



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

DESARROLLO DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBRO INFERIOR

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:

INGENIERO EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

21621019

JUAN CARLOS RIVERA ALVARENGA

21611177

JONATHAN OTTONIEL RODRÍGUEZ MEJÍA

ASESOR: REYNA VALLE

CAMPUS: SAN PEDRO SULA;

OCTUBRE, 2022

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, agradezco a Dios, quien me ha guiado a lo largo de mi vida, llenándome de bendiciones, amor y demostrándome que su bondad hacia mí no tiene límites, guiándome en mi camino con las personas correctas, brindándome fortaleza y sabiduría para poder sobrellevar los momentos difíciles presentados en mi camino.

Gracias a mis padres por su apoyo incondicional y amor recibido en cada momento de mi vida, gracias por ser los principales impulsores de mis sueños, por confiar en mí cada día y creer en mis capacidades, por educarme con los mejores valores, actitudes para enfrentar la vida como el trabajo, el esfuerzo, la disciplina, la responsabilidad, la tolerancia, la paciencia, el respeto, el agradecimiento, el amor, la reciprocidad, y el buen humor que los caracteriza. Gracias a mi madre Floridalma Alvarenga por estar en cada paso de mi vida, por sus consejos a cada día ofreciéndome y mostrándome las adversidades de la vida; gracias a mi padre Juan Benjamín Rivera por siempre ser mi consejero y por cada una de sus palabras que me han guiado por el camino correcto para ser un hombre de bien.

Quiero expresar mi gratitud a dos personas incondicionales en mi vida, mi hermana mayor Fanny Gisella Rivera que me ha brindado su completo apoyo y que me ha soportado en muchos de mis momentos críticos, siendo un modelo de vida, digna de mi completa admiración, a mi hermana menor Dariela Rivera por su apoyo incondicional, siempre contagiándome con su buen humor y motivándome a creer en mí. Agradezco a los docentes de UNITEC que me compartieron sus conocimientos a lo largo de mi carrera universitaria, haciendo referencia especial al ingeniero Reyna Elizabeth Valle Ordoñez, quien desde que comenzó su recorrido en UNITEC nos ha evidenciado que somos capaces de dar un extra a cada una de las asignaciones, motivándome a llevar mi potencial a un nivel más alto. Gracias a mi novia Diana Santamaria, la cual a cada momento me ha apoyado y motivado. Gracias a don Mainor Rodríguez y Amelia Mejía por tratarme como una familia, representan mucho en mi último año estudiantil. A mi amigo, colega Jonathan Rodríguez por su sincera amistad y siempre con aptitud positiva ante cualquier dificultad con nuestras clases, se convirtieron en las mejores experiencias, anécdotas, buen humor, aprendizajes y grandes afectos que recordaré por siempre.

Gracias a la vida por este nuevo Éxito.

En primer lugar, quiero agradecer a Dios, quien me ha bendecido a lo largo de mi vida, poniendo en mi camino a las personas correctas que han sido de ayuda para mi desarrollo, dándome sabiduría para poder sobrellevar todos los momentos difíciles que se han presentado.

Gracias a mis padres por el amor y apoyo incondicional que me han brindado en todo momento gracias por ser los principales promotores de mis sueños, por educarme con principios y valores, por haberme dado el ejemplo de hacer todas las cosas de una manera correcta. Gracias a mi padre Mainor Rodriguez por siempre ser mi consejero y darme su apoyo incondicional; gracias a mi madre Amelia Mejía por estar siempre conmigo y por apoyarme en mis decisiones. De la misma manera agradezco a mi hermana Zeylin Rodriguez quien ha estado siempre conmigo ayudándome en lo que he necesitado y por los buenos tiempos que hemos compartido juntos, por esto y por mucho más les agradezco por haberme dado la oportunidad de lograr cumplir una meta más en mi vida, gracias a mi amigo y colega Juan Rivera con quien he compartido mucho tiempo y juntos hemos logrado muchos éxitos a lo largo de nuestra formación profesional.

Agradezco a los docentes de UNITEC que me compartieron sus conocimientos a lo largo de la preparación de mi profesión, haciendo una mención especial a la Ingeniero Reyna Valle quien nos apoyó desde el primer momento hasta el último y nos ha enseñó a dar lo mejor de nosotros en cada actividad que desarrollamos. Gracias a mis amigos, por haber hecho de momentos vacíos las mejores experiencias y anécdotas que nunca olvidare de la misma manera quiero agradecer a la Fundación Teletón por habernos abierto sus puertas y haber sido de mucha ayuda en el desarrollo de nuestro proyecto de investigación.

Gracias a la vida por este nuevo Éxito.

EPÍGRAFE

"La verdadera felicidad radica en la finalización del trabajo utilizando tu propio cerebro y habilidades"

– Soichiro honda

RESUMEN EJECUTIVO

La lesión de medula espinal es un problema neurológico devastador, el cual afecta de diversas maneras a las personas que las sufren día a día, el manejo de estas requiere de muchos recursos. Hoy en día los números de pacientes que sufren de lesiones medulares ha aumentado notablemente, según datos estadísticos, la fundación Teletón Honduras ha brindado atención a 124 personas en un lapso de tiempo de 3 años comprendido del 2019 al 2022. Estos pacientes se enfrentan con diversos retos para poder reintegrarse a la vida familiar, social y profesional. Los adultos con lesiones medulares presentan una alta tasa de desempleo de más del 60% en el ámbito mundial. Por estos motivos se intenta implementar un prototipo de exoesqueleto de miembro inferior para brindar una solución en el apoyo del proceso de rehabilitación de estos pacientes, con los diferentes movimientos mecánicos que realiza el exoesqueleto mediante actuadores lineales presenta muchas ventajas respecto a los métodos utilizados en la actualidad.

Palabras clave: Actuadores, Diseño, Exoesqueleto, Microprocesador, Paraplejia, Rehabilitación.

ABSTRACT

The spinal cord injury is a devastating neurological problem, which affects in various ways to people who suffer from it every day, the management of these requires many resources. Today the number of patients suffering from spinal cord injury has increased significantly, according to statistics, the Teletón Honduras Foundation has provided care to 124 people in a period of 3 years from 2019 to 2022. These patients face various challenges to be able to reintegrate into family, social and professional life. Adults with spinal cord injury have a high unemployment rate of more than 60% worldwide. For these reasons, an attempt is made to implement a lower limb exoskeleton prototype to provide a solution to support the rehabilitation process of these patients, with the different mechanical movements performed by the exoskeleton through linear actuators presenting many advantages over the methods currently used.

Keywords: Actuators, Design, Exoskeleton, Microprocessor, Paraplegia, Rehabilitation.

