

**SISTEMA ELECTROMECAÁNICO PARA CAMBIO DE POSICIÓN PACIENTE CON
LESIÓN MEDULAR T6-T12**

Presentado por

YEISON FABIÁN ALFONSO AMAYA
CODIGO 23303
JORGE ALBERTO ESCOBAR OVALLE
CODIGO 20817

UNIVERSIDAD ECCI
FACULTAD DE POSGRADOS
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL
BOGOTÁ
2023

**SISTEMA ELECTROMECAÁNICO PARA CAMBIO DE POSICIÓN PACIENTE CON
LESIÓN MEDULAR T6-T12**

Presentado por

YEISON FABIÁN ALFONSO AMAYA

CÓDIGO 23303

JORGE ALBERTO ESCOBAR OVALLE

CÓDIGO 20817

Trabajo de grado para optar al título de “Especialista en Automatización Industrial”

ASESOR

FRED GEOVANNY MURILLO RONDON

**UNIVERSIDAD ECCI
FACULTAD DE POSGRADOS
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL
BOGOTÁ**

2023

Nota de aceptación.

Firma de Jurado

Firma de Jurado

RESUMEN

El objetivo de este prototipo es desarrollar un modelo que pueda soportar y facilitar el cambio de posición de sentado a erguido de una paciente con lesión medular en la zona t6-t12. La forma más precisa de movilidad para esta paciente es una silla de ruedas, sin embargo, el cambio de posición tiene como resultado una mejora en su vida cotidiana y también en su salud.

Para llevar a cabo este proyecto, es necesario analizar las variables médicas, físicas y ambientales del paciente, a fin de definir los riesgos, medidas y alteraciones en su rutina diaria. Con la ayuda de software como SOLID WORK, MIT APP INVENTOR y una máquina universal de ensayos, se procede a definir los valores técnicos que guiarán la implementación del prototipo en curso, lo que permitirá obtener resultados ideales.

En conclusión, se determina que la utilización de materiales compuestos en la fabricación de la base del prototipo, así como módulos electrónicos que permitan una programación con un lenguaje de complejidad intermedia, generará un prototipo de menor costo y considerado en función de la economía del paciente.

Palabras clave: SOLID WORK, MIT APP INVENTOR, materiales compuestos, máquina universal de ensayos.

ABSTRAC

The purpose of this prototype is to generate a model capable of supporting and changing the position of a patient with a spinal cord injury at height t6-t12 from sitting to standing. His most exact form of mobility is a wheelchair; The change of position of said patient leads to the improvement of their daily life, as well as at the level of health.

For said execution of this project, the medical, physical and environment variables of the patient must be analyzed to define risks, measures, differences in their daily life, with the help of SOLID WORK software, MIT APP INVENTOR, and UNIVERSAL TESTING MACHINE, proceed to define technical values that definitely the prototype implementation in progress, by then these results will be ideal.

To conclude the agreement in said tests, it is determined that the use of composite materials for the base manufacture of the prototype, electronic modules that offer access to programming with an intermediate language in complexity; which yields a prototype of smaller economic scope and thinking about the patient's economy.

Keywords: SOLID WORK, MIT APP INVENTOR, composite materials, UNIVERSAL TESTING MACHINE.

DEDICTORIA

Como primera dedicatoria, va para Dios, padre y guía de cada uno de nuestros caminos, el ser supremo que nos provee de su infinita misericordia y nos acompaña a diario para que cada una de nuestras metas sean realizadas con éxito.

La siguiente, va para mi familia, que de la mano de Dios apoyó incondicionalmente la ejecución de este proyecto y anímicamente puso de su parte para no desfallecer en el camino.

También al plantel educativo, y en especial la facultad de posgrados, por permitir, conducir, y apoyar este proyecto, impartiendo sus valores, profesionalismo, y conocimientos en cada momento.

Para mi madre, Omaira Amaya Ramírez, ese ser especial que, en ningún momento de mi vida, y durante la ejecución de este proyecto no dudo de mis capacidades, empeño y esfuerzo, que se le impuso al mismo.

Para nuestro director que, con su apoyo constante, tiempo y dedicación nos impartió y compartió sus conocimientos para culminar con agrado y satisfacción este proyecto.

Y finalmente, al señor Sandro Reyes, el cual nos prestó su cuerpo y condición de discapacidad para que nuestro proyecto tuviera un enfoque real y con un enfoque social más humanístico. (Paciente con lesión medular T6- T12).

YEISON FABIÁN ALFONSO AMAYA

DEDICTORIA

Va dedicado primeramente a Dios por darnos la salud, el entendimiento y la guía que a diario necesitamos para llevar a cabo este proyecto.

A mi madre, padre y hermana, que para bien apoyaron moralmente, social y económicamente cada uno de los días de mi estudio, y mi trabajo en ejecución de este proyecto.

A nuestro tutor del presente proceso quien, con su apoyo, nos guio para direccionar y ejecutar el trabajo en el que se representa toda nuestra formación.

A la oficina de posgrados la cual tuvo un apoyo constante en mi aprendizaje y ejecución de mi proyecto personal, encaminado a una culminación satisfactoria.

A señor Sandro por dejarnos trabajar científicamente con su cuerpo y su situación de discapacidad.

JORGE ALBERTO ESCOBAR OVALLE

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	4
ABSTRAC	5
DEDICTORIA	6
1. INTRODUCCIÓN	15
1.1. Problema de investigación.....	16
1.1.1. Descripción del problema.....	16
1.2. Objetivos de la investigación.....	17
1.2.1. Objetivo general	17
1.2.2. Objetivos específicos.....	17
1.3. Justificación	18
1.3.1. Delimitación.....	18
2. MARCO REFERENCIAL	20
2.1. Estado del arte	20
2.2. Marco teórico.....	24
2.2.1. Análisis de las extremidades	24
2.3. Niveles de lesiones medulares.....	25
2.3.1. Lesiones medulares y su impacto.....	25
2.4. Personas en silla de ruedas dimensionamiento, espacio y teórica.....	26
2.4.1. Antropometría de persona en silla de ruedas	26
2.4.2. Dinámica de sentarse.....	28
2.5. El mundo del Arduino	29
2.5.1. Módulos que encapsulan todo tipo funciones y versatilidades electrónicas	29

2.5.2.	Programación de aplicaciones Android basadas en web (MIT app inventor)	30
2.5.3.	Servomecanismos.....	30
2.6.	Materiales compuestos el futuro.....	31
2.6.1.	Resinas	31
2.6.2.	Fibras.....	31
2.6.3.	Matrices.....	32
3.	MARCO METODOLÓGICO.....	33
3.1.	Método.....	33
3.2.	Tipo de investigación.....	33
3.3.	Técnicas	33
3.4.	Cronograma para el desarrollo de fases.....	34
3.5.	Fuentes de obtención de la información	35
3.5.1.	Fuentes primarias	35
3.5.2.	Fuentes secundarias.....	35
4.	ANÁLISIS PROCEDIMENTAL FABRICACIÓN DE PROTOTIPO TANGIBLE 36	
4.1.	Modelado en CAD (SolidWorks).....	36
4.1.1.	Modelado en vista lateral diseño solido en 3D posición sentado.....	36
4.1.2.	Modelado en vista lateral diseño solido en 3D posición erguido.....	37
4.1.3.	Modelado de arnés para sujeción de paciente	38
4.2.	Fabricación de probetas en resina.....	38
4.2.1.	Pruebas de tensión y flexión mecánica	39
4.2.1.1.	Prueba de tensión mecánica	39
4.2.2.	Prueba de flexión mecánica.....	41

