Bluetooth |
| Post condiciones | El sistema ha enviado una señal a la placa de arduino. |
| Flujo de eventos | 2. Se aprieta el botón Modo Sentarse/Pararse<br>3. El sistema deberá enviar una señal con un código alfabético a la placa de arduino mediante bluetooth<br>4. En base a esta señal el mando electrónico espera la orden física del usuario. |
| Flujo alternativo | Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Modo Subir Escaleras |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-003 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica enviar una señal con un código alfabético a la Placa de arduino mediante bluetooth |
| Precondiciones | Conectar Bluetooth |

| | |
|---|---|
| Post condiciones | El sistema ha enviado una señal a la placa de arduino. |
| Flujo de eventos | 1. Se aprieta el botón Modo Subir Escaleras<br>2. El sistema deberá enviar una señal con un código alfabético a la placa de arduino mediante bluetooth<br>3. En base a esta señal el mando electrónico espera la orden física del usuario. |
| Flujo alternativo | Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Modo Bajar Escaleras |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-004 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica enviar una señal con un código alfabético a la Placa de arduino mediante bluetooth |
| Precondiciones | Conectar Bluetooth |
| Post condiciones | El sistema ha enviado una señal a la placa de arduino. |
| Flujo de eventos | 1. Se aprieta el botón Modo Bajar Escaleras<br>2. El sistema deberá enviar una señal con un código alfabético a la placa de arduino mediante bluetooth<br>3. En base a esta señal el mando electrónico espera la orden física del usuario. |
| Flujo alternativo | Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Comando de Voz |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-005 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica utilizar al asistente de google para reconocimiento de voz y enviar una señal con un código alfabético a la Placa de arduino mediante bluetooth |
| Precondiciones | Conectar Bluetooth |
| Post condiciones | El sistema ha enviado una señal a la placa de arduino. |
| Flujo de eventos | 1. Se aprieta el botón Comandos de Voz |

| | |
|---|---|
| | 2. El asistente de google detecta las palabras del operador, y las convierte en un código para luego ser enviadas.<br>3. El sistema deberá enviar una señal con un código alfabético a la placa de arduino mediante bluetooth<br>4. En base a esta señal el mando electrónico espera la orden física del usuario. |
| Flujo alternativo | Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

| | |
|---|---|
| Caso de Uso | Conectar Bluetooth. |
| Súper Caso de Uso | No tiene |
| ID de caso de uso | DB-007 |
| Actores | Operador |
| Descripción Breve | Implica Buscar dispositivos Bluetooth previamente vinculados y conectarse con el modulo Bluetooth HC-06 |
| Precondiciones | Nada |
| Post condiciones | El Smartphone se conecta mediante bluetooth a la placa de arduino |
| Flujo de eventos | 1. Se aprieta el botón Modo Bluetooth<br>2. El sistema se conecta al módulo HC-06 previamente vinculado<br>3. El sistema está listo para enviar comandos |
| Flujo alternativo | Si el hardware no cuenta con los requerimientos del sistema, se debe mejorar el hardware |
| Prioridad | **2 NORMAL |
| Requerimientos que no hacen al comportamiento | Debe notificar al operador de la orden de enviada por la aplicación. |
| Asunciones | Las señales deben ser enviadas en el instante en que se aprieta el botón |
| Dudas | No tiene |
| Fuente | A la necesidad de la investigación |

Tabla 7.4 tabla de casos de uso

### 7.5.4. Requisitos comunes de los interfaces.

#### 7.5.4.1. Interfaces de usuario

Al abrir la aplicación se muestra esta interfaz gráfica en la que antes de poder realizar cualquier operación, el operador debe seleccionar el bluetooth correspondiente para controlar el sistema, una vez terminado con esto, puede seleccionar la operación a realizar en el exoesqueleto.

#### 7.5.4.2. Operaciones.

- Caminar: Con este botón el operador elige poder caminar hacia adelante en una determinada velocidad ajustable.

- Sentarse/ Pararse: Con este botón el usuario puede sentarse o pararse siempre y cuando el usuario decida que realizar.
- Abajo: Para que el usuario se dé a la tarea de bajar una escalera con este botón el usuario lo puede realizar en el tiempo que disponga
- Arriba: En el caso de que el usuario requiera subir una escalera, el usuario deberá elegir esta opción y dar los pasos cada que él lo disponga.
- Parada de emergencia: con este botón el usuario puede parar cualquier operación que esté realizando de forma remota.
- Comando de voz: con este botón el operador puede controlar el exoesqueleto a través de comandos de voz utilizando como herramienta al asistente de Google para el reconocimiento de voz

#### 7.5.4.3. Interfaces de hardware

El grupo de interfaces hardware está compuesto por la placa Arduino UNO un módulo de expansión, una placa de módulo Bluetooth, baterías, y placa modulo relé de 16 canales.

#### 7.5.4.4. Interfaces de software

Para la interface software entre la interface de usuario y las interfaces hardware se utilizará el protocolo de comunicación estándar IEEE802.15 de Bluetooth a una placa de arduino. Si es una placa de HC-06 no existe ningún inconveniente, basta con acceder a los dispositivos vinculados y conectar con el módulo y ya será desplegada la interfaz de usuario.

#### 7.5.4.5. Interfaces de comunicación

El requisito para la comunicación entre la interfaz de usuario y el conjunto de interfaces hardware es el protocolo de comunicación estándar IEEE802.15 y para la programación del Arduino es el estándar entorno de arduino con USB (Universal Serial Bus).

#### 7.5.4.6. Requisitos funcionales

#### 7.5.4.6.1. REQ 001 – Sistema Operativo

El sistema debe ser capaz de funcionar sobre cualquier dispositivo Smartphone con sistemas operativos Android.

#### 7.5.4.6.2. REQ 002 – Apertura de Aplicación

El sistema INTERDUINO debe ejecutarse por medio de una aplicación para dispositivos Smartphone con sistemas operativos Android.

#### 7.5.4.7. Requisitos no funcionales

#### 7.5.4.8. Requisitos de rendimiento

La respuesta que dará el sistema con respecto a la petición del usuario deberá ser en tiempo real, es decir, sin tener que esperar un retardo por la respuesta del sistema.

#### 7.5.4.9. Fiabilidad

Las acciones realizadas sobre la interfaz de usuario deben ser fiable, evitando posibles problemas de ejecución.

#### 7.5.4.10. Disponibilidad

El sistema debe estar disponible las 24 horas.

#### 7.5.4.11. Mantenibilidad

El sistema debe ser capaz de ser manejado por usuarios inexpertos, no obstante, requerirá de mantenimientos y mejoras conforma evoluciona la capacidad del usuario para operarla.

### 7.5.5. Resultados del diseño del software

El desarrollo de la aplicación se realizó en MIT App Inventor 2 que es una plataforma en línea gratuita de desarrollos de aplicaciones para Smartphone con sistemas operativos Android, en el que se realizó el diseño correspondiente de la interfaz gráfica en la que se muestran las distintas opciones que tiene el operador de realizar.

Al abrir la aplicación se muestra esta interfaz gráfica en la que antes de poder realizar cualquier operación, el operador debe seleccionar el bluetooth correspondiente para controlar el sistema, una vez terminado con esto, puede seleccionar la operación a realizar en el exoesqueleto.