ÍNDICE DE CONTENIDO

I. Introducción.....	17
II. Planteamiento del problema.....	19
2.1 Precedentes del problema.....	19
2.2 Definición del problema.....	21
2.3 Justificación.....	21
2.4 Preguntas de Investigación.....	22
2.5 Objetivos.....	22
2.5.1 Objetivo general.....	22
2.5.2 Objetivos específicos:.....	22
III. Marco teórico.....	23
3.1 Análisis de situación actual.....	23
3.2 Análisis de Macroentorno.....	23
3.2.1 Enfermedades Neurodegenerativas.....	23
3.2.1 Diseño de exoesqueleto.....	27
3.2.2 Evolución de exoesqueletos.....	29
3.2.3 Paraplejia.....	30
3.2.4 Exoesqueletos para rehabilitación.....	31
3.2.5 Exoesqueleto motorizado ExoAtlet desarrollado en Moscú y Rusia.....	32
3.2.6 EXOESQUELETO ATALANTE desarrollado en Francia.....	33
3.2.7 Exoesqueleto Rex Bionics desarrollado en nueva Zelanda.....	34
3.2.8 EXOESQUELETO HAL desarrollado en Japón.....	35
3.2.9 Exoesqueleto KEEOGO desarrollado en Canadá.....	36
3.2.10 EXOESQUELETO INDEGO desarrollado en Estados Unidos.....	37
3.2.11 Exoesqueleto E-HELPER AZARYA desarrollado en Rusia.....	38
3.2.12 Exoesqueleto ReWalk desarrollado en Madrid, España.....	40
3.2.13 Exoesqueleto Honda Walking Assist Device.....	40
3.3 Análisis de Microentorno.....	42
3.3.1 Fabricación de dispositivos protésicos en Honduras.....	42
3.4 Análisis interno.....	46
3.5 Teoría de sustento.....	48
3.5.1 Interacción Humano - Robot.....	48
3.5.2 Biomecánica.....	50
3.5.3 Biomecánica del cuerpo humano.....	51
IV. Metodología.....	53

4.1 Enfoque.....	53
4.1.1 Hipótesis.....	53
4.2 Variables de investigación	53
4.2.1 Variables dependientes	54
4.2.2 Variables independientes	54
4.3 Técnicas e instrumentos aplicados	55
4.3 Materiales.....	55
4.5 Población y muestra.....	55
4.6 Metodología de estudio	59
4.6.1 Nivel de Sistemas	60
4.6.2 Niveles de Subsistemas.....	61
4.6.3 Elaboración de partes	62
4.6.4 Implementación	63
4.6.5 Integración de partes.....	63
4.6.6 Integración de subsistemas	64
4.6.7 Integración de sistemas	66
4.7 Metodología de validación.....	67
4.7.1 Ficha Técnica Bruno Munari	67
4.8 Cronograma de actividades	83
V. Resultados y análisis	84
5.1 Cinemática y Cálculo de fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano.....	84
5.1.1 Cálculo de fuerza resultante	87
5.1.2 Cálculo de momentos torsionales.....	88
5.2 Sistema de control	91
5.2.1 Subsistema de activación de motores	91
5.2.2 Subsistema de interfaz de usuario.....	94
5.2.3 Subsistema de procesamiento.....	94
5.3 Sistema mecánico	95
5.3.1 Subsistema de estructura	103
5.3.2 Subsistema de mecanismo de movimiento.....	104
5.4 Sistema eléctrico.....	107
5.4.1 Subsistema de alimentación	107
5.5 Diseño de prototipo en SolidWorks.....	108
VI. Conclusiones	110
VII. Recomendaciones.....	111

Referencias.....	112
Bibliografía	121
Anexos.....	1

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Neuroimagen de Pacientes con Ictus Isquémico Agudo y Oclusión de la Arteria Cerebral Media Izquierda	24
Ilustración 2 Incidencias de casos de LME en algunos países del mundo.....	25
Ilustración 3 Representación macroentorno de exoesqueleto.....	27
Ilustración 4 Diseño de extremidad inferior.....	28
Ilustración 5 Exoesqueleto para rehabilitación.....	31
Ilustración 6 A) Primer intento de paso con exoesqueleto. B) Segundo movimiento. C) Paso afianzado usando exoesqueleto. D) Escenario general que incluye terapeuta, paciente, escaleras, pasamanos y muletas.....	33
Ilustración 7 Exoesqueleto ATALANTE.....	34
Ilustración 8 Exoesqueleto Rex Bionics.....	35
Ilustración 9 Exoesqueleto Honda Walking Assist	41
Ilustración 10 Logo Fundación CAMO.....	42
Ilustración 11 Logo Teletón.....	43
Ilustración 12 Logo NEOTEC	43
Ilustración 13 Logo Ortoprotésica.....	44
Ilustración 14 Logo HGSF	44
Ilustración 15 Logo GUALA	45
Ilustración 16 Porcentaje de causas de discapacidad en el Departamento Francisco Morazán, Honduras 2016.....	48
Ilustración 17 Robot ayudante.....	49
Ilustración 18 Variables dependientes e independientes	53
Ilustración 19 Total de personas atendidas con lesiones medulares	56
Ilustración 20 Porcentaje de personas con lesión medular por edades	57
Ilustración 21 Productividad de personas con lesión medular.....	58
Ilustración 22 Escolaridad de personas con lesión medular.....	59
Ilustración 23 Metodología en V.....	59
Ilustración 24 Metodología en V.....	¡Error! Marcador no definido.
Ilustración 25 Diagrama de sistemas y Subsistemas	60

Ilustración 26 Elaboración de partes A) Plantilla B) Maquinado de pieza	62
Ilustración 27 Soldadura tobillo y pie	62
Ilustración 28 Implementación de diseño	63
Ilustración 29 Elaboración Integración de partes en SolidWorks	63
Ilustración 30 Integración de partes en físico	64
Ilustración 31 Prototipo final desarrollado.....	64
Ilustración 32 Integración de subsistema mecánico y estructura	65
Ilustración 33 Integración de sistema de control	65
Ilustración 34 Integración de sistemas	66
Ilustración 35 Exoesqueleto Indego	67
Ilustración 36 Embalaje de Exoesqueleto Indego	72
Ilustración 37 Cronograma de Actividades	83
Ilustración 38 Análisis Cinemático de 3 eslabones.....	84
Ilustración 39 Distribución de reacciones por extremidades.....	86
Ilustración 40 Fuerzas resultantes	87
Ilustración 41 Tobillo.....	89
Ilustración 42 Relación de ángulos rodilla	90
Ilustración 43 Diagrama de flujo de Código de programación.....	91
Ilustración 44 Código de programación en Arduino: Definición de Variables y Puertos.	92
Ilustración 45 Código de programación en Arduino: Definición de Entradas y Salidas.....	93
Ilustración 46 Código de programación en Arduino: Definición de los Movimientos a realizar (Pierna Derecha).....	93
Ilustración 47 Código de programación en Arduino: Definición de los Movimientos a realizar (Pierna Izquierda).....	94
Ilustración 48 Interfaz de la Aplicación Móvil	94
Ilustración 49 Fémur prueba de Von Mises	95
Ilustración 50 Fémur prueba de factor de seguridad	96
Ilustración 51 Rodilla prueba de Von Mises	96
Ilustración 52 Prueba factor de seguridad rodilla	97
Ilustración 53 Prueba Von Mises a Tibia.....	97
Ilustración 54 Prueba Factor de seguridad a Tibia.....	98