4.3.	Diseño y montaje de sistema electrónico de control y diseño de app para control de este	43
4.3.1.	Montaje electrónico de modulo puente h y modulo bluetooth sobre Arduino	43
4.3.2.	Implementación de código de bloques para en generar aplicación en MIT inventor	43
4.3.3.	Diseño final de app para control	44
4.4.	Diseño de extremidades para proto tipo inicial	44
4.4.1.	Diseño de núcleo de extremidad en mdf	45
4.4.1.1.	Imprimación de fibra de vidrio sobre núcleo	45
4.4.1.2.	Generación de vacío y curado de la pieza	46
4.4.2.	Generación de soporte medular y arnés principal	47
4.4.2.1.	Corte núcleo soporte medular	47
4.4.2.2.	Recubrimiento de fibra de vidrio he imprimación	47
4.4.2.3.	Vacío y curado de soporte medula	48
4.4.3.	Diseño y fabricación de arnés de sujeción persona.....	48
4.4.3.1.	Diseño y construcción de soportes para extremidades blandas.....	49
4.4.3.2.	Matrizado de soporte inferior tejidos blandos.....	49
4.4.3.3.	Corte de soportes en material específico según matriz	49
4.4.3.4.	Instalación de soporte sobre extremidades finales	50
4.4.3.5.	Diseño de acople para sujeción de tornillo y motor principal.....	50
4.4.4.	Ensamble de transmisión motor	51
4.4.4.1.	Pre ensamble para realización de pruebas.....	51
5.	ANÁLISIS DE COSTOS	52
6.	RESULTADOS.....	54
	CONCLUSIONES	58

REFERENCIAS	59
-------------------	----

TABLA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Exoesqueleto HAL.....	21
Ilustración 2. Exoesqueleto Exo-H3	22
Ilustración 3. ReWalk Exoskeleton.....	23
Ilustración 4. Ekso NR diseño y rehabilitación.	23
Ilustración 5. Antropometría en relación del ángulo de la silla	27
Ilustración 6. Antropometría en orden del ángulo de los brazos	27
Ilustración 7. Dinámica y propósito de tomar asiento	28
Ilustración 8. Vista lateral posición sentado	37
Ilustración 9. Vista lateral posición erguido	37
Ilustración 10. Arnés simulado en 3D.....	38
Ilustración 11. Fabricación de probetas resina.....	38
Ilustración 12. Prueba de tensión maquina universal UNIECCI	39
Ilustración 13. Fuerza vs Extensión.....	40
Ilustración 14. Esfuerzo vs Deformación.....	40
Ilustración 15. Prueba de flexión maquina universal UNIECCI.....	41
Ilustración 16. Fuerza vs Extensión.....	42
Ilustración 17. Esfuerzo vs Deformación.....	42
Ilustración 18. Montaje electrónico control motor bluetooth y manual.....	43
Ilustración 19. Diagrama de bloque diseño app para control.....	44
Ilustración 20. Captura de pantalla app instalada sobre Android 9.0	44
Ilustración 21. Diseño de núcleo de extremidades.....	45
Ilustración 22. Imprimación de fibra	46
Ilustración 23. Vacío y curado de la pieza.....	46
Ilustración 24. Núcleo soporte medular cortado	47
Ilustración 25. Recubrimiento de soporte medular	47
Ilustración 26. Vacío en proceso soporte medula	48
Ilustración 27. Arnés fabricado en cinturón de seguridad	48
Ilustración 28. Matriz prótesis	49
Ilustración 29. Corte de material.....	49
Ilustración 30. Ensamble de soporte para tejidos blandos en extremidades inferiores.....	50

Ilustración 31. Perforado de buje de sujeción carro principal	50
Ilustración 32. Motor acoplado	51
Ilustración 33. Prototipo ensamblado en un 70%	51
Ilustración 34. Ensamble de soporte extremidad media	54
Ilustración 35. Ensamble de prototipo en extremidades inferiores del paciente.....	55
Ilustración 36. Finalización de ensamble miembros inferiores	55
Ilustración 37. Levantamiento del paciente sin soporte aliado	56
Ilustración 38. Finalización del levantamiento de paciente con sistema adherido	57

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Cronograma actividades	34
Tabla 2. Materiales mecánicos.....	52
Tabla 3. Materiales de sujeción paciente.	53
Tabla 4. Componentes electrónicos para diseño mecatrónico	53

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, las personas con movilidad reducida debido a una lesión medular se enfrentan a diversos desafíos para llevar una vida independiente y cómoda. El diseño y desarrollo de sistemas electromecánicos eficientes y seguros puede jugar un papel fundamental en mejorar su calidad de vida. La capacidad de cambiar de posición de manera cómoda y autónoma es esencial para estas personas, ya que les permite reducir la dependencia de terceros y mejorar su bienestar general.

El objetivo de esta investigación es explorar la viabilidad de diseñar y desarrollar un sistema electromecánico que cumpla con los requisitos de eficiencia y seguridad, y que al mismo tiempo proporcione una solución efectiva para facilitar el cambio de posición de las personas con movilidad reducida. Se busca analizar las diferentes tecnologías disponibles, evaluar sus ventajas y desventajas, así como identificar posibles limitaciones y áreas de mejora.

El estudio se centrará en comprender las necesidades específicas de las personas con lesiones medulares y en investigar las soluciones electromecánicas existentes que se utilizan para abordar este desafío. Se analizarán aspectos relacionados con la ergonomía, la seguridad, la autonomía y la comodidad del usuario, así como los requisitos técnicos y las consideraciones económicas para el diseño y desarrollo del sistema.

A través de la investigación, se espera obtener resultados y conclusiones que permitan proponer recomendaciones para el diseño y desarrollo de un sistema electromecánico eficiente y seguro, que realmente mejore la calidad de vida de las personas con movilidad reducida debido a una lesión medular. Esta investigación tiene el potencial de impactar positivamente la vida de estas personas, brindándoles mayor autonomía, comodidad y bienestar en sus actividades diarias.

1.1. Problema de investigación

1.1.1. Descripción del problema

La sociedad actual se enfrenta a un creciente número de personas con limitaciones en su movilidad corporal. Esta discapacidad puede estar representada por diversos factores, como accidentes en motocicleta, accidentes automovilísticos y otros incidentes, que resultan en lesiones que afectan la capacidad de movilidad de los individuos. En este contexto, la tecnología juega un papel crucial en la búsqueda de soluciones adecuadas para cada paciente que enfrenta esta condición.

La automatización industrial, en constante evolución, se está convirtiendo en uno de los pilares fundamentales para abordar los problemas de movilidad en la biomecánica humana. Esto plantea la necesidad de aprovechar y aplicar los conocimientos adquiridos en nuestra carrera y especialización para desarrollar un proyecto orientado a la rehabilitación y tratamiento de personas con movilidad reducida debido a una lesión medular que afecta su capacidad de desplazamiento en la vida diaria.

Para un paciente con movilidad reducida o discapacidad para caminar, el cambio de posición se vuelve difícil. Por lo tanto, se requiere el desarrollo de un sistema electromecánico que permita realizar este cambio de posición de manera eficiente y segura.

En contexto se puede formular la siguiente pregunta:

¿Se puede diseñar y desarrollar un sistema electromecánico eficiente y seguro que mejore la calidad de vida de las personas con movilidad reducida debido a una lesión medular, facilitando su cambio de posición de manera cómoda y autónoma?

1.2.Objetivos de la investigación

1.2.1. Objetivo general

Diseñar y desarrollar un sistema electromecánico con control bluetooth y manual que permita realizar el cambio de posición de sentado a erguido en personas con lesión medular a nivel T6 y T12, sin conexión nerviosa, con el propósito de mejorar su movilidad y calidad de vida.

1.2.2. Objetivos específicos

- Diseñar y simular en software CAD un sistema mecánico que cumpla con los requisitos para realizar el cambio de posición deseado de forma segura y eficiente en pacientes con lesión medular a nivel T6 y T12.
- Diseñar una probeta utilizando el material propuesto y realizar pruebas en una máquina universal de ensayos TINIUS OLSEN H10KS para evaluar su resistencia y flexión, y así obtener datos precisos para la selección del material adecuado en la construcción del prototipo.
- Plantear un sistema electrónico semiautónomo que permita controlar el movimiento de cambio de posición vía bluetooth y manualmente, de acuerdo con las necesidades y preferencias del paciente.
- Desarrollar un prototipo base que cumpla con los criterios de diseño, resistencia y capacidad de movimiento, para realizar pruebas concluyentes de uso y movilidad con pacientes con lesión medular a nivel T6 y T12, y evaluar su efectividad y seguridad en la mejora de la movilidad y calidad de vida de los pacientes.

1.3. Justificación

Nuestro proyecto busca encontrar una solución integral para las personas que han perdido la capacidad de realizar cambios de posición, como sentarse o levantarse, por sus propios medios. Para ello, nos enfocamos en el diseño y desarrollo de un sistema electromecánico. La ingeniería ha estado trabajando en dispositivos de rehabilitación, como prótesis y exoesqueletos, y aprovechamos estos avances para abordar este desafío. Como estudiantes de la Universidad ECCI, nos motivamos a contribuir en este campo de investigación y desarrollo.