#### 7.5.5.1. Operaciones.

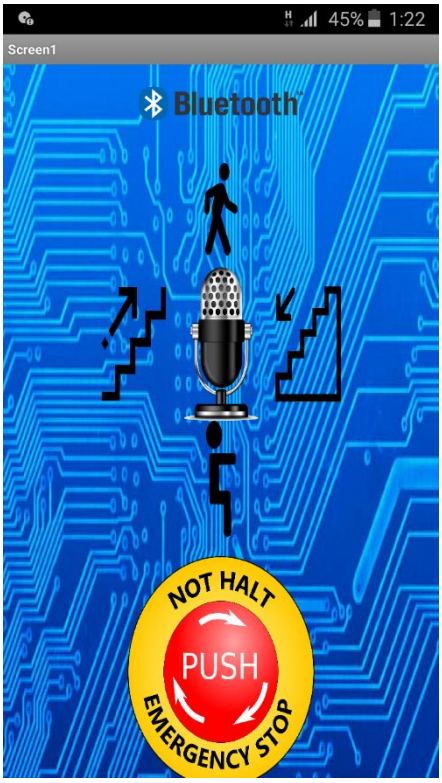



Figura 7.13 Interfaz Gráfica de la Aplicación [8]

- Caminar: Con este botón el operador elige poder caminar hacia adelante en una determinada velocidad ajustable.
- Sentarse/ Pararse: Con este botón el usuario puede sentarse o pararse siempre y cuando el usuario decida que realizar.
- Abajo: Para que el usuario se dé a la tarea de bajar una escalera con este botón el usuario lo puede realizar en el tiempo que disponga
- Arriba: En el caso de que el usuario requiera subir una escalera, el usuario deberá elegir esta opción y dar los pasos cada que él lo disponga.
- Parada de emergencia: con este botón el usuario puede parar cualquier operación que esté realizando de forma remota.
- Comando de voz: con este botón el operador puede controlar el exoesqueleto a través de comandos de voz utilizando como herramienta al asistente de Google para el reconocimiento de voz

La comunicación entre el dispositivo móvil con el exoesqueleto se diseñó para que se pueda realizar vía Bluetooth a través de un módulo bluetooth para Arduino modelo HC-06.

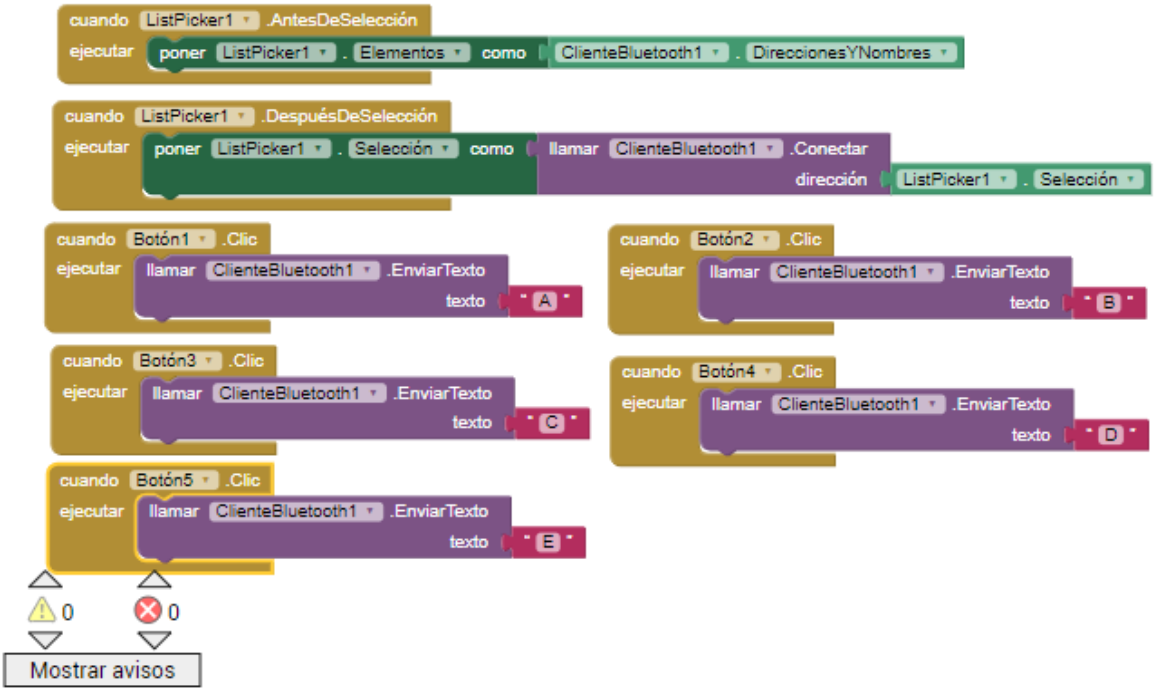



Figura 7.14 Programa del MIT App Inventor 2 [14]

## 7.6. Diseño del programa de arduino.

### 7.6.1. Lógica del programa.

Inicialmente se declaran las variables los cuales son estado, musloderechoF, musloderechoR, rodilladerechaF, rodilladerechaR, musloizquierdoF, musloizquierdoR, rodillaizquierdaF, rodillaizquierdaR, sentado, sensorPinderecho, sensorPinizquierdo.

Seguidamente comienza el void setup en el cual se establece que la comunicación con el puerto serie se realizará a 9600 baudios.

Luego se declaran que las variables sensorPinderecho, sensorPinizquierdo como entradas de señal; a las variables musloderechoF, musloderechoR, rodilladerechaF, rodilladerechaR, musloizquierdoF, musloizquierdoR, rodillaizquierdaF, rodillaizquierdaR se las declara como salida.

Después de esto todas las salidas se inicializan con señales de ALTO lógico, esto es debido a que la placa de modulo relés requieren de señales de BAJO lógico para poder conmutar su estado.

Terminado el void setup aigue el void loop en el que se declaran dos nuevas variables que son petición y solicitud en el que se guardaran los valores del sensorPinderecho y el sensorPinizquierdo.

Se establece que en la variable estado se guardarán los datos que se envíen por el puerto serial.

Seguidamente se establece que si el estado es igual a la letra A, comienza ya el algoritmo que le permitirá al usuario realizar pasos.

En este instante si el usuario decide realizar un paso con la pierna derecha deberá activar el botón derecho y enviará un pulso de BAJO lógico al puerto 3 del arduino; en este instante se activará el

musloderechoR extendiendo el eslabón del fémur derecho y esto se realiza durante 4000 milisegundos; en este instante esta salida rodilladerechaR pasa a BAJO lógico y se activa el actuador lineal del eslabón de la tibia derecha para que se flexione la rodilla derecha durante 500 milisegundos; luego de esto se realiza un retardo a la activación del todas las salidas durante 250 milisegundos, esto se realiza para evitar un cortocircuito en la inversión del sentido de giro los motores de corriente continua del actuador lineal eléctrico en el puente H; terminado el tiempo anterior se activa la salida musloderechoF para que el eslabón del fémur derecho comience a contraerse nuevamente durante 4000 milisegundos, terminado este lapso de tiempo se activa la salida rodilladerechaF haciendo que el eslabón de la tibia vuelva a enderezarse y esto se realiza durante 500 milisegundos, terminado este tiempo todas las salidas pasan a ser ALTO lógico; seguido se define que el estado vuelva a ser A y el programa está listo para recibir nuevas órdenes del usuario.

Si es que el usuario desea realizar el mismo paso con la pierna derecha simplemente activará el mismo botón derecho para que se realicen todo el procedimiento anterior.

Si es que el usuario decide realizar un paso con la pierna izquierda deberá activar el botón izquierdo y enviará un pulso de BAJO lógico al puerto 2 del arduino; en este instante se activará el musloizquierdoR extendiendo el eslabón del fémur izquierdo y esto se realiza durante 4000 milisegundos; en este instante esta salida rodillaizquierdaR pasa a BAJO lógico y se activa el actuador lineal del eslabón de la tibia izquierda para que se flexione la rodilla izquierda durante 500 milisegundos; luego de esto se realiza un retardo a la activación del todas las salidas durante 250 milisegundos, esto se realiza para evitar un cortocircuito en la inversión del sentido de giro los motores de corriente continua del actuador lineal eléctrico en el puente H; terminado el tiempo anterior se activa la salida musloizquierdoF para que el eslabón del fémur izquierdo comience a contraerse nuevamente durante 4000 milisegundos, terminado este lapso de tiempo se activa la salida rodillaizquierdoF haciendo que el eslabón de la tibia vuelva a enderezarse y esto se realiza durante 500 milisegundos, terminado este tiempo todas las salidas pasan a ser ALTO lógico; seguido se define que el estado vuelva a ser A y el programa está listo para recibir nuevas órdenes del usuario.