Ilustración 55 Prueba Von mises a Tobillo	98
Ilustración 56 Prueba factor de seguridad a Tobillo	99
Ilustración 57 Prueba de Von Mises a unión cadera espalda	99
Ilustración 58 Prueba factor de seguridad a Unión cadera espalda	100
Ilustración 59 Prueba Von Mises a Unión Fémur	100
Ilustración 60 Prueba factor de seguridad a Unión Fémur	101
Ilustración 61 Prueba Von Mises a Unión P Fémur	101
Ilustración 62 Prueba Factor de seguridad Unión P Fémur	102
Ilustración 63 Prueba Von Mises a Unión Rodilla Tibia	102
Ilustración 64 Prueba factor de seguridad Unión Rodilla Tibia	103
Ilustración 65 Mecanismo de movimiento.	104
Ilustración 66 Verticalizador utilizado actualmente en la unidad de rehabilitación en Teletón.	105
Ilustración 67 Actuadores Lineales utilizados. A) Actuador de Tobillo, B) Actuador de Cadera, C) Actuador de Rodilla.	106
Ilustración 68 Diseño 3D del prototipo.	108
Ilustración 69 Partes del prototipo desarrollado.	108
Ilustración 70 Maquinado 1 piezas	1
Ilustración 72 Maquinado 2 piezas	1
Ilustración 73 Maquinado 3 piezas	1
Ilustración 74 Piezas ya maquinadas	1
Ilustración 75 Proceso de integración de sistema de control.....	129
Ilustración 76 Primeras capas de fibra a respaldar.....	129
Ilustración 77 Creación molde respaldar.....	129
Ilustración 78 Respaldar finalizado.....	129
Ilustración 79 Acuerdo de confidencialidad y no divulgación Teletón Juan Rivera	130
Ilustración 80 Acuerdo de confidencialidad y no divulgación Teletón Jonathan Rodriguez .	130

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Distribución de los tipos de discapacidad en el Departamento de Francisco Morazán, Honduras, 2016.....	47
Tabla 2 Grados de libertad de miembro inferior.....	52
Tabla Variables antropométricas.....	61
Tabla Dimensiones del exoesqueleto INDEGO.....	68
Tabla . Dimensiones de paciente para el exoesqueleto para rehabilitación robótica INDEGO	69
Tabla Descripción y clasificación de materiales del Exoesqueleto INDEGO	69
Tabla Pesos establecidos en el exoesqueleto para rehabilitación robótica INDEGO.....	70
Tabla Comparativa de precios de diferentes exoesqueletos robóticos	72
Tabla Factores humanos según "Ergonomía para el diseño"	75
Tabla Factores ambientales según "Ergonomía para el diseño"	76
Tabla Factores objetuales según "Ergonomía para el diseño"	76
Tabla Principios de Diseño Universal aplicados al exoesqueleto Indego.	78
Tabla Materiales y su toxicidad	81
Tabla Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo	85
Tabla Peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo	85
Tabla Reacciones de Newton.....	86
Tabla Reacciones totales	86
Tabla Distribución de reacciones de exoesqueleto	87
Tabla Comparación de Microcontroladores	94
Tabla Comparación de materiales.....	103
Tabla Comparación de motores	105
Tabla Comparación de controlador para motor	106
Tabla Comparación de fuentes de voltaje.....	107

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Fuerza	61
Ecuación 2 Peso	61
Ecuación 3 Fuerza externa	85
Ecuación 4 Relación de ángulos tobillo	89

GLOSARIO

Las definiciones contenidas en este glosario son extraídas del diccionario de La Real Academia Española (RAE). De la misma manera se extraen conceptos de otras fuentes de ayuda.

Actuador: es aquel dispositivo que puede transformar energía eléctrica, hidráulica o neumática cuando se activa un proceso con el objetivo de crear un efecto sobre un determinado proceso automatizado («¿Qué es actuador?», 2015)

Antropometría: Estudio de las proporciones y medidas del cuerpo humano (ASALE & RAE, s. f.-a)

CAD: Diseño asistido por computadora.

Duraluminio: Aleación de aluminio con magnesio, cobre y manganeso, que tiene la dureza del acero (ASALE & RAE, s. f.-b).

Dureza: Resistencia que opone un mineral a ser rayado por otro (ASALE & RAE, s. f.-c).

EM: Esclerosis Múltiple.

EMG: Electromiografía.

Ergonomía: Estudio de la adaptación de las máquinas, muebles y utensilios a la persona que los emplea habitualmente, para lograr una mayor comodidad y eficacia (ASALE & RAE, s. f.-d).

Espasticidad: Hipertonía muscular de origen cerebral que se manifiesta por espasmos (ASALE & RAE, s. f.-e).

GDL: Grados de libertad.

Ictus: Enfermedad cerebral de origen vascular que se presenta de un modo súbito (ASALE & RAE, s. f.-f).

IHR: Interacción Humano Robot.

Isquemia: Disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo de una parte del cuerpo, producida por una alteración normal o patológica de la arteria o arterias aferentes a ella (ASALE & RAE, s. f.-g).

LME: Lesión de medula espinal.

Neurodegenerativo: Perteneiente o relativo a la degradación de las funciones neuronales (ASALE & RAE, s. f.-h).

Prototipo: Ejemplar original o primer molde en que se fabrica una figura u otra cosa (ASALE & RAE, s. f.-i).

RM: Rango de Movimiento.

I. INTRODUCCIÓN.

Los dispositivos para rehabilitación de miembros inferiores cumplen con la función de sustituir la extremidad y simulando el movimiento natural de dicho miembro, en esta investigación se presenta el desarrollo de prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior para pacientes parapléjicos, ya que según la revista médica hondureña un 89% de 46 pacientes sufren de paraplejia completa, para dicha investigación se implementara el software de diseño y diferentes análisis de componentes mecánicos y electrónicos para garantizar el funcionamiento correcto.

El siguiente estudio se divide en diferentes capítulos que beneficiaran a comprender el proceso de ejecución del proyecto, por lo cual a continuación se brindara un breve detalle de lo que comprenderá cada capítulo:

Capitulo II. En este capítulo se muestra como el problema de lesiones medulares y específicamente a pacientes con paraplejia ya que representan un 89.1 % de las lesiones medulares en Honduras (Chang Zelaya, 2008). Debido a esto, se establecen los precedentes del problema, definición del problema y justificación. Se demostrarán los requerimientos solicitados a partir de las preguntas de investigación y objetivos del proyecto.