En Colombia, existe una considerable cantidad de personas con discapacidad en el movimiento de manos, pies o cuerpo, lo que impacta negativamente en su movilidad y su bienestar socioeconómico. Los sistemas mecánicos y electromecánicos ofrecen soluciones para abordar este desafío, ya sea a través de la rehabilitación o al proporcionar movilidad activa.

Con este proyecto, buscamos brindar una solución integral y mejorar la calidad de vida de las personas con movilidad reducida en las extremidades inferiores, utilizando la ingeniería y la tecnología como herramientas para lograrlo.

1.3.1. Delimitación

El área geográfica en la que se llevará a cabo el proyecto es en Colombia, específicamente en el departamento de Cundinamarca, en la ciudad de Bogotá D.C., El proyecto será diseñado y construido como parte de nuestro de grado para obtener el título de Especialización en Automatización Industrial en la Universidad ECCI. La investigación se realizará bajo la supervisión de directores y profesores de la facultad de posgrados y del programa de automatización industrial de la institución. Si bien el enfoque principal será el

sector académico, con el objetivo de que el trabajo desarrollado pueda ser objeto de investigación y desarrollo continuo.

2. MARCO REFERENCIAL

2.1. Estado del arte

En el mundo de la investigación médica, existen numerosos estudios que han buscado proporcionar soluciones a lesiones en el cuerpo humano que carecen de una cura definitiva. Estas investigaciones han combinado el diseño mecánico con la electrónica de su época para desarrollar sistemas electromecánicos, también conocidos como exoesqueletos. Estos exoesqueletos son simulaciones de nuestra estructura ósea con características como fuerza, dimensiones y resistencia que superan las capacidades del cuerpo humano.

Estos sistemas pueden tener diferentes aplicaciones, como rehabilitación, apoyo laboral y uso táctico-militar. Pueden ser diseñados para funcionar en un solo miembro del cuerpo o abarcar todos los miembros, trabajando de manera conjunta.

HAL ML05 Series

En 2011, la Universidad de Tsukuba de Japón y la compañía de robótica Cyberdyne lanzaron la versión 3 de HAL (Hybrid Assistive Limb). Se trata de un exoesqueleto de asistencia corporal que puede ayudar al usuario a expandir sus capacidades. HAL ha sido diseñado para cubrir todas las funciones motoras del cuerpo humano, incluyendo brazos, piernas y torso. En su versión anterior, solo asistía al miembro inferior corporal. (CYBERDYNE, 2021).

Este producto está diseñado para establecer un camino para las señales que llegan a los músculos para causar una respuesta significativa a través del movimiento. El usuario puede sentir este movimiento, cerrando un ciclo de señales que es importante para inducir la neuroplasticidad, necesaria para una función motora saludable. (CYBERDYNE, 2021).



Ilustración 1. Exoesqueleto HAL

Tomado de (CYBERDYNE., 2021)

EXO H3

TECHNAID es una empresa española que diseña y construye robots colaborativos, software de locomoción entre otros. En 2018, presentaron al público el Exo h2, un exoesqueleto compacto y basado en arquitectura abierta, lo que significa que se puede utilizar con fines académicos, terapéuticos y colaborativos. Además, es una opción viable para personas con lesiones medulares que buscan solucionar parte de su discapacidad motora. (Technaid, 2021).

En su versión estable número h3, hay algunas mejoras importantes, como seguros de corte de corriente, mejoras en la sujeción principal de la cadera, mejoras en los grados de libertad y movilidad, y un rediseño e implementación de una placa computadora (SBC) para hacer de interfaz entre el controlador interno y una red ROS (Sistema Operativo de Robots). (Technaid, 2021)



Ilustración 2. Exoesqueleto Exo-H3

Tomado de (Technaid, 2021)

ReWalk Personal 6.0

El exoesqueleto es desarrollado por la empresa ReWalk Robotics, cuya sede principal se encuentra en Yokneam, Israel. El diseño del exoesqueleto fue creado por el doctor Amit Goffer. Desde 2001, ReWalk Robotics ha estado proporcionando una solución a personas que no pueden caminar debido a su condición. En 2011, con el lanzamiento de las versiones ReWalk P y ReWalk I, la compañía dio un salto al ámbito comercial, ofreciendo el exoesqueleto para uso médico y personal. (ReWalk Robotics, Inc., 2023).

La versión 6.0 del exoesqueleto se ha diseñado de manera funcional, especialmente dirigido a personas con paraplejía. Es compacto, garantiza la seguridad y ofrece versatilidad para su uso diario. ReWalk Robotics ha logrado combinar su ambición colaborativa y tecnológica para desarrollar este exoesqueleto, brindando una solución efectiva a aquellos que enfrentan dificultades de movilidad. (ReWalk Robotics, Inc., 2023)



Ilustración 3. ReWalk Exoskeleton.

Tomado de (ReWalk Robotics, Inc., 2023)

EksoNR

EksoNR es un exoesqueleto robótico diseñado específicamente para su uso en rehabilitación, con el propósito de ayudar a los pacientes de neuro-rehabilitación a recuperar su capacidad de caminar y reintegrarse en la comunidad. Siendo el primer exoesqueleto aprobado por la FDA para lesiones cerebrales adquiridas, accidentes cerebrovasculares, esclerosis múltiple (EM) y lesiones de médula espinal, EksoNR ofrece una marcha más natural que otros dispositivos de la industria. Su objetivo es enseñar nuevamente al cerebro y los músculos cómo caminar correctamente, facilitando así la recuperación de los pacientes. (Ekso Bionics, 2022).



Ilustración 4. Ekso NR diseño y rehabilitación.

Tomado de (Ekso Bionics, 2022)

2.2. Marco teórico

2.2.1. *Análisis de las extremidades*

En el estudio de la biomecánica del miembro inferior, se realiza un análisis detallado de cómo interactúan el tobillo, la rodilla y la cadera en diferentes planos. Este análisis puede ser dividido en tres intervalos que describen el movimiento de cada articulación en un plano específico. **(Zelnik, 1996)**

Tobillo

Comenzando con el tobillo, en el momento de contacto del talón con el suelo, la articulación se encuentra en posición neutral, es decir, con un ángulo de flexión de 0 grados. A medida que el pie avanza, el tobillo empieza a realizar una flexión plantar, moviéndose en dirección hacia abajo. Cuando la planta del pie hace contacto completo con el suelo, el tobillo ha alcanzado una flexión plantar de aproximadamente 15 grados. Durante la fase media, la articulación del tobillo realiza una ligera rotación de aproximadamente 5 grados en dirección a la dorsiflexión. **(Zelnik, 1996)**

Rodilla

Pasando a la rodilla, justo antes de que el talón haga contacto con el suelo, la articulación se encuentra completamente extendida. Al mismo tiempo que el talón toca el suelo, la rodilla comienza a flexionarse y continúa en ese movimiento hasta que la planta del pie esté completamente apoyada. Después de alcanzar la posición plana del pie, la rodilla presenta un ángulo de flexión de aproximadamente 20 grados y comienza a extenderse gradualmente. **(Zelnik, 1996)**

Cadera

En cuanto a la cadera, al momento del contacto del talón con el suelo, se encuentra flexionada aproximadamente 30 grados. Inmediatamente después del contacto, la cadera comienza a extenderse, es decir, se endereza. Cuando el pie se encuentra completamente apoyado en el suelo, el ángulo de flexión de la cadera disminuye en aproximadamente 20 grados. Entre el momento en que el pie está plano en el suelo y el despegue de este, la articulación de la cadera vuelve a su posición neutral, es decir, un ángulo de flexión de 0 grados. **(Zelnik, 1996)**

2.3. Niveles de lesiones medulares

2.3.1. Lesiones medulares y su impacto

En el contexto de las lesiones de médula espinal, el término "nivel de la lesión" se utiliza para referirse a la vértebra más cercana al sitio de la lesión. Por ejemplo, si la lesión ocurre en la sexta vértebra cervical, se denominará una lesión en C6 ("C" por cervical). Si la lesión se encuentra entre las vértebras C6 y C7, se denominará una lesión en C6-7. Del mismo modo, una lesión en T12 ocurre a nivel de la duodécima vértebra torácica (T), mientras que una lesión en L3 ocurre a nivel de la tercera vértebra lumbar (L), y así sucesivamente. **(Zelnik, 1996)**