En resumen el programa está diseñado para que solo se realicen pasos cada vez que el usuario lo desee, activando los botones izquierdo o derecho,

Si es que el usuario desee sentarse lo que se requiere seria que la cadera empiece a girar hacia adelante y que las rodillas empiecen a girar a cierto ángulo hacia atrás, entonces en el sistema cuando el estado sea igual a S se activará el protocolo para que el usuario pueda sentarse o pararse.

En este instante el sistema tiene que verificar si el usuario se encuentra sentado o parado, porque en el caso de, ¿qué pasaría si el sistema ya se encuentra en modo sentado y se envían nuevamente una nueva orden para que se siente?, el sistema mecánico no permitiría que haya más movimiento pero los motores si trabajarían y existe la probabilidad de que haya una avería en el sistema eléctrico, y o que puede comprometer al sistema mecánico, entonces solucionando esa parte, se escribe un código para que se verifique con sentado igual a 0  si el exoesqueleto se encuentra parado o sentado igual a 1 si el exoesqueleto se encuentra efectivamente sentado. Entonces cuando el usuario desee sentarse se verifica si el estado es igual a S, también que sentado es igual a 0 y si petición es igual a BAJO lógico. En este instante comienza el algoritmo para que el usuario comience a sentarse.

Primeramente las salidas musloizquierdoR y musloderechoR, mantienen sus salidas ALTO lógico y las salidas rodillaizquierdaR y rodilladerechaR pasan a BAJO lógico, esto hace se activen los actuadores

lineales de ambas rodillas en reversa haciendo que giren hacia atrás, esto se realiza durante 2500 milisegundos. En este instante se activan las salidas musloizquierdoR y musloderechoR, enviando su señal de BAJO lógico a la placa de relés para que activen en reversa los actuadores lineales de la tibia del fémur girando a la cadera hacia adelante durante 5000 milisegundos. Terminado este tiempo todas las salidas pasan a ALTO lógico y el programa se encuentra en modo de espera de una nueva orden de parte del usuario.

Con todas las características mencionadas en las que el exoesqueleto se encuentra sentado, lo único que puede permitir el programa es levantarse, porque por lógica misma él no puede caminar estando el exoesqueleto en modo de sentado, entonces todo esto solo será posible si el exoesqueleto se encuentra en modo sentado, es decir sentado igual a 1, el estado igual a S y si se activa el botón de izquierda, es decir solicitud igual a BAJO lógico.

En este instante comienza el algoritmo necesario para que comience a pararse.

Los que se requiere es que se produzca un proceso en secuencia inversa a lo que se realizó para que el exoesqueleto se siente es decir que se activan las salidas musloizquierdoF, musloderechoF, musloizquierdoF y musloderechoF enviando su señal de BAJO lógico a la placa de relés para que activen en reversa los actuadores lineales de la tibia del fémur girando a la cadera hacia atrás y las rodillas hacia adelante durante 5000 milisegundos. Terminado este tiempo solo las salidas musloizquierdoF y musloderechoF mantienen su señal de BAJO lógico, esto porque el giro de las rodillas requeiren que se realice durante mayor tiempo, y se realizan durante 4300 milisegundos. Culminado este tiempo, todas las salidas pasan a ser ALTO lógicos,

También el programa incorpora protocolo de parada de emergencia, en el cual si el usuario aprieta un botón digital destinado a la parada de emergencia se detendrá cualquier proceso en ejecución pero de forma digital, es decir que todas las salidas del ARDUINO pasarían a ser ALTO lógico para que no se active ningún relé que controle a los actuadores. Esto se realiza en el programa cuando el estado sea igual a Z.

**Códigos Arduino [8]**

```
/*ensayo 3 del exoesqueleto*/
int estado= 0;//como se encuentra inicialmente el exoesqueleto
//declaraciones de las variables de entradas y salidas
int musloderechoF=12;
int musloderechoR=11;
int rodilladerechaF= 10;
int rodilladerechaR= 9;
int musloizquierdoF=8;
int musloizquierdoR=7;
int rodillaizquierdaF= 6;
int rodillaizquierdaR= 5;
int sentado=0;
int sensorPinderecho= 3;//variables para los sensores touch
int sensorPinizquierdo= 2;

void setup()
{
Serial.begin(9600);//comunicacion serial en baudios
```

```
pinMode(sensorPinderecho, INPUT);//se declaran entradas y salidas
pinMode(sensorPinizquierdo, INPUT);


pinMode(rodilladerechaF, OUTPUT);
pinMode(rodilladerechaR, OUTPUT);
pinMode(musloderechoF, OUTPUT);
pinMode(musloderechoR, OUTPUT);
pinMode(musloizquierdoF, OUTPUT);
pinMode(musloizquierdoR, OUTPUT);
pinMode(rodillaizquierdaR, OUTPUT);
pinMode(rodillaizquierdaF, OUTPUT);
////////////

digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);//se declaran el estado en el que se encuentran las salidas inicialmente
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);

//////////////////////
}
void loop()
{
int peticion = digitalRead(sensorPinderecho);//se declaran las entradas digitales para los sensores touch
int solicitud = digitalRead(sensorPinizquierdo);
if(Serial.available()>0)
{
estado = Serial.read();
}


if ((estado == 'A')&& (sentado== 0))//COMANDO PARA COMENZAR A CAMINAR //
{
Serial.println("caminar activado");////////////SE REALIZA UN PRIMER PASO//
if ((peticion == LOW)&&(estado == 'A')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("PIERNA DERECHA ACTIVADA");//para que se mueva la pierna derecha
digitalWrite(musloderechoR, LOW);//extiende la pierna
Serial.println("extiende la pierna");
delay(4000);
Serial.println("flexiona la rodilla");
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);//flexiona la rodilla
delay(500);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);//tiene un retardo con el fin de evitar un corto circuito
delay(250);
Serial.println("se contrae otra vez la pierna");
```

```
digitalWrite(musloderechoF, LOW);//se contrae otra vez la pierna
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
delay(4000);
Serial.println("la rodilla se enderesa ");
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);//la rodilla se enderesa
delay(500);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
estado='A';
}
if ((solicitud == LOW)&&(estado == 'A')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("PIERNA IZQUIERDA ACTIVADA");//para que se mueva la pierna izquierda
Serial.println("se extiende la pierna");
digitalWrite(musloizquierdoR, LOW);//se extiende la pierna
delay(4000);
Serial.println("se flexiona la rodilla");
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
delay(500);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se deja un retardo de tiempo con el fin de evitar algun corto circuito
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
delay(250);
Serial.println("se contrae la pierna ");
digitalWrite(musloizquierdoF, LOW);//se contrae la pierna
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
delay(4000);
Serial.println("HASTA REGRESAR A LA POSICION ORIGINAL ");
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
delay(500);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
estado='A';
}
}
if ((estado == 'S'))//modo sentarse //
{
if ((peticion == LOW)&&(estado == 'S')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("COMENZANDO A SENTARSE");
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);//flexiona la rodilla
delay(2500);
digitalWrite(musloderechoR, LOW);//extiende la pierna
digitalWrite(musloizquierdoR, LOW);//se extiende la pierna
```

```
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);
delay(5000);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
sentado=1;
estado='S';
}
if ((estado == 'S')&& (sentado== 1)&& (solicitud==LOW))//PARARSE
{
sentado= 0;
Serial.println("COMENZANDO A PARARSE");
digitalWrite(musloderechoF, LOW);//extiende la pierna
digitalWrite(musloizquierdoF, LOW);//se extiende la pierna
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);
delay(5000);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);//flexiona la rodilla
delay(4300);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
estado='S';
}
}
if (estado == 'T')//TRANSICION//
{
Serial.println("TRANSICION");
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
}
if (estado == 'Z')//COMANDO PARA ACTIVAR LA PARADA DE EMERGENCIA//
{
Serial.println("PARADA DE MERGENCIA ACTIVADA");
```

```
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
}
}
```

## 8. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

**Reporte de pruebas con el sujeto de Prueba**

En la Primera sesión del 17 de marzo del 2020 el voluntario prueba por primera vez el exoesqueleto:

- El primer ensayo consiste en que el voluntario trate de pararse utilizando el exoesqueleto. La prueba tuvo dificultades por una falla eléctrica en la comunicación de la placa Arduino con el módulo relé por un desperfecto de conexión.