Capitulo III. El marco teórico es el que permite sustentar la información necesaria y de esta forma lograr la resolución del problema, y es donde se adquirieron los conocimientos necesarios, así como entrar un poco más a fondo sobre que es la paraplejia completa, rehabilitación necesaria y tiempo, exoesqueletos de rehabilitación, componentes y viabilidad de empleo de dicho prototipo para pacientes parapléjicos.

Capítulo IV. En este capítulo se abordará la metodología de investigación empleada, en la cual se da a conocer cada una de las etapas y fases para llevar a cabo el desarrollo y el análisis de esta investigación, se establecen las variables dependientes e independientes, herramientas y materiales, y cronograma de actividades a realizar para crear el prototipo de exoesqueleto para miembro inferior.

Capítulo V. Este capítulo consiste en análisis y resultados donde se estudia los aportes generados por las teorías de sustento expuestas en el capítulo III de la presente investigación y se mostrara las diferentes etapas de la metodología que se implementó.

Capítulo VI. En este capítulo se muestran las conclusiones presentes en los resultados que se obtienen en las pruebas, y se concluye, teniendo en cuenta los objetivos que se establecieron al inicio del proyecto.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El propósito principal de este capítulo es mostrar la crisis de pacientes con paraplejía en Honduras y es una patología que afecta a gran cantidad de personas en la actualidad, por lo tanto, se establecen los precedentes del problema, definición del problema y justificación. Se mostrarán los requerimientos solicitados con base en las preguntas de investigación y objetivos del proyecto.

2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA

Organización mundial de la Salud, (2014) menciona lo siguiente sobre su estudio:

La incidencia mundial de las lesiones medulares, tanto traumáticas como no traumáticas, probablemente se sitúe entre 40 y 80 casos por millón de habitantes. Sobre la base de la población mundial estimada en 2012, esto significa que, cada año, entre 250 mil y 500 mil personas sufren una LME.

Históricamente, hasta el 90% de las lesiones medulares han sido de origen traumático, pero datos de los estudios más recientes indican una leve tendencia al aumento de las LME no traumáticas. Los estudios disponibles reportan una incidencia de las LME no traumáticas de 26 por millón, no hay estimaciones mundiales de la prevalencia de las LME. Los datos sobre la incidencia y la prevalencia de LME son insuficientes e incoherentes, aun en países desarrollados, las cifras varían debido a diferencias en la identificación de los casos y a la metodología de modelización utilizada, así como a diferencias reales de epidemiología. Por ejemplo, las cifras de prevalencia de las LME traumáticas varían entre 280 por millón de habitantes en Finlandia, 681 por millón en Australia y 1.298 por millón en Canadá. La prevalencia de las LME no traumáticas en adultos y niños en Australia asciende a 367 por millón, y en Canadá, a 1.227 por millón.

En 2010, la prevalencia de las LME traumáticas y las LME no traumáticas combinadas en Canadá fue de 2,525 por millón de habitantes, lo cual representa una creciente prevalencia de las LME en algunos países. La prevalencia creciente de LME en países de altos ingresos debido al aumento de las tasas de supervivencia, que han llegado a cerca del 70% de la expectativa de vida de la población en general para las personas con tetraplejía y al 88% para las personas con paraplejía completa. Sin embargo, las tasas de supervivencia en los países de ingresos bajos y medianos representan un aumento y esto

contribuye al desarrollo de mayor prevalencia. Es probable que el envejecimiento mundial de la población haga aumentar las tasas de LME no traumáticas, y de hecho existe una leve tendencia al incremento de la proporción de las LME no traumáticas dentro de las LME en general.

(OMS, 2013) menciona lo siguiente sobre su estudio:

El 90% de las lesiones medulares se debe a causas traumáticas como los accidentes de tránsito, las caídas o la violencia. Existen variaciones entre las distintas regiones. Así, por ejemplo, los accidentes de tránsito son la principal causa de lesiones medulares en la Región de África casi el 70% de los casos y la Región del Pacífico Occidental 55% de los casos, mientras que las caídas son la causa principal en la Región de Asia Sudoriental y la Región del Mediterráneo Oriental 40% de los casos. Las lesiones medulares no traumáticas están ocasionadas por enfermedades como los tumores, la espina bífida o la tuberculosis.

La mayoría de las personas con lesiones medulares experimentan dolor crónico y se estima que entre el 20% y el 30% muestran signos de depresión clínicamente significativa. Las personas con lesiones de la médula espinal también corren el riesgo de sufrir complicaciones debilitantes y mortales, como trombosis venosa profunda, infecciones del tracto urinario y complicaciones respiratorias. Las lesiones medulares se asocian con tasas reducidas de matrícula escolar y una menor participación económica. Los niños con lesiones medulares tienen menos probabilidades que sus iguales de empezar a ir a la escuela, y, una vez matriculados, menos posibilidades de progresar. Los adultos con lesiones medulares se enfrentan a obstáculos similares en cuanto a su participación en términos socioeconómicos, con una tasa de desempleo superior al 60% a nivel mundial según la organización mundial de la salud, las lesiones medulares tienen un elevado costo para el individuo y la sociedad ((Torres et al., 2016).

Muchas de las consecuencias asociadas a la lesión medular no se deben a la lesión en sí, sino a la existencia de servicios médicos y de rehabilitación inadecuados, y a los problemas físicos, sociales y políticos que enfrentan las personas con este trastorno que los obstaculizan, el hecho de inclusividad en la comunidad. Se necesita urgentemente la plena implementación de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad la cual se centra en

que las acciones sean destinadas a dar una mayor igualdad de oportunidades a las personas con discapacidad, en la cual se destaca la importancia de incorporar las cuestiones relativas a la discapacidad como parte integrante de las estrategias pertinentes de desarrollo sostenible, para remediar estas deficiencias y superar estos obstáculos (Naciones Unidas, 2006).

2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

El desarrollo de la rehabilitación se realiza principalmente a través de terapias convencionales de las cuales los encargados son las personas capacitadas en fisioterapia. Actualmente, con la inclusión de dispositivos robóticos, se puede incrementar la precisión y calidad en las terapias, reintegrando a los pacientes a sus actividades cotidianas en un tiempo menor. Los principales problemas que se presentan al desarrollar un dispositivo para rehabilitación son: determinar las tareas de movimiento que debe realizar el dispositivo y determinar el diseño mecánico apropiado para tareas de locomoción realizadas por pacientes, porque sus especificaciones y entradas mecánicas limitan el diseño y el control mecánico de los robots terapéuticos (SOSA MENDEZ, 2017).

Los dispositivos con los que se cuenta actualmente no están diseñados para la población Hondureña, y pueden causar muchos problemas al interactuar con los pacientes, además, estos dispositivos no pueden igualar la movilidad de los miembros a rehabilitar, debido a que presentan limitantes en el número de grados de libertad, pequeños rangos de movimiento o pares limitados de salida, afectando el movimiento natural del miembro a rehabilitar, asimismo, es difícil tanto para instituciones públicas como privadas acceder a los dispositivos comerciales debido a que presentan altos costos tanto en adquisición como en mantenimiento.