Cuando la médula espinal sufre una lesión, la capacidad de comunicación entre el cerebro y las partes del cuerpo ubicadas por debajo del nivel de la lesión puede verse reducida o incluso completamente interrumpida. Como consecuencia, la parte del cuerpo afectada no funcionará de manera normal. Es decir, se producirá una alteración en la función y el control de esa región del cuerpo. **(Zelnik, 1996)**

Es importante tener en cuenta que las lesiones de médula espinal pueden tener un impacto significativo en la calidad de vida de una persona, ya que pueden resultar en

limitaciones físicas y funcionales. La comprensión del nivel de la lesión es fundamental para evaluar el alcance de la afectación y diseñar planes de tratamiento y rehabilitación adecuados. **(Zelnik, 1996)**

2.4. Personas en silla de ruedas dimensionamiento, espacio y teórica

2.4.1. Antropometría de persona en silla de ruedas

Actualmente existe una falta de información en relación con las personas que utilizan silla de ruedas, lo cual dificulta notablemente su estudio debido a la gran cantidad de variables implicadas. Estas variables incluyen diferentes tipos de discapacidad, afectación de diferentes miembros o partes del cuerpo, diversos grados de parálisis, disfunción muscular y el efecto acumulativo que el confinamiento en la silla de ruedas tiene sobre la movilidad general de las extremidades. Además, la antropometría de los individuos que dependen de la silla de ruedas también juega un papel importante en esta complejidad.

Es importante destacar que la mayoría de las sillas de ruedas no están diseñadas para mantener el cuerpo en posición erguida, lo que implica que algunas partes del cuerpo no se encuentran en una posición estrictamente vertical u horizontal.

Según **(Zelnik, 1996)** en las siguientes figuras que presentaremos a continuación podría tenerse como base documental desde 1976 extraídas (American National Standards Institute) actualizadas hasta 1971 y plasmada en **(Zelnik, 1996)** con un aporte fundamental para los diseños de hoy en día.

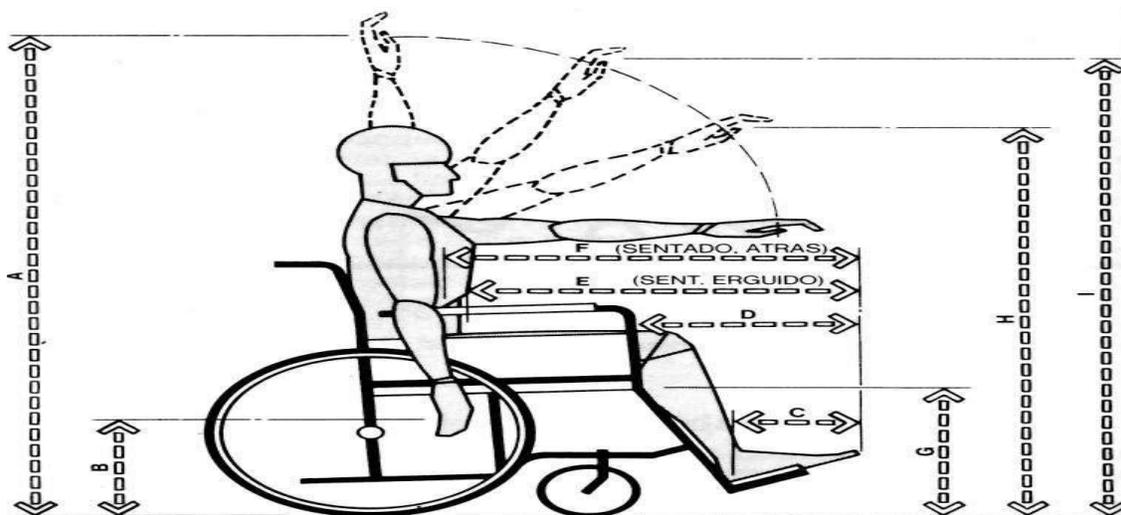


Ilustración 5. Antropometría en relación del ángulo de la silla

Tomada de (Zelnik, 1996)

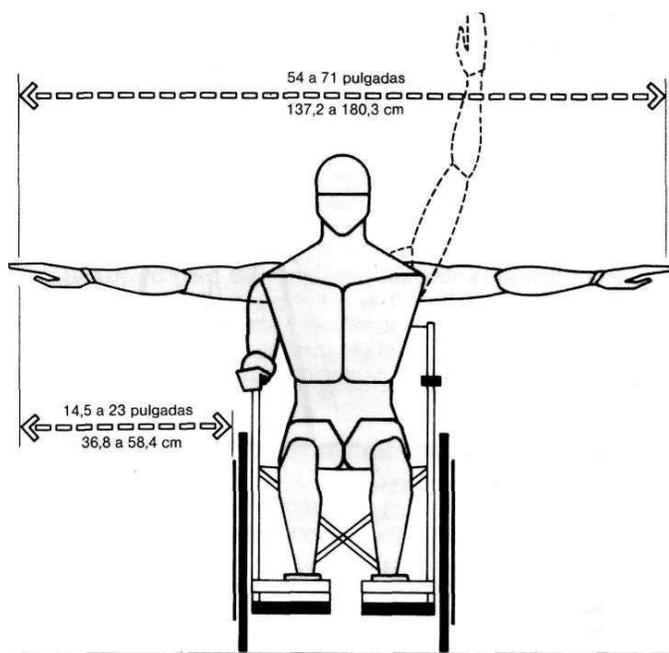


Ilustración 6. Antropometría en orden del ángulo de los brazos

Tomada de (Zelnik, 1996)

2.4.2. *Dinámica de sentarse*

Para comprender mejor la dinámica del acto de sentarse, es importante estudiar la mecánica del sistema de soporte y la estructura ósea general involucrada. El eje de apoyo de un torso sentado se encuentra en un plano coronal y pasa a través de la proyección del punto inferior de las tuberosidades isquiáticas que descansan en la superficie del asiento.

Es evidente que el diseño de un asiento debe buscar distribuir el peso corporal que se carga sobre las tuberosidades isquiáticas en una superficie más extensa. Esto se puede lograr mediante un relleno adecuado del asiento.

Para evidenciar lo antes mencionado podemos encontrar una figura que se presenta a continuación con el fin de la aclaratoria de argumentación valedera

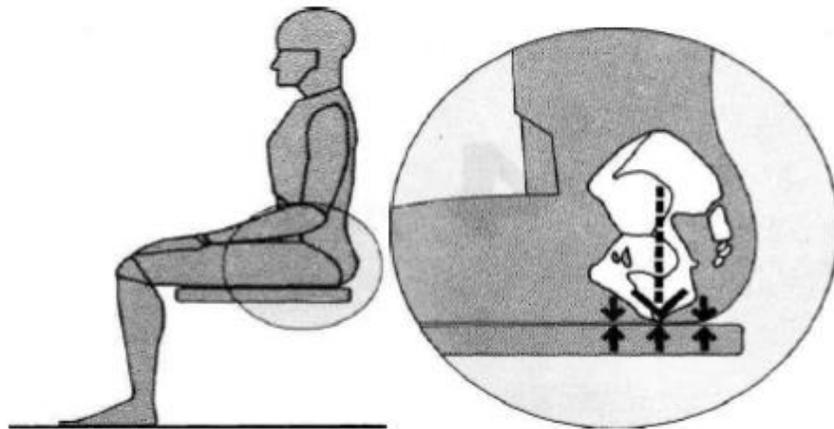


Ilustración 7. Dinámica y propósito de tomar asiento

Tomada de **(Zelnik, 1996)**

2.5. El mundo del Arduino

Arduino es una plataforma de desarrollo que se fundamenta en una placa electrónica de hardware libre. Esta placa incluye un microcontrolador reprogramable y una serie de pines hembra que posibilitan establecer conexiones entre el microcontrolador y diversos sensores y actuadores de forma fácil y sencilla, principalmente mediante el uso de cables Dupont.