  Finalmente corregido esta falla, el voluntario tuvo dificultades para pararse porque la batería no soportaba la potencia requerida por los motores. Inmediatamente se procedió al cambio de las celdas de batería; con esta variación el sujeto de prueba pudo pararse con la ayuda de otros voluntarios.

- El segundo ensayo consiste en que el voluntario trate de caminar utilizando el exoesqueleto. La prueba tuvo dificultades ya que al apoyarse con todo su peso el voluntario no pudo levantar la pierna, con ayuda de otros voluntarios se pudo lograr que el sujeto de prueba lograra realizar 5 pasos en cada pierna, después de esto, se tuvo que interrumpir la prueba por el cansancio físico que le provoca al paciente.

**En resumen, de esta sesión de prueba, los aspectos a tener en cuenta son:**

- Se debe mejorar el programa de Arduino ya que hay dificultad para que el exoesqueleto despegue los pies del piso, necesitando ayuda para poder realizar los pasos.
- El estado físico del sujeto de prueba es importante, ya que el paciente en cuestión lleva siendo parapléjico desde el año 2003 (17 años), tiene dificultades para poder aguantar esfuerzos físicos durante mucho tiempo.

# 9. CONCLUSIONES

En el proceso de diseño de un dispositivo con sistema mecatrónico en forma de exoesqueleto para miembros inferiores con el fin de asistir a una persona parapléjica se han trazado varios objetivos y obteniendo distintos resultados durante la solución a cada problema encontrado.

Se ha encontrado un candidato óptimo y voluntario para el estudio y la ejecución del proyecto, proporcionando datos vitales y exponiendo algunas solicitudes de cómo tiene que ser el sistema de control para que él pueda operarla de forma más fácil y eficiente posible.

Se ha obtenido todos los datos físicos de las fuerzas, torques y demás datos para el desarrollo de la parte mecánica, además seleccionado los actuadores idóneos y diseñado las partes mecánicas de acuerdo a las especificaciones requeridas que corresponden para la ejecución del proyecto.

El diseño de los circuitos electrónicos se realizó en base a los requerimientos y necesidades del usuario y posteriormente sometido a una prueba simulada para luego poder ser montado físicamente y testeado que todo funcione correctamente y probado para evitar cualquier tipo de incidente.

La programación para el sistema de control fue realizada con microcontroladores como el Arduino UNO que realiza el trabajo del controlador acondicionando y procesando las señales de salida acorde a las señales de entrada, realizando varias tareas programadas, estimulando a través de salidas de relé a los actuadores lineales eléctricos para realizar la tarea especifica que el paciente requiera.

La programación de los modos de operación del proyecto fue desarrollada por la plataforma MIT App Inventor 2 que es una plataforma On line y gratuita en el cual se desarrolló una aplicación para dispositivos móviles con sistemas operativos Android y comunicados a través de Bluetooth.

Culminado toda la manufactura del proyecto se procedió a las pruebas con el paciente, con el cual se obtuvo resultados favorables en cuanto al desempeño, y reafirmando la eficiencia del mismo.

Haciendo un balance, se han alcanzado los objetivos trazados al inicio del proyecto, permitiendo así la culminación de forma exitosa.

## 10. RECOMENDACIONES

- Se deberá buscar fuentes de alimentación más eficientes y de mayor durabilidad.
- Se debe implementar un sistema de carga de batería más simplificado para que el operador no tenga que desmontar el circuito a la hora de la recarga.
- Es importante buscar actuadores lineales que trabajen de forma más eficiente para un desplazamiento más rápido.
- Sería de mucha utilidad acondicionar el sistema mecánico para que puedan realizarse movimientos laterales
- Es recomendable mejorar el sistema de manejo del exoesqueleto con alguna alternativa más simplificada para poder caminar

.

# 11. APÉNDICE

## Apéndice A: Resumen ejecutivo

## Apéndice A.1: Determinación de los Costos del Prototipo

En el presente apartado se valora y contabilizará los costos monetarios a los que se incurriría en la ejecución del proyecto. Para esto tenemos en cuenta los costos detallados de los siguientes aspectos, que son: el diseño, tanto mecánico como programación y los componentes tanto mecánicos, electrónicos y la mano de obra para el montaje.

### Aspectos Mecánicos

Primeramente, consideraremos el aspecto mecánico, en la Tabla A.1.1 se observa los costos de los materiales para la estructura mecánica (piezas) del prototipo.

| Cantidad | Material | Precio Unitario($) | Total($) |
|---|---|---|---|
| 1 | ortesis a la medida | 1200 | 1200 |
| 1 | chapa de hierro laminada en frio | 20 | 20 |
| 6 | Tornillo Cabeza Alomada “PHILLIPS” DIN 7985 Zincado | 0,1 | 0,6 |
| 6 | Tornillo cabeza hexagonal rosca total fina DIN 961 CALIDAD 8.8 | 0,1 | 0,6 |
| 6 | Tuerca autoblocante alta Zincada DIN 982 | 0,1 | 0,6 |
| 22 | Tuerca Hexagonal con Brida Grafilada DIN 6923 | 0,2 | 4,4 |
| 6 | Contratuerca DIN 936 | 0,2 | 1,2 |
| 24 | Arandela Plana DIN 125 | 0,01 | 0,24 |
| 12 | Tornillo cabeza avellanada “allen” DIN 7991 CALIDAD 10.9 | 0,2 | 2,4 |
| | **Costo Total($)** | | **1230,04** |
| | **Costo Total (Gs)** | | **7872256** |

Tabla A.1.1: Detalles del aspecto Mecánico.

**Aspectos Electrónicos**

Seguidamente se considera el aspecto electrónico, en la Tabla A.1.2 se observa el costo de los componentes electrónicos para montar las partes electrónicas, las baterías recargables, actuadores y otros accesorios.

| Cantidad | Material | Precio Unitario | Total en $ |
|---|---|---|---|
| 1 | Arduino UNO | 20 | 20 |
| 4 | Actuadores Lineales Eléctricos | 200 | 800 |
| 1 | Placa de expansión para arduino | 10 | 10 |
| 1 | Módulo relés de 16 canales | 30 | 30 |
| 1 | Módulo bluetooth HC-06 | 20 | 20 |
| 2 | Módulos pulsadores | 5 | 10 |
| 20 | 50metros de cable tipo taller 2x2mm2 | 0,9 | 18 |
| 26 | Cables hembra hembra para pines de arduino | 0,5 | 13 |
| 1 | Rollo de cinta aisladora | 1 | 1 |
| 1 | Rollo de cinta autobulcanisante | 6 | 6 |
| 1 | cable USB para arduino | 6 | 6 |
| 1 | cable conector de alimentación para arduino | 2 | 2 |
| 1 | paquete de precintos | 6 | 6 |
| 1 | Placa de plástico 2x2metros | 5 | 5 |
| 4 | Porta pilas 18650 | 2 | 8 |
| 4 | pilas ION de LITIO | 13 | 52 |
| | **Costo Total($)** | | **1007** |
| | **Costo Total (Gs)** | | **6444800** |

Tabla A.1.2: Detalles del aspecto Electrónico

**Aspecto de Diseño Mecánico y Programación**

En la Tabla A.1.3, se observa la mano de obra invertida por un ingeniero junior para el diseño y análisis del sistema mecánico y la programación, estimando un tiempo de seis meses, con un costo por día de 350.000 Gs.

| Concepto | Unidad | Precio Unitario(G) | Cantidad (días) | Costo total (G) |
|---|---|---|---|---|
| Ingeniero Junior | Días | 350000 | 168 | **58800000** |

Tabla A.1.3: Detalles del aspecto de Diseño Mecánico y Programación

**Montaje del Prototipo y Mano de Obra**

El ensamblaje del prototipo es realizado por un técnico en electrónica y un técnico Mecánico, cuyo costo de mano de obra por prototipo es de 1.200.000 Gs. En la Tabla A.1.4 se observa el tiempo de montaje y el costo por día.

| Horas | Días | Partes Fabricadas o Ensambladas | Costo por Día (G) |
|---|---|---|---|
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:00** | Lunes | Fabricación de Soportes | 200000 |
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:01** | Martes | Fabricación de Soportes | 200000 |
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:02** | Miércoles | Montajes de los soportes con los actuadores Lineales | 200000 |
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:03** | Jueves | Montaje de las partes Electrónicas | 200000 |
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:04** | Viernes | Programación del Arduino | 200000 |
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:05** | Sábado | Limpieza y Pruebas | 200000 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **08:00 a 11:00 13:00 a 18:06** | Domingo | Día de Descanso | 0 |
| | | **Costo Total** | **1200000** |

Tabla A.1.4: Detalles del aspecto de Montaje del Prototipo y Mano de Obra.