2.3 JUSTIFICACIÓN

En Honduras existen muchos casos de personas las cuales poseen enfermedades neurodegenerativas originadas por varias causas las cuales están muy influenciadas por factores como ser enfermedades crónicas, factores ambientales, accidentes de tráfico, hábitos alimenticios, etc. Estas enfermedades generan dificultades en las personas para poder desarrollarse de manera normal en la sociedad. La paraplejia, por ejemplo, es cuando se da una parálisis de los miembros inferiores debido a una lesión medular, con la rehabilitación lo que se pretende es lograr reintegrar a un determinado individuo como elemento activo e independiente en todo sentido. La rehabilitación juega un papel importante y la

implementación de un exoesqueleto para la misma generara un alto impacto y mucho beneficio para los pacientes que requieren de una terapia física ya que permite realizar los ejercicios necesarios de una mejor manera y más precisa además reduciendo la intervención parcialmente por parte del fisioterapeuta, e igual el proceso de recuperación se acelera dado que el exoesqueleto se complementa implementando patrones de marcha.

2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

1. ¿Qué deficiencias tiene Honduras en el campo de rehabilitación de pacientes parapléjicos, que serán fortalecidas con la implementación del prototipo de exoesqueleto de miembro inferior?
2. ¿Qué porcentaje de la población en Honduras tiene una enfermedad neurodegenerativa y cómo es el proceso de rehabilitación?
3. ¿Cuál es el mejor material adecuado para la construcción del prototipo de un exoesqueleto de miembro inferior?
4. ¿Qué ventajas ofrece la implantación de un exoesqueleto para el proceso de rehabilitación de un paciente con paraplejia?

2.5 OBJETIVOS

2.5.1 OBJETIVO GENERAL

- Diseñar y fabricar un prototipo de exoesqueleto de miembro inferior que aporte para la rehabilitación de pacientes parapléjicos.

2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- Determinar cuáles son las deficiencias en Honduras en el área de rehabilitación de pacientes parapléjicos.
- Demostrar estadísticas de pacientes con paraplejia en Honduras con detecciones de hace 3 a 5 años de diagnóstico.
- Determinar los materiales apropiados para el desarrollo de prototipo que cuente con los requisitos mínimos.
- Describir las ventajas que brindará el uso de dicho dispositivo en pacientes parapléjicos.

III. MARCO TEÓRICO

En el desarrollo de este capítulo se darán a conocer ciertos aspectos que serán de ayuda para comprender más a fondo la investigación realizada sobre los exoesqueletos para rehabilitación y cuáles son las terapias físicas que se emplean en el tratamiento de la paraplejia.

3.1 ANÁLISIS DE SITUACIÓN ACTUAL

Las enfermedades neurodegenerativas comprenden un grupo diverso de afectaciones del sistema nervioso, lo que resulta en un curso severo y progresivo de discapacidad. Su pronto tratamiento puede resultar en una mejora positiva para aliviar síntomas como ser el dolor y aumentar la movilidad por lo que en estas patologías la rehabilitación juega un papel importante, ya que todas ellas conducen a una degeneración severa de órganos físicos y la rehabilitación ayuda a detener esto.

3.2 ANÁLISIS DE MACROENTORNO

3.2.1 ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS

Las enfermedades neurodegenerativas son un deterioro progresivo y la mayoría de casos irreversible, es una progresión que lleva a algún tipo de demencia, caracterizada básicamente por el deterioro cognitivo que afecta a diferentes áreas como: memoria, función ejecutiva, habilidades relaciones interpersonales, especialmente al rendimiento La vida cotidiana de las personas afectadas (Pilar 2018).

3.2.1.1 Ictus

Un accidente cerebrovascular (Ictus) es causado por un trastorno de la circulación cerebral que altera temporal o permanentemente el funcionamiento de una o más partes del cerebro. Es la tercera causa principal de muerte en el mundo occidental, la principal causa de discapacidad permanente entre los adultos y una de las principales causas de déficit neurológico en los ancianos. Un trastorno repentino del flujo de sangre al cerebro que altera la función de una parte del cerebro se denomina accidente cerebrovascular. La mayoría de los pacientes con accidente cerebrovascular tendrán efectos secundarios que limitarán su independencia y afectarán su calidad de vida. Los síntomas de un ataque cerebrovascular son muy diversos, dependiendo de la región del cerebro involucrada: síntomas puramente sensoriales o motores o una combinación de ambos (Azorín et al., 2017).

Cada año en los Estados Unidos, aproximadamente 700 mil personas sufren un accidente cerebrovascular isquémico agudo, antes de los tratamientos modernos, la mortalidad temprana era del 10% entre los sobrevivientes, la mitad tenía déficits neurológicos de moderados a severos y una cuarta parte dependía de otros. La introducción de alteplasa intravenosa en 1995 condujo a una mejora sustancial en los resultados. Recientemente, la trombectomía mecánica efectiva ha alterado radicalmente el manejo inicial en muchos pacientes, y a continuación se puede observar imagen neurológica con patología de ictus isquémico y oclusión de arteria (Powers, 2020).

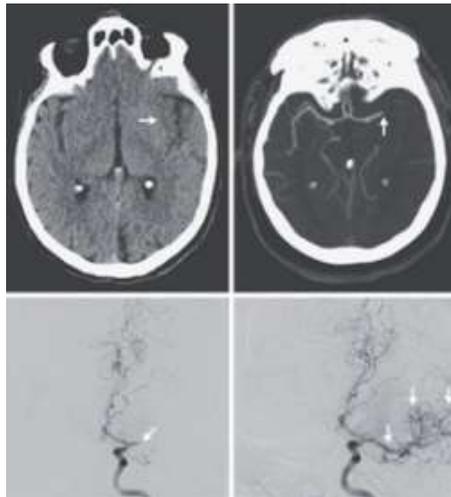


Ilustración 1 Neuroimagen de Pacientes con Ictus Isquémico Agudo y Oclusión de la Arteria Cerebral Media Izquierda

Fuente: Powers (2020).

3.2.1.2 Esclerosis múltiple

La esclerosis múltiple (EM) es una enfermedad de etiología desconocida y patología autoinmune que destruye la mielina (una sustancia lipoproteica que se encuentra en el sistema nervioso y forma una capa gruesa alrededor de los nervios y los axones permisivos). Esta afectación de la mielina da lugar a la formación de placas o lesiones inflamatorias que se traducen en desmielinización, que es la responsable de los signos y síntomas de la enfermedad. Después de las causas traumáticas, la EM es la segunda causa principal de trastornos neurológicos en adultos jóvenes. Su incidencia varía con muchos factores como el género (más común en mujeres), la raza (más común en blancos) y la ubicación geográfica (Azorín et al., 2017).