La plataforma Arduino ofrece una interfaz accesible para los entusiastas de la electrónica y la programación, ya que simplifica el proceso de prototipado y desarrollo de proyectos. Los usuarios pueden utilizar el lenguaje de programación Arduino, basado en Wiring, para programar el microcontrolador y controlar los diferentes componentes conectados. (ARDUINO , 2023)

2.5.1. Módulos que encapsulan todo tipo funciones y versatilidades electrónicas

Los módulos Arduino son componentes adicionales que se utilizan en conjunto con las placas Arduino para ampliar y mejorar las capacidades de la plataforma. Estos módulos son circuitos integrados específicos que ofrecen funcionalidades especializadas, como la capacidad de medir sensores específicos, controlar motores, comunicarse con otros dispositivos, entre otros.

Los módulos Arduino se conectan a las placas Arduino a través de los pines de entrada/salida (I/O) y se programan de manera similar al microcontrolador principal. Al utilizar módulos, los usuarios pueden añadir nuevas características y adaptar Arduino a sus necesidades específicas, sin tener que diseñar circuitos complejos desde cero. (ARDUINO , 2023).

Existen una amplia variedad de módulos Arduino disponibles en el mercado, cada uno con su funcionalidad única, como módulos de comunicación inalámbrica, módulos de adquisición de datos, módulos de control de motores, módulos de sensores, entre otros.

2.5.2. Programación de aplicaciones Android basadas en web (MIT app inventor)

La programación de aplicaciones Android basadas en web, utilizando MIT App Inventor, se refiere al desarrollo de aplicaciones móviles para dispositivos Android utilizando esta herramienta de programación visual. MIT App Inventor permite a los usuarios crear aplicaciones Android utilizando un enfoque basado en bloques, lo que facilita el proceso de desarrollo sin necesidad de conocimientos avanzados de programación. (MIT, 2023).

Mediante MIT App Inventor, los desarrolladores pueden diseñar la interfaz gráfica de la aplicación, definir la funcionalidad utilizando bloques de programación predefinidos y conectar la aplicación con servicios y recursos web. Esto permite la creación de aplicaciones que se basan en contenido y servicios en línea, como la obtención de datos de una API web o la integración con servicios de almacenamiento en la nube. (MIT, 2023)

MIT App Inventor ofrece una forma intuitiva y accesible para que tanto principiantes como desarrolladores experimentados creen aplicaciones móviles para Android sin tener que escribir código complejo. Con esta herramienta, es posible desarrollar aplicaciones rápidamente y ponerlas en funcionamiento en dispositivos Android. (MIT, 2023)

2.5.3. Servomecanismos

Los servomecanismos son dispositivos o sistemas que utilizan la retroalimentación para controlar y regular el movimiento, la posición o la velocidad de un mecanismo. Estos

dispositivos son ampliamente utilizados en una variedad de aplicaciones, como robótica, automatización industrial y sistemas de control. **(Chestnut, 1955)**.

2.6. Materiales compuestos el futuro

Son aquellos que están compuestos por la combinación de dos o más materiales diferentes, con el objetivo de obtener propiedades superiores a las de los materiales individuales. Estos materiales se utilizan en una amplia gama de aplicaciones, como la industria aeroespacial, la construcción, la automoción y la fabricación de productos deportivos. **(Barbero, 2017)**.

2.6.1. Resinas

Las resinas desempeñan un papel fundamental en los compuestos, ya que actúan como la matriz que rodea y une los refuerzos fibrosos. Estas resinas pueden ser poliméricas, como las resinas epoxi, poliéster o poliamida, y proporcionan cohesión y transferencia de carga en el material compuesto. **(Gibson, 2012)**.

2.6.2. Fibras

Las fibras en los compuestos se refieren a los materiales fibrosos utilizados como refuerzo en los compuestos de matriz polimérica. Estas fibras pueden ser de diferentes tipos, como fibras de vidrio, fibras de carbono, fibras de aramida, entre otras. Su inclusión en los compuestos mejora significativamente las propiedades mecánicas, como la resistencia y rigidez, permitiendo la creación de materiales compuestos de alto rendimiento. **(Mallick, 2007)**.

2.6.3. Matrices

Las matrices en los compuestos se refieren a la fase continua en la cual se incorporan los refuerzos fibrosos. Estas matrices pueden ser de diferentes tipos de polímeros, como resinas epoxi, poliéster, poliamida, entre otros. La función de la matriz es proporcionar cohesión, transferir cargas y proteger las fibras del ambiente externo. **(Mallick, 2007)**

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Método

En el marco de la presente investigación, se utilizará un enfoque cuantitativo para evaluar el rendimiento y la eficiencia de los sistemas electromecánicos diseñados para mejorar la calidad de vida de las personas con movilidad reducida debido a una lesión medular, facilitando su cambio de posición de manera cómoda y autónoma.

3.2. Tipo de investigación

En el desarrollo de la investigación, se utilizará un enfoque correlacional para examinar la relación entre el diseño y desarrollo de un sistema electromecánico eficiente y seguro y la mejora de la calidad de vida de las personas con movilidad reducida debido a una lesión medular, en términos de facilitar su cambio de posición de manera cómoda y autónoma.

3.3. Técnicas

Las técnicas para desarrollar este tipo investigación observación simulación y experimentación, al combinar estas técnicas, se podrá obtener una visión integral de la relación entre el diseño y desarrollo del sistema electromecánico y su impacto en la calidad de vida de las personas con movilidad reducida. Los resultados obtenidos permitirán ajustar y mejorar el sistema, teniendo en cuenta las necesidades y preferencias de los usuarios, y promoverán una mayor autonomía y comodidad en su cambio de posición.

3.5. Fuentes de obtención de la información

3.5.1. Fuentes primarias

Diseños de prototipos caracterizados

Artículos web con distinción medica con enfoque disciplinar

Encuesta de opinión a paciente con lesión medular

3.5.2. Fuentes secundarias

Sectores bibliográficos médicos y calidad humana

4. ANÁLISIS PROCEDIMENTAL FABRICACIÓN DE PROTOTIPO TANGIBLE

La relevancia de disponer de una prueba tangible de resistencia va más allá de la mera teoría, pues implica involucrarse en una práctica real de fabricación que además promueva la sostenibilidad. Este enfoque tiene múltiples beneficios. En primer lugar, permite verificar de manera concreta la capacidad de resistencia de un producto o material, lo cual es fundamental para garantizar su calidad y durabilidad.

Al llevar a cabo pruebas reales, se pueden identificar posibles debilidades o deficiencias que no podrían ser detectadas en simulaciones o modelos teóricos. Además, una prueba real de resistencia proporciona datos valiosos que pueden ser utilizados para optimizar los procesos de producción y mejorar la eficiencia. En términos de sostenibilidad, la realización de pruebas reales permite evaluar el impacto ambiental de los materiales y procesos utilizados.

4.1. Modelado en CAD (SolidWorks)

El modelado en CAD (Computer-Aided Design) se refiere al proceso de creación de modelos tridimensionales virtuales de objetos o sistemas utilizando software especializado. En el modelado CAD, se utilizan herramientas digitales para diseñar y representar objetos en un entorno virtual, permitiendo visualizar, analizar y modificar el diseño de manera precisa y eficiente.

4.1.1. *Modelado en vista lateral diseño solido en 3D posición sentado*

En este paso diseñamos en CAD un mecanismo electromecánico ideal para cambio de movimiento de sentado a erguido.



Ilustración 8. Vista lateral posición sentado

4.1.2. Modelado en vista lateral diseño solido en 3D posición erguido

Esta ilustración representa el simulado en CAD del sistema en su posición final.



Ilustración 9. Vista lateral posición erguido

4.1.3. *Modelado de arnés para sujeción de paciente*

Modelado de arnés en CAD para ajustar medidas y diseñar soportes.

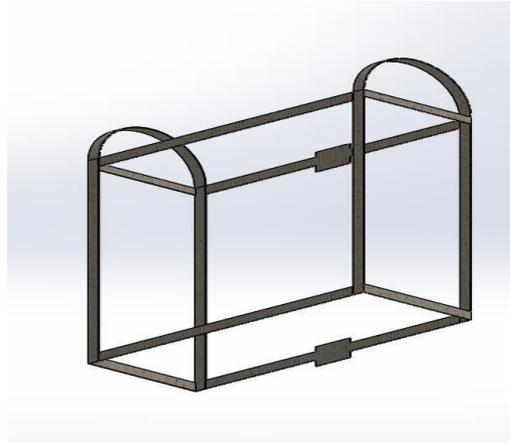


Ilustración 10. Arnés simulado en 3D

4.2. **Fabricación de probetas en resina**

Se procede a diseñar una probeta con un 70% de tela de vidrio y 30% de resina epóxica, y un núcleo de la mezcla en madera tipo mdf que dentro de su composición es eucalipto reforestado.