**Flujo de Caja**

| **Flujo de Caja Proyectado** | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Horizonte del Proyecto** | **AÑO 0** | **AÑO 1** | **AÑO2** | **AÑO3** | **AÑO4** | **AÑO5** | **AÑO6** | **AÑO7** | **AÑO8** | **AÑO9** |
| INGRESOS DE LA CAJA | | | | | | | | | | |
| CANTIDAD DE PROTOTIPO | 20 | 20 | 25 | 32 | 38 | 40 | 43 | 45 | 50 | 52 |
| PRECIO UNITARIO(Gs) | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 | 15517056 |
| RENTABILIDAD(35%)(Gs) | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 | 5430969,6 |
| **PRECIO UNITARIO TOTAL-PROTOTIPO(Gs)** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** | **20948025,6** |
| **TOTAL DE INGRESOS(Gs)** | **418960512** | **418960512** | **523700640** | **670336819,2** | **796024972,8** | **837921024** | **900765100,8** | **942661152** | **1047401280** | **1089297331** |
| EGRESOS DE CAJA | | | | | | | | | | |
| ASPECTO MECÁNICO(Gs) | 157445120 | 157445120 | 196806400 | 251912192 | 299145728 | 314890240 | 338507008 | 354251520 | 393612800 | 409357312 |
| ASPECTO ELECTRÓNICO(Gs) | 128896000 | 128896000 | 161120000 | 206233600 | 244902400 | 257792000 | 277126400 | 290016000 | 322240000 | 335129600 |
| MANO DE OBRA TECNICO ELECTRÓNICO Y MECÁNICO(Gs) | 240000000 | 240000000 | 300000000 | 384000000 | 456000000 | 480000000 | 516000000 | 540000000 | 600000000 | 624000000 |
| GASTOS ADMINISTARTIVOS-PRODUCCÓN (15%)(Gs) | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 | 2327558,4 |

| | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| MANO DE OBRA ING. JUNIOR (Gs) | 58800000 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| SERVICIOS PUBLICOS(Gs) | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 | 1500000 |
| PUBLICIDAD(Gs) | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 | 1000000 |
| IMPREVISTOS(Gs) | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 |
| TRANSPORTE(Gs) | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 |
| DEPRESIACION(Gs) | | | | | | | | | | |
| LOCAL - ARRENDAMIENTO(Gs) | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 | 8400000 |
| MANTENIMIENTO Y REPARACIONES(Gs) | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 | 5000000 |
| TOTAL DE EGRESOS (Gs) | **397368678** | **338568678,4** | **416153958,4** | **524773350,4** | **617875686,4** | **648909798,4** | **695460966,4** | **726495078,4** | **804080358** | **835114470,4** |
| UTILIDADES ANTES DE IMPUESTOS (Gs) | **21591833,6** | **80391833,6** | **10754 6681,6** | **14556 3468,8** | **17814 9286,4** | **18901 1225,6** | **20530 4134,4** | **21616 6073,6** | **24332 0922** | **25418 2860,8** |
| IMPUESTOS (10%)(Gs) | **21591 83,36** | **80391 83,36** | **10754 668,16** | **14556 346,88** | **17814 928,64** | **18901 122,56** | **20530 413,44** | **21616 607,36** | **24332 092,2** | **25418 286,08** |
| UTILIDADES DESPUES DEL IMPUESTOS (Gs) | **19432650,2** | **72352650,24** | **96792013,44** | **131007121,9** | **160334357,8** | **170110103** | **184773721** | **194549466,2** | **218988829** | **228764574,7** |

Tabla A.1.5: Flujo de Caja

En la Tabla A.1.5, se ilustran los detalles a tener en cuenta durante la planificación de un proyecto con un determinado horizonte.

La proyección del flujo de caja indica que la inversión inicial realizada retorna de manera neta a los 4 años, partiendo los cálculos especificados en la Tabla A.1.5 en la cual se clasifica los egresos e ingresos en caja durante los periodos de 10 años, partiendo del inicio del proyecto.

La variación progresiva indica que a partir del AÑO 1 hasta el AÑO 9 los ingresos aumentan en un 95,72% como ingreso neto. De esta manera se garantiza la solidez de la inversión.

**Tasa Interna de Retorno (TIR)**

| **Tasa Interna de Retorno** | |
|---|---|
| Horizonte del Proyecto | Cantidad(Gs) |

| | |
|---|---|
| Costo Inicial | -74317056 |
| Ingreso año 0 | 19432650,24 |
| Ingreso año 1 | 72352650,24 |
| Ingreso año 2 | 96792013,44 |
| Ingreso año 3 | 131007121,9 |
| Ingreso año 4 | 160334357,8 |
| Ingreso año 5 | 170110103 |
| Ingreso año 6 | 184773721 |
| Ingreso año 7 | 194549466,2 |
| Ingreso año 8 | 218988829,4 |
| Ingreso año 9 | 228764574,7 |
| TIR(9 AÑOS) | 86% |
| TIR(5AÑOS) | 77% |

Tabla A.1.6: Tasa Interna de Retorno

La tasa interna de retorno nos indica el porcentaje de retorno del capital invertido teniendo como base el periodo de tiempo para determinar la fiabilidad de una inversión. Por ende, la inversión realizada en un periodo de cinco años obtenemos un retorno del 77% del capital inicial que indica la eficiencia del proyecto y durante diez años obtenemos un retorno del 86% del capital inicial.