La esclerosis múltiple está aumentando en incidencia y prevalencia a nivel mundial, incluso en regiones del mundo tradicionalmente de baja prevalencia. Se han propuesto revisiones recientes a los criterios diagnósticos de esclerosis múltiple existentes, lo que facilitará un diagnóstico y tratamiento más tempranos en los pacientes apropiados (Oh et al., 2018).

3.1.1.3 Lesión Medular

La lesión de la médula espinal (LME) y el infarto espinal conducen a complicaciones neurológicas y eventualmente a paraplejia o cuadriplejia. Estas condiciones extremadamente debilitantes son los principales contribuyentes a la morbilidad. La LME consta de dos fases definidas: el impacto inicial provoca una lesión primaria, a la que sigue una lesión secundaria prolongada que consta de diferentes fases en evolución que pueden durar años. Actualmente, se reconoce que, si se aplica una intervención rápida, entonces la LME es definitivamente tratable y las altas tasas de mortalidad asociadas a la LME pueden reducirse. Esto ofrece un rayo de esperanza para los pacientes y la sociedad en general. Una secuencia consecuente de SCI es el déficit neurológico o psicológico significativo, que obviamente contribuye a la carga general de esta condición (Anwar et al., 2016).

La frecuencia de casos de LME varía dependiendo de los países. En EE. UU. la prevalencia es de aproximadamente 30-40 casos por millón de habitantes, con una incidencia alrededor de 10.000 casos nuevos al año. El resto de países occidentales varía desde 10.4 por millón de habitantes al año en Holanda, hasta 30 en Australia o 50 en Japón (Azorín et al., 2017).

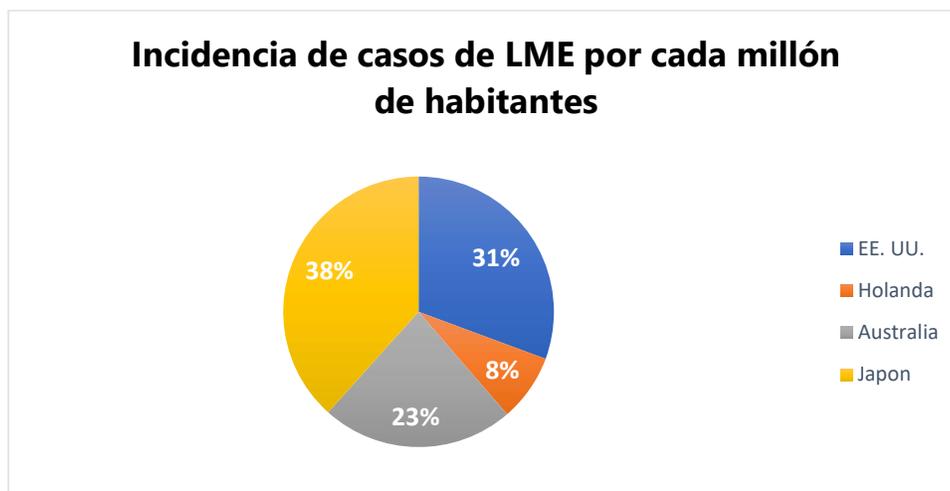


Ilustración 2 Incidencias de casos de LME en algunos países del mundo.

Fuente: Propia (2022)

Entre 249 mil y 363 mil personas viven con discapacidades debido a lesiones de la médula espinal en los Estados Unidos, y aproximadamente 17,730 personas experimentan una nueva LME cada año. La edad promedio de inicio de una LME es de 43 años, lo que brinda la oportunidad de reanudar la participación activa en la comunidad y el empleo. A pesar de los fuertes incentivos para reanudar las actividades, mucho depende de la restauración de la función de las extremidades superiores e inferiores. La incapacidad para pararse y caminar no solo limita la participación en la comunidad y el empleo, sino que estas limitaciones funcionales también imponen condiciones de salud secundarias significativas (Pinto et al., 2020).

Las extremidades inferiores permiten la capacidad de movimiento la cual es la base de la independencia de las personas; por lo tanto, muy importante en el desarrollo que se centran en el cuidado y la rehabilitación una persona que ha tenido un accidente, se tienen condiciones médicas que afectan sus movimientos.

Un ejemplo importante en esta área es la llamada ayuda ortopédica AKROD, el cual es un dispositivo de rehabilitación activa de rodilla diseñada para el entrenamiento para pacientes que sufren de enfermedad cerebrovascular el cual fue diseñado en México. También existen exoesqueletos que realizan su énfasis en la recuperación postoperatoria, como ejemplo de ello es el sistema de rehabilitación presentado por Jan Brutovský y Daniel Novák desarrollado en New York, quienes mencionan que una fractura articular como uno de los más grandes problemas de salud en los países desarrollados, y a continuación se representa el porcentaje de uso de exoesqueletos en países desarrollado (, s. f.).

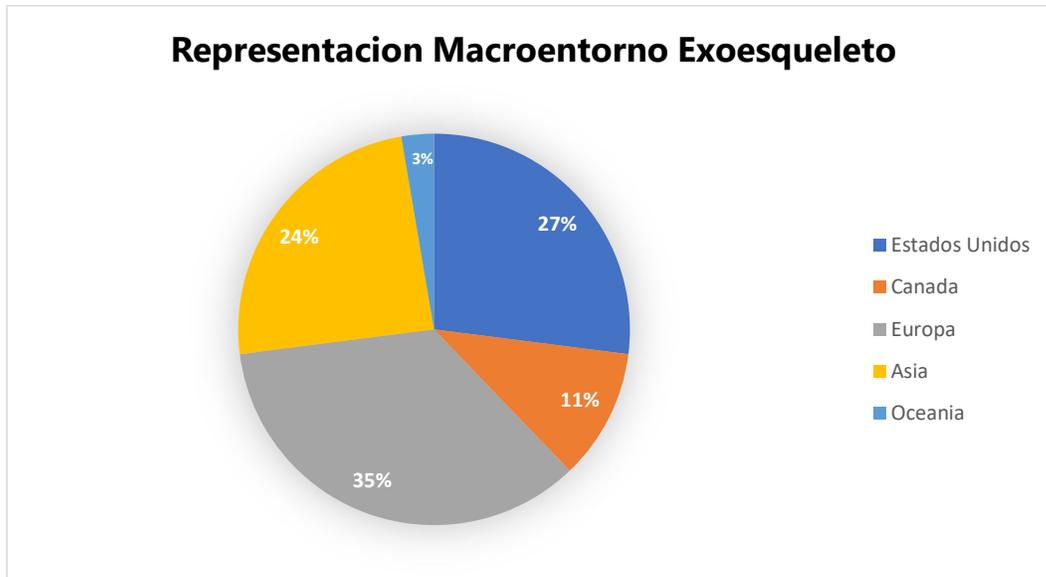


Ilustración 3 Representación macroentorno de exoesqueleto

Fuente: Propia (2022)

3.2.1 DISEÑO DE EXOESQUELETO

La perspectiva fundamental para diseñar un sistema de exoesqueleto de miembro inferior es decidir las consideraciones de fuerza, estabilidad y seguridad. La fuerza se refiere a la capacidad del chasis, los marcos y las articulaciones del sistema para transferir las fuerzas y pares necesarios para un sujeto parapléjico. Sin embargo, la fuerza del sistema aumenta el peso total, lo que no es deseable para los usuarios parapléjicos. Por lo tanto, los componentes mecánicos y eléctricos del diseño completo deben ser lo más livianos posible (Narayan & Kumar Dwivedi, 2021).