Ilustración 11. Fabricación de probetas resina.

4.2.1. Pruebas de tensión y flexión mecánica

4.2.1.1. Prueba de tensión mecánica

La prueba de tensión mecánica consiste en aplicar fuerzas de tracción gradualmente a un material de prueba para evaluar su comportamiento frente a la aplicación de cargas. Durante la prueba, se registra la relación entre la fuerza aplicada y la deformación resultante en el material. Esto permite determinar propiedades importantes, como la resistencia a la tracción, el límite elástico, la ductilidad y la resistencia a la fractura del material.



Ilustración 12. Prueba de tensión maquina universal UNIECCI

Resultados de prueba de tensión

En el siguiente reporte se muestran las gráficas de fuerza vs extensión y esfuerzo vs deformación obtenidas en el ensayo de tensión realizado a una velocidad de 2,0000 mm/min. Además de esto, se indican los esfuerzos máximos, ruptura y fluencia para el material

utilizado. La probeta rectangular tiene un ancho: 31,0000 mm, y un espesor: 14,0000 mm, por lo tanto, su área es: 434,0000 mm², y una longitud calibrada: 128,9000 mm.

A continuación, se muestra la gráfica de fuerza vs extensión (Ilustración 13) en la que se puede observar la relación que existe entre estas, a medida que el material es tensionado.

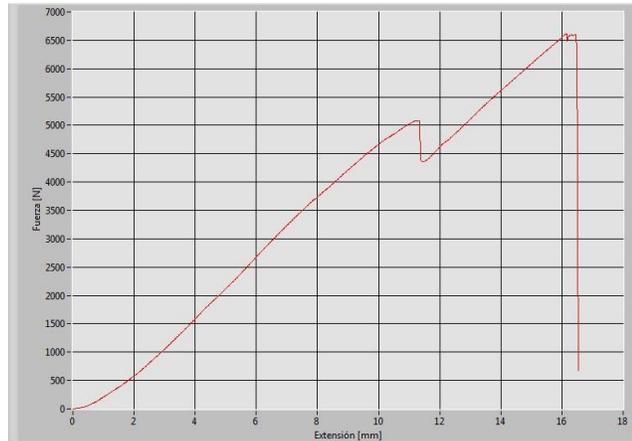


Ilustración 13. Fuerza vs Extensión.

La gráfica esfuerzo vs deformación (Ilustración 14), se calcula dividiendo la fuerza sobre área para obtener esfuerzo y la extensión sobre la longitud calibrada para obtener deformación. Esta gráfica se muestra a continuación, de ella se calcula el esfuerzo máximo: 15,2404 MPa, el esfuerzo de ruptura: 7,5445 MPa, y el esfuerzo de fluencia: 2,8894 MPa.



Ilustración 14. Esfuerzo vs Deformación.

4.2.2. Prueba de flexión mecánica

La prueba de flexión mecánica implica aplicar una carga en el centro de una muestra para evaluar su resistencia y capacidad de deformación bajo flexión, determinando su comportamiento frente a cargas aplicadas perpendicularmente a su eje longitudinal.



Ilustración 15. Prueba de flexión maquina universal UNIECCI

Reporte final del ensayo.

En el siguiente reporte se muestran las gráficas de fuerza vs extensión y esfuerzo vs deformación obtenidas en el ensayo de flexión realizado a una velocidad de 2,0000 mm/min. Además de esto, se indican los esfuerzos máximo y fluencia para el material utilizado. La probeta rectangular tiene un ancho: 31,0000 mm, y un espesor: 14,0000 mm, por lo tanto, su área es: 434,0000 mm², y una longitud inicial: 107,6600 mm.

A continuación, se muestra la gráfica de fuerza vs extensión (Ilustración 16) en la que se puede observar la relación que existe entre estas, a medida que el material es flexión.

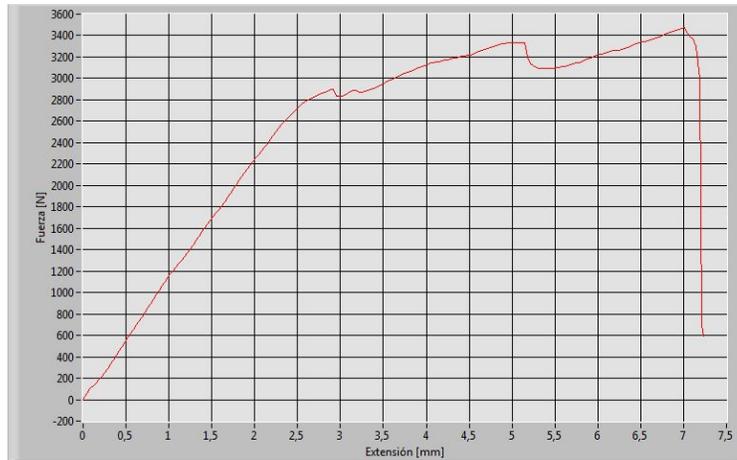


Ilustración 16. Fuerza vs Extensión.

La gráfica esfuerzo vs deformación (Ilustración 17), se calcula dividiendo la fuerza sobre área para obtener esfuerzo y la extensión sobre la longitud inicial para obtener deformación. Esta gráfica se muestra a continuación, de ella se calcula el esfuerzo máximo: 92,3243 MPa, y el esfuerzo de fluencia: -0,0443 MPa.

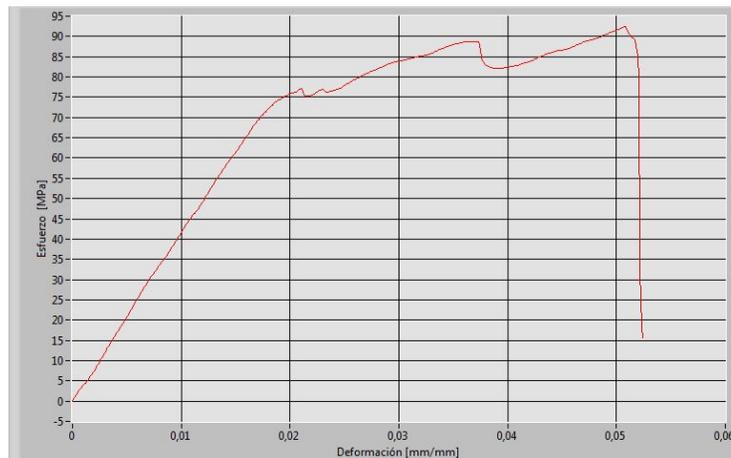


Ilustración 17. Esfuerzo vs Deformación.

4.3. Diseño y montaje de sistema electrónico de control y diseño de app para control de este

En paralelo con el diseño mecánico, en este paso ensamblamos y programamos un sistema basado en lenguaje de programación Arduino para el accionamiento del módulo puente h, control de giro motor y por consiguiente realizamos diagrama una app en lenguaje de bloques que permite el control por bluetooth desde un smartphone.

4.3.1. Montaje electrónico de modulo puente h y modulo bluetooth sobre Arduino

En este paso realizamos pruebas de conexionado sistema electrónico inversión de giro sobre un motor DC 5V

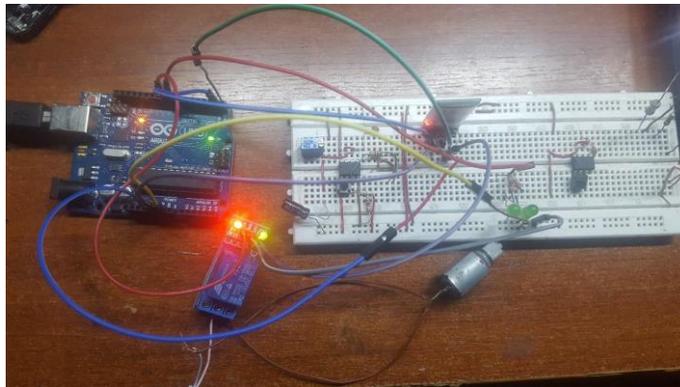


Ilustración 18. Montaje electrónico control motor bluetooth y manual

4.3.2. Implementación de código de bloques para en generar aplicación en MIT inventor

Para este paso codificamos en diagrama de bloques una aplicación capaz de controlar imagen y sistema electrónico.