**Comparativa de precios de Ortesis Automatizadas**

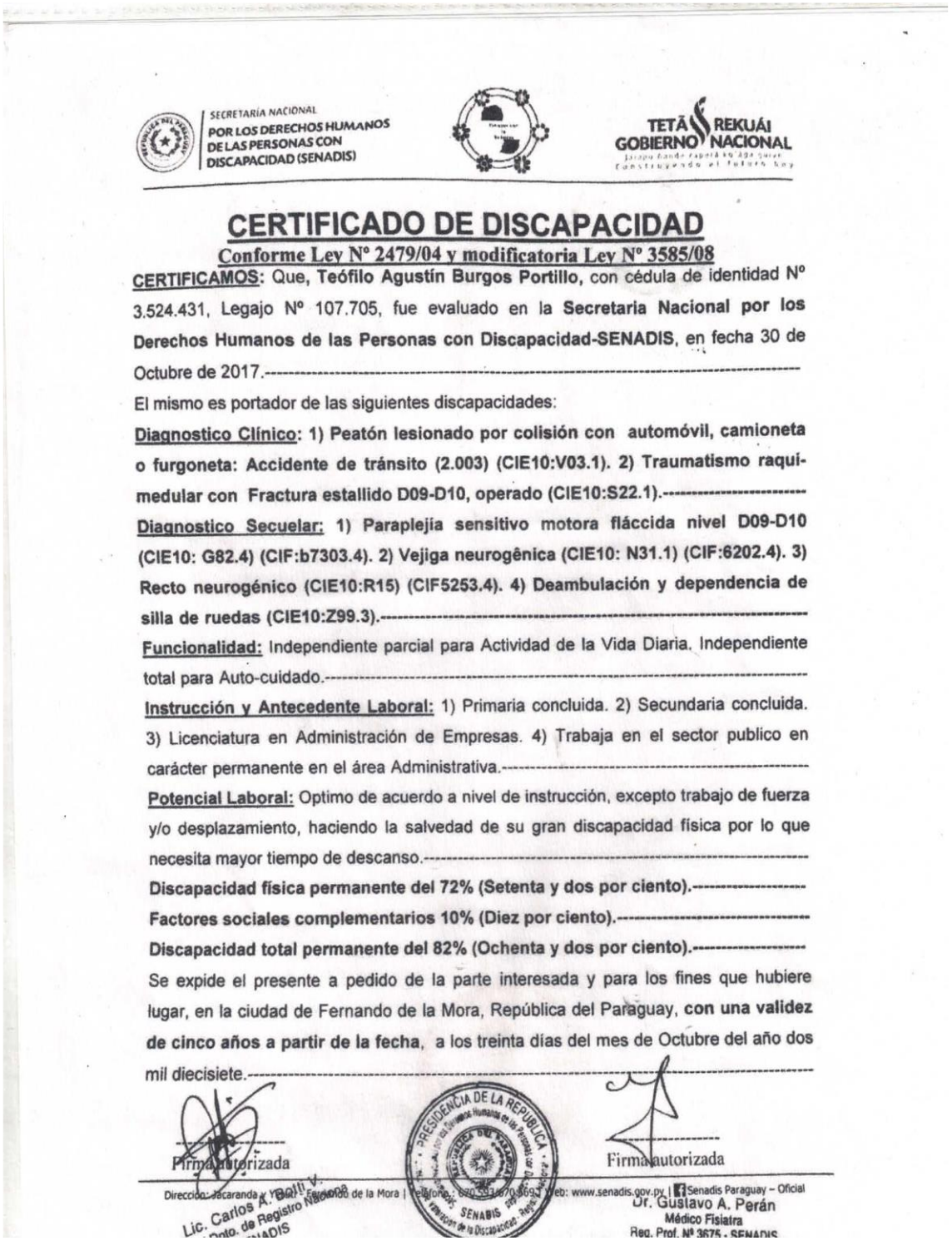
| Fabricantes | Procedencia | Costo del Mercado (A) | Costo del prototipo de este proyecto (B) | Diferencias de Costos | %B/A |
|---|---|---|---|---|---|
| Marsibionics | España | 60.000 | 2125,62 | 57874,38 | 354,27 |
| ABLE Human Motion | España | 80.000 | 2125,62 | 77874,38 | 265,70 |
| CYBERDYNE | Japón | 100.000 | 2125,62 | 97874,38 | 212,56 |
| Autonomyo | Zuisa | 100.000 | 2125,62 | 97874,38 | 212,56 |
| ReWalk Robotics | Estados Unidos | 60.000 | 2125,62 | 57874,38 | 354,27 |
| ZARYA | Emiratos Árabes Unidos | 120.000 | 2125,62 | 117874,38 | 177,13 |

Tabla A.1.7: Comparativa de precios de Ortesis Automatizadas

Los valores en la Tabla A.1.7. representan la comparación de precios del prototipo a un costo de 2125,62 US$ respecto a de los demás fabricantes, la diferencia de costos se atribuye a la diferencia entre el costo del mercado y el costo del prototipo, el resultado de la diferencia se observa en la columna cinco de la tabla mencionada, estas diferencias monetarias se representan también en forma porcentual (%), como se observa en la columna seis. El precio que atribuye al proyecto es menor a los presentados por diversos fabricantes, demostrando así la rentabilidad del proyecto en el ámbito nacional e internacional.

## Apéndice B: Ingeniería de diseño

### Apéndice B.1: Certificado de Discapacidad



SECRETARÍA NACIONAL
POR LOS DERECHOS HUMANOS
DE LAS PERSONAS CON
DISCAPACIDAD (SENADIS)

TETÃ REKUÁI
GOBIERNO NACIONAL

# CERTIFICADO DE DISCAPACIDAD

**Conforme Ley N° 2479/04 y modificatoria Ley N° 3585/08**

**CERTIFICAMOS:** Que, **Teófilo Agustín Burgos Portillo,** con cédula de identidad Nº 3.524.431, Legajo Nº 107.705, fue evaluado en la **Secretaria Nacional por los Derechos Humanos de las Personas con Discapacidad-SENADIS**, en fecha 30 de Octubre de 2017.----------

El mismo es portador de las siguientes discapacidades:

**Diagnostico Clínico: 1) Peatón lesionado por colisión con automóvil, camioneta o furgoneta: Accidente de tránsito (2.003) (CIE10:V03.1). 2) Traumatismo raquí-medular con Fractura estallido D09-D10, operado (CIE10:S22.1).----------**

**Diagnostico Secuelar: 1) Paraplejia sensitivo motora fláccida nivel D09-D10 (CIE10: G82.4) (CIF:b7303.4). 2) Vejiga neurogênica (CIE10: N31.1) (CIF:6202.4). 3) Recto neurogénico (CIE10:R15) (CIF5253.4). 4) Deambulación y dependencia de silla de ruedas (CIE10:Z99.3).----------**

**Funcionalidad:** Independiente parcial para Actividad de la Vida Diaria. Independiente total para Auto-cuidado.----------

**Instrucción y Antecedente Laboral:** 1) Primaria concluida. 2) Secundaria concluida. 3) Licenciatura en Administración de Empresas. 4) Trabaja en el sector publico en carácter permanente en el área Administrativa.----------

**Potencial Laboral:** Optimo de acuerdo a nivel de instrucción, excepto trabajo de fuerza y/o desplazamiento, haciendo la salvedad de su gran discapacidad física por lo que necesita mayor tiempo de descanso.----------

**Discapacidad física permanente del 72% (Setenta y dos por ciento).----------**

**Factores sociales complementarios 10% (Diez por ciento).----------**

**Discapacidad total permanente del 82% (Ochenta y dos por ciento).----------**

Se expide el presente a pedido de la parte interesada y para los fines que hubiere lugar, en la ciudad de Fernando de la Mora, República del Paraguay, **con una validez de cinco años a partir de la fecha**, a los treinta días del mes de Octubre del año dos mil diecisiete.----------

Firma autorizada

Lic. Carlos A. Bogado V.
Dpto. de Registro Nacional
SENADIS

PRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA
SENABIS

Firma autorizada

Dr. Gustavo A. Perán
Médico Fisiatra
Reg. Prof. Nº 3675 - SENADIS

Dirección: Jacaranda y Yvoty Fernando de la Mora | Teléfonos: 0800 5310 | Web: www.senadis.gov.py | Senadis Paraguay – Oficial

Figura B.1 Certificado de Discapacidad del Sujeto de Prueba [9]

## Apéndice B.2: Códigos de Arduino

```
/*ensayo 3 del exoesqueleto*/
int estado= 0;//como se encuentra inicialmente el exoesqueleto
//declaraciones de las variables de entradas y salidas
int musloderechoF=12;
int musloderechoR=11;
int rodilladerechaF= 10;
int rodilladerechaR= 9;
int musloizquierdoF=8;
int musloizquierdoR=7;
int rodillaizquierdaF= 6;
int rodillaizquierdaR= 5;
int sentado=0;
int sensorPinderecho= 3;//variables para los sensores touch
int sensorPinizquierdo= 2;

void setup()
{
Serial.begin(9600);//comunicacion serial en baudios

pinMode(sensorPinderecho, INPUT);//se declaran entradas y salidas
pinMode(sensorPinizquierdo, INPUT);


pinMode(rodilladerechaF, OUTPUT);
pinMode(rodilladerechaR, OUTPUT);
pinMode(musloderechoF, OUTPUT);
pinMode(musloderechoR, OUTPUT);
pinMode(musloizquierdoF, OUTPUT);
pinMode(musloizquierdoR, OUTPUT);
pinMode(rodillaizquierdaR, OUTPUT);
pinMode(rodillaizquierdaF, OUTPUT);
////////////

digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);//se declaran el estado en el que se encuentran las salidas inicialmente
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);

//////////////////////
}
void loop()
{
int peticion = digitalRead(sensorPinderecho);//se declaran las entradas digitales para los sensores touch
int solicitud = digitalRead(sensorPinizquierdo);
if(Serial.available()>0)
{
estado = Serial.read();
```