Una pierna sana no siente el peso del cuerpo, aunque la sensibilidad la superficie plantar del pie es comparable a la sensibilidad de la palma de la mano, para demostrar este fenómeno, se puede preguntar a un sujeto en una posición de pie para alternar de la bipedestación a la bipedestación. Luego, se puede preguntar si el sujeto siente una diferencia significativa en la carga aplicada a la pierna y específicamente al pie de apoyo. Existe la posibilidad que no existe una mayor diferencia en la sensación de la carga aplicada al pie. La respuesta es bastante típica, y debería de sorprender, porque La diferencia real en la carga es tan grande como la mitad del peso corporal (Mark, 2006).

En aplicaciones de rehabilitación, los exoesqueletos para miembros inferiores tienen como objetivo promover la rehabilitación motora de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular o una lesión medular incompleta. Hay muchas formas posibles de inducir la

recuperación de la función de la marcha, ya que se puede centrar en una articulación específica como la del tobillo, o entrenar la marcha considerando una o más articulaciones en una cinta rodante o sobre el suelo. Por ello, el diseño del exoesqueleto debe satisfacer ciertos requisitos como la modulación de configuración, relacionada con el número de articulaciones del paciente a tratar, es decir, el exoesqueleto puede configurarse para tratar una o más articulaciones del paciente, y la modulación de conducción, relacionado con el tipo de accionamiento que se puede realizar, de forma pasiva, en la siguiente imagen se puede muestra el diseño de extremidad inferior empleando actuador lineal



Ilustración 4 Diseño de extremidad inferior

Fuente: Lyu et al (2016)

El diseño mecánico de los exoesqueletos de las extremidades inferiores presenta atributos críticos que determinan sus funciones en función de la robótica portátil y la interfaz física humano-robot. El sistema musculoesquelético humano seguido de las partes exoesqueléticas en paralelo tiene estructuras complejas que permiten varios grados de libertad, pero el espacio, peso para los trajes robóticos está limitado para permitir o activar todos los grados de libertad del cuerpo humano (Hyun et al., 2017).

La extremidad inferior humana tiene tres articulaciones, a saber, las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo. La articulación de la cadera es una articulación esférica con un centro de posición de rotación casi fijo. Para la articulación del tobillo, su ángulo de rotación es pequeño y el cambio del centro de rotación también es casi fijo. En el plano sagital, las articulaciones de la cadera y el tobillo se pueden considerar como articulaciones de rotación

que tienen un eje fijo. En comparación, la articulación de la rodilla humana es uno de los sistemas mecánicos más complejos del cuerpo humano y desempeña un papel fundamental durante la marcha. La forma de la interfaz del fémur inferior y la tibia superior es irregular durante la flexión (Lyu et al., 2016).

Debido al contacto físico entre el exoesqueleto y el cuerpo humano, la comodidad y la seguridad son consideraciones primordiales. Por lo tanto, el diseño antropomórfico es el requisito previo para la comodidad y seguridad de uso. La estructura del exoesqueleto determina no solo su rango de movimiento, sino también la comodidad de uso; además, es la premisa del diseño de interacción de fuerza cero (Zhu et al., 2015).

3.2.2 EVOLUCIÓN DE EXOESQUELETOS

La practicidad de los exoesqueletos aún con la amplia variedad de aplicaciones que se cuenta su alcance hasta el momento está lejos de ser perfecto debido a los tiempos de operación y la dificultad para controlar la fuerza de interacción entre el usuario y el exoesqueleto. La interacción humano-exoesqueleto ha preocupado a los investigadores durante décadas. Para que los exoesqueletos cooperen con el usuario, los perfiles de movimiento deben coincidir. Las técnicas de análisis de datos también se han utilizado para estudiar el movimiento humano. Se cree que las trayectorias de las articulaciones humanas son solo combinaciones de algunos patrones básicos. Sin embargo, estos patrones básicos son independientes del período de marcha, que debe estimarse al implementar el controlador (Lee et al., 2020).

El desarrollo de tecnologías para la asistencia y rehabilitación de la marcha ha suscitado un gran interés entre los investigadores desde principios del siglo XXI. Recientemente, se han desarrollado y reportado en la literatura una gran cantidad de exoesqueletos de miembros inferiores y órtesis activas para asistencia y rehabilitación (Dos Santos et al., 2017).

Los exoesqueletos actuales de las extremidades inferiores aún no satisfacen por completo el deseo de una máquina que pueda cooperar con los usuarios sin problemas. Afortunadamente, con los rápidos desarrollos en actuadores, sistemas de almacenamiento de energía, materiales e inteligencia artificial, es solo cuestión de tiempo antes de que el sueño de los exoesqueletos se haga realidad (Lee et al., 2020).

3.2.3 PARAPLEJIA

Caminar es una habilidad motora fundamental del ser humano. El daño a los sistemas nerviosos central y periférico (p. ej., en pacientes con accidente cerebrovascular o lesión de la médula espinal) a menudo conduce a un deterioro de la marcha y movilidad reducida. La investigación ha demostrado que, a través de un tratamiento de rehabilitación repetitivo, los pacientes pueden reconstruir su sistema nervioso dañado y recuperar la capacidad de moverse. El entrenamiento asistido por robot puede desempeñar un papel clave durante la rehabilitación (Lyu et al., 2016).

La lesión de la médula espinal desde el agujero magno hasta la cola de caballo que se produce como resultado de una compulsión, una incisión o una contusión. Como consecuencia de la lesión, las funciones que realiza la médula espinal se ven interrumpidas a nivel distal de la lesión, dicha patología causa discapacidad grave entre los pacientes (Nas et al., 2015).

La LME conduce a graves deficiencias de las funciones sensoriales, motoras y autonómicas por debajo del nivel de la lesión, así como a condiciones clínicas secundarias como úlceras por presión, infecciones del tracto urinario y osteoporosis. Además de la gravedad de estos efectos clínicos, la LME incurre en costos financieros sustanciales, tanto para el individuo como para la sociedad (Selfslagh et al., 2019).