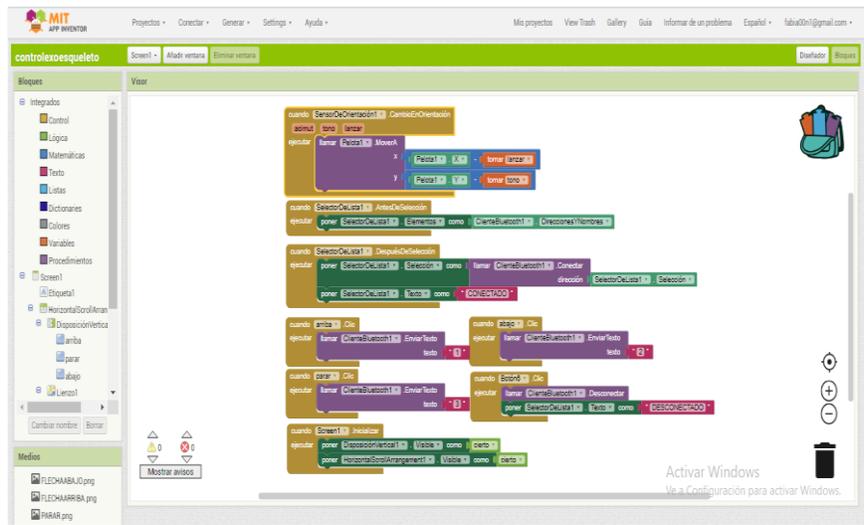


Ilustración 19. Diagrama de bloque diseño app para control

4.3.3. Diseño final de app para control

Proceso final diseño de aplicación para control de sistema electromecánico.



Ilustración 20. Captura de pantalla app instalada sobre Android 9.0

4.4. Diseño de extremidades para proto tipo inicial

4.4.1. *Diseño de núcleo de extremidad en mdf*

Como paso inicial de fabricación de extremidad se corta en mdf de 8mm*22mm, los soportes de extremidad, luego se fabrica los platos principales donde estará soportado cada eje, y para finalizar se realiza un pegado basado en una plantilla principal.

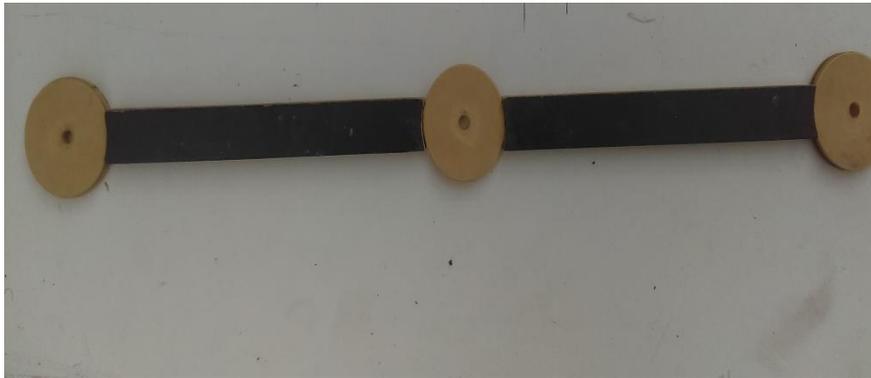


Ilustración 21. Diseño de núcleo de extremidades

4.4.1.1. *Imprimación de fibra de vidrio sobre núcleo*

La aplicación de fibra de vidrio sobre madera puede realizarse usando tela de fibra de vidrio y resina epoxi. La primera se trata de un material comúnmente empleado en barcos, automóviles y vehículos recreativos debido a que es liviano y un buen protector ante la intemperie. Se une a la madera y la protege del agua. Los siguientes pasos incluyen las herramientas, los materiales y las técnicas de aplicación necesarias para revestir madera con fibra de vidrio.



Ilustración 22. Imprimación de fibra

4.4.1.2. Generación de vacío y curado de la pieza

Proceso totalmente manual en donde podemos observar el sellado y hermetizado de todos los bordes del plástico para de esta manera poder brindar un vacío en el momento de compactamiento de las piezas realizadas en resina y fibra de vidrio.



Ilustración 23. Vacío y curado de la pieza.

4.4.2. Generación de soporte medular y arnés principal

Para este paso generamos una matriz de la columna vertebral del paciente y por subsiguiente la cortamos en el núcleo inicial en mdf, generamos recubrimiento he imprimación de fibra de vidrio.

4.4.2.1.Corte núcleo soporte medular



Ilustración 24. Núcleo soporte medular cortado

4.4.2.2.Recubrimiento de fibra de vidrio he imprimación



Ilustración 25. Recubrimiento de soporte medular

4.4.2.3. Vacío y curado de soporte medula



Ilustración 26. Vacío en proceso soporte medula

4.4.3. Diseño y fabricación de arnés de sujeción persona

Para este paso utilizamos cinta de calidad automotriz, eficaz en seguridad, luego se generan matrices de adaptación y conexionado al anclaje y uniones del arnés principal.



Ilustración 27. Arnés fabricado en cinturón de seguridad

4.4.3.1. Diseño y construcción de soportes para extremidades blandas

Para este paso tomamos matriz de una prótesis de rehabilitación lesión postoperatorios miembros inferiores, replicamos medidas técnicas en material de prueba y generamos soportes para cada una de las extremidades inferiores.

4.4.3.2. Matrizado de soporte inferior tejidos blandos



Ilustración 28. Matriz prótesis

4.4.3.3. Corte de soportes en material específico según matriz



Ilustración 29. Corte de material

4.4.3.4. Instalación de soporte sobre extremidades finales

En este paso ensamblamos las extremidades y el soporte para extremidades con tejido blando.



Ilustración 30. Ensamble de soporte para tejidos blandos en extremidades inferiores

4.4.3.5. Diseño de acople para sujeción de tornillo y motor principal

En este paso adaptamos el tornillo trapezoidal al eje principal de la transmisión



Ilustración 31. Perforado de buje de sujeción carro principal

4.4.4. Ensamble de transmisión motor

Ensamblamos buje de sujeción con tornillo principal de recorrido lineal.

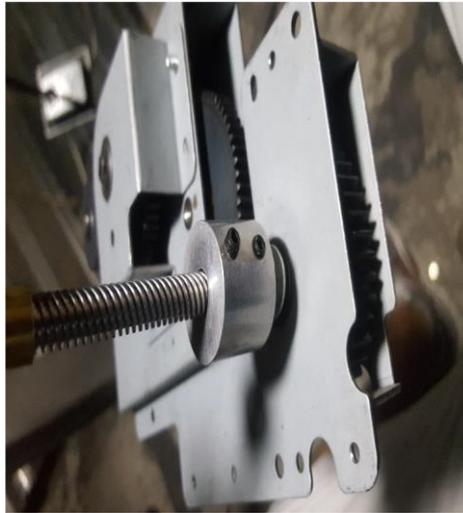


Ilustración 32. Motor acoplado

4.4.4.1. Pre ensamble para realización de pruebas

Ensamblamos el conjunto del diseño mecánico para la realización de pruebas, de funcionamiento y dimensionado sobre el paciente.



Ilustración 33. Prototipo mecánico ensamblado en un 70%

5. ANÁLISIS DE COSTOS

Las tablas relacionadas a continuación corresponden a la lista de materiales utilizados para la fabricación del sistema electromecánico para cambio de posición.