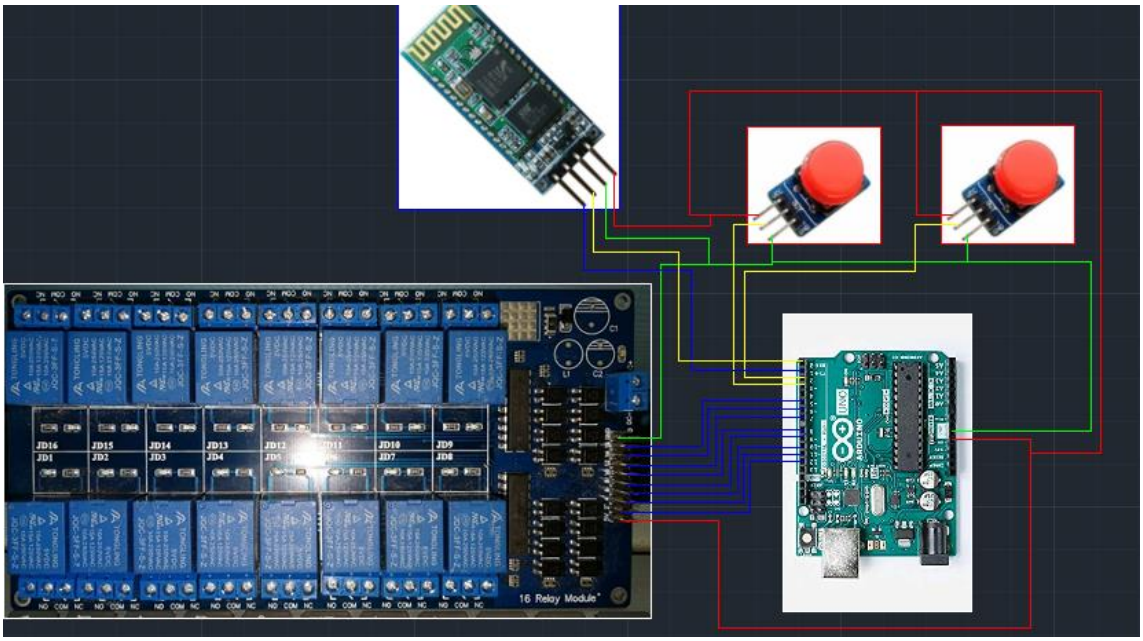
```
}


if ((estado == 'A')&& (sentado== 0))//COMANDO PARA COMENZAR A CAMINAR //
{
Serial.println("caminar activado");////////////SE REALIZA UN PRIMER PASO//
if ((peticion == LOW)&&(estado == 'A')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("PIERNA DERECHA ACTIVADA");//para que se mueva la pierna derecha
digitalWrite(musloderechoR, LOW);//extiende la pierna
Serial.println("extiende la pierna");
delay(4000);
Serial.println("flexiona la rodilla");
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);//flexiona la rodilla
delay(500);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);//tiene un retardo con el fin de evitar un corto circuito
delay(250);
Serial.println("se contrae otra vez la pierna");
digitalWrite(musloderechoF, LOW);//se contrae otra vez la pierna
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
delay(4000);
Serial.println("la rodilla se enderesa ");
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);//la rodilla se enderesa
delay(500);
delay(500);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
estado='A';
}
if ((solicitud == LOW)&&(estado == 'A')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("PIERNA IZQUIERDA ACTIVADA");//para que se mueva la pierna izquierda
Serial.println("se extiende la pierna");
digitalWrite(musloizquierdoR, LOW);//se extiende la pierna
delay(4000);
Serial.println("se flexiona la rodilla");
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
delay(500);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se deja un retardo de tiempo con el fin de evitar algun corto circuito
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
delay(250);
Serial.println("se contrae la pierna ");
digitalWrite(musloizquierdoF, LOW);//se contrae la pierna
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
delay(4000);
Serial.println("HASTA REGRESAR A LA POSICION ORIGINAL ");
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
```

```
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
delay(500);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
estado='A';
}
}
if ((estado == 'S'))//modo sentarse //
{
if ((peticion == LOW)&&(estado == 'S')&& (sentado== 0))
{
Serial.println("COMENZANDO A SENTARSE");
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);//flexiona la rodilla
delay(2500);
digitalWrite(musloderechoR, LOW);//extiende la pierna
digitalWrite(musloizquierdoR, LOW);//se extiende la pierna
digitalWrite(rodillaizquierdaR, LOW);
digitalWrite(rodilladerechaR, LOW);
delay(5000);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
sentado=1;
estado='S';
}
if ((estado == 'S')&& (sentado== 1)&& (solicitud==LOW))//PARARSE
{
sentado= 0;
Serial.println("COMENZANDO A PARARSE");
digitalWrite(musloderechoF, LOW);//extiende la pierna
digitalWrite(musloizquierdoF, LOW);//se extiende la pierna
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);
delay(5000);
digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);//se flexiona la rodilla
digitalWrite(rodillaizquierdaF, LOW);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaF, LOW);//flexiona la rodilla
delay(4300);
digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
```

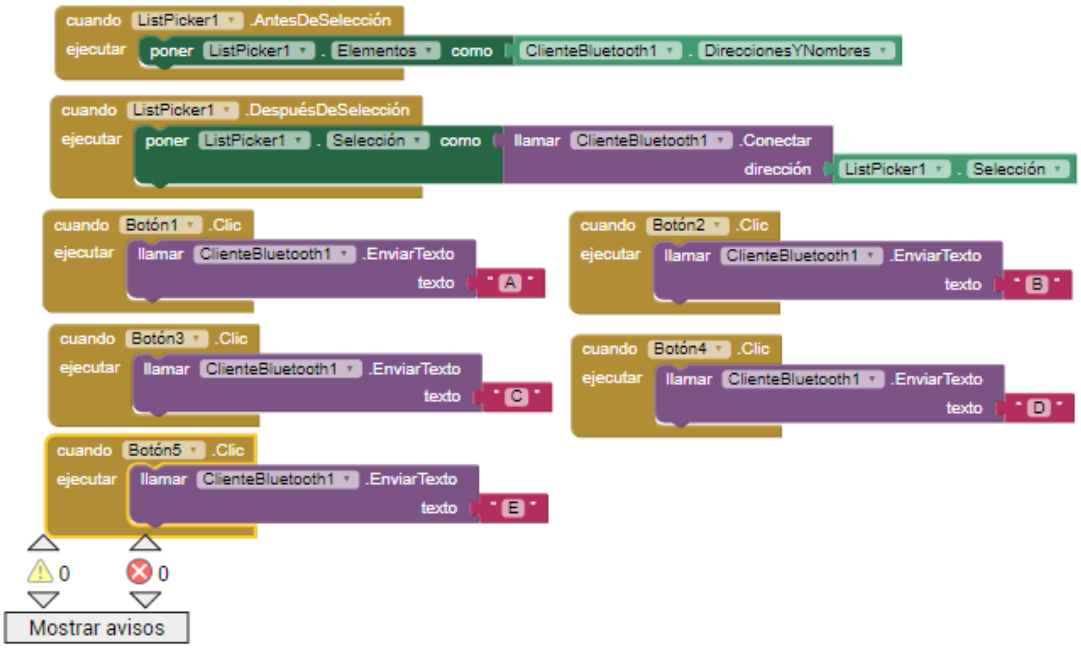
```
155 digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
156 digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
157 digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
158 digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
159 digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
160 digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
161 estado='S';
162 }
163 }
164 if (estado == 'T')//TRANSICION//
165 {
166 Serial.println("TRANSICION");
167 digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
168 digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
169 digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
170 digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
171 digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
172 digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
173 digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
174 digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
175 }
176 if (estado == 'Z')//COMANDO PARA ACTIVAR LA PARADA DE EMERGENCIA//
177 {
178 Serial.println("PARADA DE MERGENCIA ACTIVADA");
179 digitalWrite(rodilladerechaF, HIGH);
180 digitalWrite(rodilladerechaR, HIGH);
181 digitalWrite(musloderechoF, HIGH);
182 digitalWrite(musloderechoR, HIGH);
183 digitalWrite(musloizquierdoF, HIGH);
184 digitalWrite(musloizquierdoR, HIGH);
185 digitalWrite(rodillaizquierdaR, HIGH);
186 digitalWrite(rodillaizquierdaF, HIGH);
187 }
188 }
```