MATERIALES MECÁNICOS:

Cantidad	Material	Descripción	Valor Unitario	Valor Total
4	Resina 856 (kg)	Resina poliéster	\$ 12.000	\$ 48.000
3	Estireno (lb)	Disolvente para resina	\$ 5.600	\$ 16.800
2	Mec Peróxido (onz)	Catalizador	\$ 1.000	\$ 2.000
3	Tela de fibra de vidrio (kg)	Tela de fibra de vidrio	\$ 10.000	\$ 30.000
1	Lamina de poli	Lámina de poli 1mt x 1mt x 3mm	\$ 16.500	\$ 16.500
1	Lámina de madeflex 9mm	Lamina de madeflex para soporte de núcleo	\$ 28.000	\$ 28.000
1	Bomba de vacío	Bomba de vacío 15m Gh	\$ 100.000	\$ 100.000
16	Tornillos	5mm * 2" Cabeza hexagonal	\$ 400	\$ 6.400
4	Tuercas	Tuercas de seguridad 5mm	\$ 120	\$ 480
1	Lámina de poli	Lámina de poli 1mt x 1mt x 1mm	\$ 12.000	\$ 12.000
10	Recipiente	Recipiente para disolver resina	\$ 150	\$ 1.500
12	Baja lenguas	Baja lenguas	\$ 80	\$ 960
1	Gramera de 5kl	Gramera	\$ 50.000	\$ 50.000
3	Manguera (Mt)	Manguera para bomba de vacío	\$ 5.000	\$ 15.000
4	Acoples 1/4"	Acople para manguera bomba a vacío	\$ 4.000	\$ 16.000
5	Plástico poroso (mt)	Plástico poroso para extracción exceso de resina	\$ 7.200	\$ 36.000
3	Plástico (mt)	Plástico para realizar vacío	\$ 3.800	\$ 11.400
5	Espuma guata 10mm (mt)	Espuma guata para absorción de exceso de resina	\$ 3.000	\$ 15.000
1	Broca 1/8"	Broca para perforación	\$ 6.700	\$ 6.700
1	Juego de fresas	Juego de fresas para motortul mini	\$ 29.500	\$ 29.500
VALOR TOTAL				\$ 442.240

Tabla 2. Materiales mecánicos

MATERIALES DE SUJECIÓN PACIENTE:

Cantidad	Materiales	Descripción	Valor Unitario	Valor Total
2	Neopreno de 1mt x 1,40mt x 5mm	Material para sujeción de extremidades	\$ 16.500	\$ 33.000
6	Velcro de 6.8cm de ancho x 1mt	Material para sujeción de extremidades	\$ 2.200	\$ 13.200
2	Broche mochila con seguro	Broche Macho-Hembra para arnés	\$ 3.000	\$ 6.000
10	Riata de seguridad (mt)	Riata para arnés calidad cinturón de seguridad vehículos	\$ 3.000	\$ 30.000
10	Broche de seguridad	Broche de sujeción armadura de arnés	\$ 1.200	\$ 12.000
VALOR TOTAL				\$ 94.200

Tabla 3. Materiales de sujeción paciente.

COMPONENTES ELECTRÓNICOS PARA DISEÑO MECATRÓNICO:

Cantidad	Materiales	Descripción	Valor Unitario	Valor Total
1	Arduino Uno R3	Placa Arduino 1, para programación	\$ 25.000	\$ 25.000
1	Modulo 1298	Módulo de control motor	\$ 17.000	\$ 17.000
1	Modulo Bluetooth HC05	Módulo de comunicación vía bluetooth	\$ 15.000	\$ 15.000
1	Fuente de alimentación FineOn Model :fspl 700	Fuente de alimentación VCC 6 amp	\$ 28.000	\$ 28.000
1	Celda de carga para 50kg	Celda piezoeléctrica para medir carga	\$ 10.000	\$ 10.000
1	Modulo transmisor de celda de carga	Transductor de datos de carga	\$ 12.000	\$ 12.000
30	Puentes Macho-Hembra	Cables conectores Arduino con módulos	\$ 7.000	\$ 210.000
VALOR TOTAL				\$ 317.000

Tabla 4. Componentes electrónicos para diseño mecatrónico

6. RESULTADOS

En el presente estudio, se realizaron pruebas finales del prototipo base número 1, donde se llevaron a cabo mediciones, diseños y adecuaciones con el objetivo de obtener un resultado final. Es importante destacar que se realizó la superposición del prototipo sobre una persona con la discapacidad objeto de estudio.

En el primer ensamblaje, se observó que las articulaciones del cuerpo presentaron un comportamiento ambiguo. Cuando se colocaron sobre un material rígido, las articulaciones mecánicas fabricadas se desplazaron linealmente en comparación con las articulaciones óseas.



Ilustración 34. Ensamble de soporte extremidad media

Después de realizar el ensamblaje inicial de las extremidades, se evidenció que el paciente presentaba una alta rigidez espástica en su posición sentado, lo cual generaba un movimiento diferencial entre las extremidades corporales y afectaba el posicionamiento gradual del sistema electromecánico.



Ilustración 35. Ensamble de prototipo en extremidades inferiores del paciente



Ilustración 36. Finalización de ensamble miembros inferiores

Al realizar las pruebas de levantamiento utilizando un techo polipasto de ½ tonelada, se observó que el diseño inicial del arnés presentaba puntos de sujeción alternativos y variables, lo cual implicaba la necesidad de contar con puntos de fijación específicos a nivel del tronco.



Ilustración 37. Levantamiento del paciente sin soporte aliado

Como resultado final, se observó que el levantamiento completo del paciente requería cumplir con elementos y parámetros de seguridad que debían mantenerse una vez que el paciente se encontrara en posición erguida. Es importante destacar que los dispositivos de apoyo utilizados para el cambio a la posición de bipedestación mejoraron los puntos de apoyo naturales a nivel de la lesión y aliviaron por completo la condición del paciente.



Ilustración 38. Finalización del levantamiento de paciente con sistema adherido

CONCLUSIONES

Se concluye que la fabricación de un sistema electromecánico de bipedestación requiere un estudio unilateral para cada paciente, centrándose en su lesión medular como base principal para realizar el cambio de posición.

Las actualizaciones y autorizaciones médicas son factores importantes que se requiere antes de iniciar la fabricación de un sistema electromecánico con la capacidad de cambiar la posición corporal.

Es necesario realizar un montaje inicial y una fase de sustentación en el paciente después de un tiempo mínimo de 5 meses de terapia corporal, la terapia ayuda a mejorar la espasticidad y la condición física del paciente, lo cual facilita su uso diario del sistema.

Es importante destacar que las terminaciones nerviosas del paciente que aún siguen funcionales reaccionan a los cambios bruscos de movimiento, por lo que se debe realizar un levantamiento cíclico y gradual de acuerdo con estas respuestas, debido a que el uso continuo podría llegar a generar lesiones corporales no deseadas, puesto que durante el cambio de posición genera puntos alternos de presión, por ende para evitar estas lesiones es necesario que el sistema electromecánico este diseñado con una parte rígida y una parte de tapones corporales, de manera que la incorporación de una vía electrónica de control sub-automático proporcionaría versatilidad, demostrando un patrón de mejora emocional y a su vez ofreciendo una herramienta básica que puede ser accesible y actualizable para todas las personas, esta automatización requiere de apoyo técnico de las correspondientes áreas.

REFERENCIAS

- ARDUINO . (2023). *Arduino.cl*. Obtenido de <https://www.arduino.cc/>
- Barbero, E. J. (2017). *Introduction to Composite Materials Design: Edition 3*. CRC Press.
- Chestnut, H. (1955). *Servomechanisms and Regulating System Design*. New York: wiley.
- CYBERDYNE. (2021). *HAL FOR MEDICAL USE*. Obtenido de https://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html
- CYBERDYNE. (2021). *Experience HAL's robotic assistance[Fotografía]*. Obtenido de <https://www.cyberdyne.jp/english/studio/HALDemo.html>
- Ekso Bionics. (07 de Diciembre de 2022). *EksoNR - Ekso Bionics*. Obtenido de <https://eksobionics.com/eksonr/>
- Gibson, R. (2012). *Principles of Composite Material Mechanics*. CRC Press.
- Mallick, P. (2007). *Fiber-Reinforced Composites: Materials, Manufacturing, and Design*. CRC Press.
- MIT. (2023). *appinventor.mit*. Obtenido de <http://appinventor.mit.edu/>
- ReWalk Robotics, Inc. (7 de Marzo de 2023). *ReWalk Robotics - More Than Walking*. Obtenido de <https://rewalk.com/>
- Technaid. (10 de Mayo de 2021). *Exoesqueleto Robótico - Exo-H3 | Technaid - Leading Motion*. Obtenido de <https://technaid.com/es/productos/robotic-exoskeleton-exo-h3/>
- Zelnik, J. P. (1996). *Human dimensión & interior space.A source book of design reference standards*. Barcelona: Ediciones G. Gili, SA, México. D.F. 1984.