## Apéndice B.3: Diagrama de Conexiones Electrónica

Figura B.3 Diagrama de Conexiones [14]




## Apéndice B.4: diseño de APP Inventor



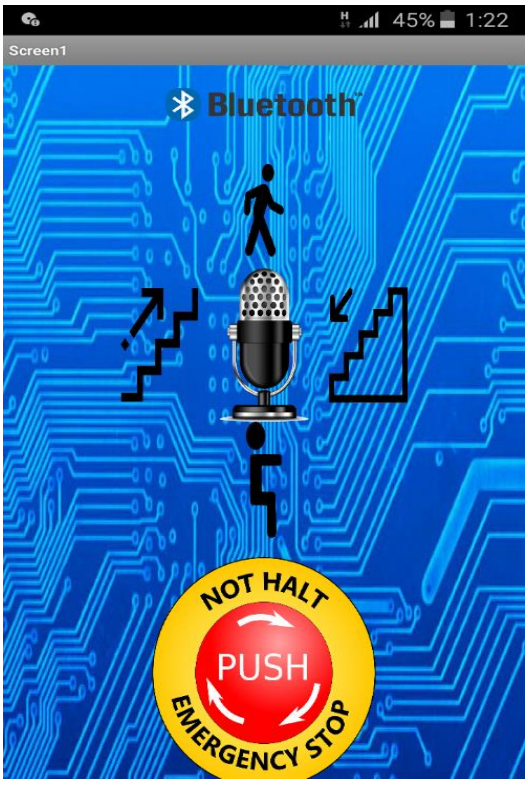




Figura B.4 Diseños de MIT App inventor 2

## Apéndice B.5: Esquema de Conexión del Diagrama de Fuerza

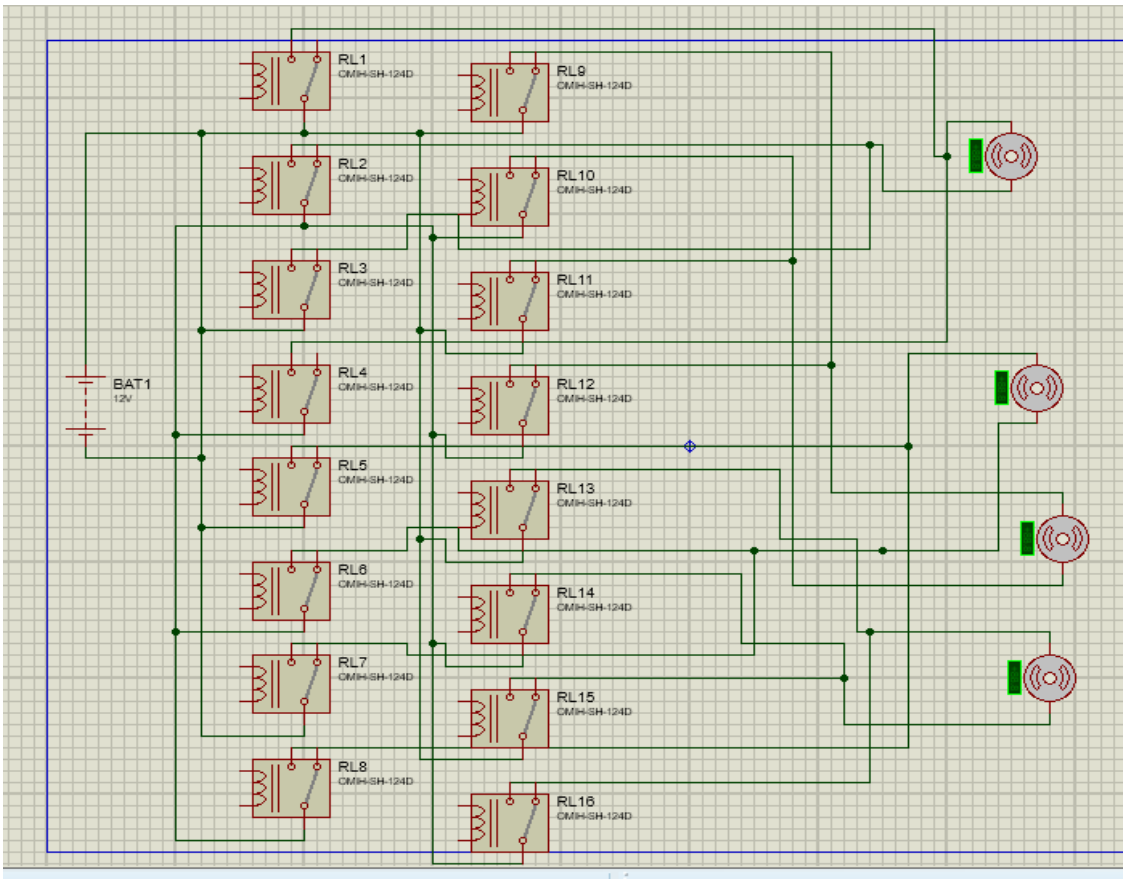



Figura B.5 Diagrama de Fuerzas

## BIBLIOGRAFÍA

[1] M.Bortole., « ‘Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation”,» Master Thesis, 2013.

[2] «B. Chen, H. Ma, L. Quin, F. Gao, K. Chan, S. Law, L. Qin, W. Liao. (2015). “Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons”. Journal of Orthopedic Translation 5, 26-37.».

[3] «Basilio Nikolas Tamburrino Cabrera en su memoria para optar al título de ingeniero civil mecánico en el proyecto diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha en el año 2017».

[4] «N. Berger, J. Edelstein, S. Fishman. “Protésica del miembro inferior”. Traducción del inglés por P. Prim, Capitulo 6, 101-126.».

[5] «D. Levine, J. Richards, M. Whittle. “Whittle's Gait Analysis”. (2012). Quinta Edición, Capítulo 1 y 2.».

[6] «F. Hernández. (2008). “Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana”. Tesis profesional.».

[7] [En línea]. Available: https://es.wikipedia.org/wiki/Puente_H_(electr%C3%B3nica)#/media/File:H_bridge.svg.

[8] B. P. Yolanda Smith, «news-medical.net,» [En línea]. Available: https://www.news-medical.net/health/What-is-Paraplegia-(Spanish).aspx .

[9] SENADIS, «Certificado de Discacidad,» Fernando de la Mora , 2017.

[10] ReWalkTM, «ReWalkTM: ortesis motorizada para pacientes parapléjicos usuarios de sillas de ruedas,» *Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias,* p. 38, 2010.

[11] C. f. S. C. Medicine., «Early acute manegement in adults with spinal cord injury: a clinical practice guideline for health-care professionals. J Spinal Cord Medicine,» 2008.

[12] C. f. S. C. Medicine., «Outcomes Following Traumatic Spinal Cord Injury: Clinical Practice Guidelines for Health-Care Professionals. J Spinal Cord Medicine».

[13] B. N. T. Cabrera, «diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha,» 2017.

[14] D. B. Delvalle, Interviewee, *Elavoracion Propia.* [Entrevista].

[15] alsimet. [En línea]. Available: http://alsimet.es/es/ferricos/chapa-de-hierro.

[16] O. i. d. certificacion, «Gallastegi Tornilleria».

[17] V. J. V. Bojórquez, Estudio Comparativo de las Normas IEC y ANSI para Cálculo de Corto Circuito, México, D. F., 2007.

[18] [En línea]. Available: http://www.polyurethanes.org/es/que-es/composicion-y-produccion.

[19]