El término paraplejia se refiere al deterioro o pérdida de la función motora y/o sensorial en los segmentos torácico, lumbar o sacro (pero no cervical) de la médula espinal, secundario al daño de elementos neurales dentro del canal espinal. Con la paraplejia, el funcionamiento del brazo no se ve afectado, pero el tronco, las piernas y los órganos pélvicos pueden verse afectados según el nivel de la lesión. El término se utiliza para referirse a las lesiones de la cauda equina y del cono medular, pero no a las lesiones del plexo lumbosacro ni a las lesiones de los nervios periféricos fuera del canal neural (Nas et al., 2015).

Este período comienza con el ingreso al hospital y la estabilización del estado neurológico del paciente y es un período de cama de 6 a 12 semanas. El objetivo de la rehabilitación en este período es prevenir las complicaciones que puedan presentarse a largo plazo. Deben realizarse ejercicios pasivos de forma intensiva para resolver las contracturas, la atrofia muscular y el dolor durante el período agudo de hospitalización en pacientes con lesión completa. El posicionamiento de las articulaciones es importante para proteger la estructura

articular y mantener el tono muscular óptimo. Las bolsas de arena y las almohadas pueden ser útiles para el posicionamiento. Si las almohadas y los sacos de arena no pueden proporcionar posicionamiento, se puede lograr con férulas de yeso u ortesis más rígidas. Órtesis de tobillo-pie, órtesis de rodilla-tobillo-pie u órtesis de tobillo-pie estáticas, etc. se utilizan principalmente para este propósito (Nas et al., 2015).

3.2.4 EXOESQUELETOS PARA REHABILITACIÓN

Los exoesqueletos en general han sido utilizados desde hace mucho tiempo en diversas aplicaciones, existen muchos tipos de exoesqueletos los cuales son utilizados en determinadas ocasiones o para el tratamiento de una patología específica. Los tratamientos para estos pacientes incluyen lo que es el entrenamiento fisioterapéutico en las zonas o miembros que lo necesitan, esto con el objetivo de rehabilitar su movilidad, y en la siguiente ilustración se muestra dicho dispositivo descrito anteriormente.



Ilustración 5 Exoesqueleto para rehabilitación

Fuente: Sánchez-Manchola et al., (2018)

Los exoesqueletos de rehabilitación están diseñados para restaurar habilidades de modo que los pacientes puedan vivir sin el dispositivo, estos exoesqueletos se centran en cómo se realizan las tareas. En la mayoría de los diseños, dichos sistemas requieren ajustes en línea que solo ayudan cuando es necesario y reducen la asistencia a medida que el usuario mejora gradualmente. Se espera que el usuario recupere su capacidad perdida a través del entrenamiento con asistencia decreciente, el control de este tipo de exoesqueleto suele estar parcialmente predefinido, ya que los pacientes necesitan orientación para el perfil de

movimiento correcto, pero también se ajusta en función de los comentarios del paciente (Lee et al., 2020).

En las últimas dos décadas, se están administrando dispositivos médicos con el cuerpo humano para ayudar a la movilidad y el entrenamiento terapéutico para las deficiencias nerviosas. Alrededor del 15% de la población total del mundo tiene algunas deficiencias, como debilidad muscular, parálisis de la parte superior e inferior del cuerpo y pérdida del equilibrio. Mientras que los adultos mayores se ven afectados principalmente por enfermedades degenerativas, otros grupos de edad con casos de accidentes y derrames cerebrales pueden verse afectados por la debilidad muscular y la parálisis (Narayan & Kumar Dwivedi, 2021).

Por lo general, la pérdida de la capacidad para caminar se debe a deficiencias cognitivas y sensoriales. Las conexiones neuronales entre el cerebro y los músculos están dañadas, lo que afecta la capacidad motora. Estas conexiones pueden no ser restauradas, pero la plasticidad del sistema neuronal humano hace posible encontrar un camino neuronal alternativo. Para desencadenar dicha reorganización neuronal, se necesita un entrenamiento repetitivo y laborioso. Actualmente, la mayoría de los procesos de rehabilitación se realizan con fisioterapeutas. Desafortunadamente, la mayoría de estas tareas mantienen a los terapeutas en posturas ergonómicamente indeseables y requieren una gran intensidad de trabajo, lo que resulta en lesiones y fatiga ocupacional. Esto limita la rehabilitación ya que la eficacia es proporcional a la duración del trabajo extenuante (Lee et al., 2020).

A pesar de la más alta tecnología empleada en exoesqueletos de miembros inferiores para asistencia, la mayoría de ellos son pesados y voluminosos. Esto es justificable ya que el exoesqueleto debe soportar el peso del usuario y su propio peso. Sin embargo, hay algunos exoesqueletos que están diseñados para ser lo más ligeros y compactos posible (Dos Santos et al., 2017).

3.2.5 EXOESQUELETO MOTORIZADO EXOATLET DESARROLLADO EN MOSCÚ Y RUSIA.

(Viera Allahd, 2020) menciona lo siguiente sobre su artículo:

El exoesqueleto motorizado ExoAtlet se puede utilizar para la rehabilitación del bienestar clínico, social y emocional de pacientes con trastornos del aparato locomotor, este dispositivo está diseñado para ser empleado en pacientes con trastornos del aparato locomotor como por ejemplo lesión de la médula espinal, accidente cerebrovascular, esclerosis múltiple u otros. Dado que este tipo de formación requiere una gran cantidad

de precauciones de seguridad, es posible que se salten algunos de estos pasos cuando se utilice una versión diferente del dispositivo. Se presenta una combinación secuencial de pasos que involucran control de hardware y software, vigilancia de signos y síntomas clínicos, objetivos de rehabilitación, así como medidas generales de seguridad, todos ellos son relevantes para el proceso de rehabilitación, y a continuación se puede observar el proceso de funcionamiento de exoesqueleto.

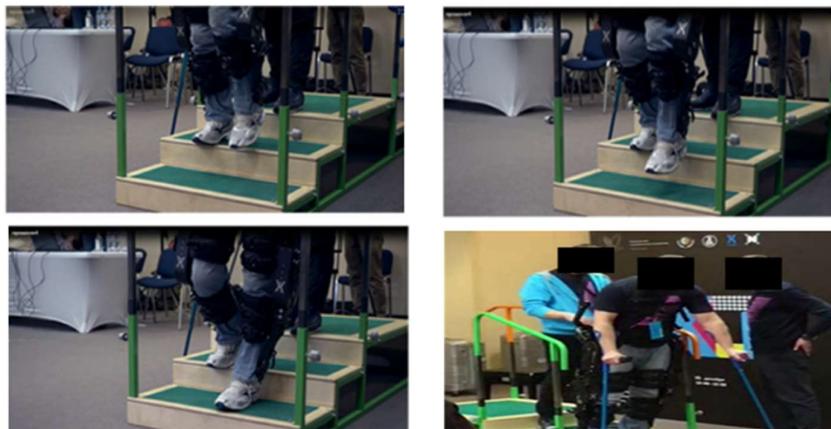


Ilustración 6 A) Primer intento de paso con exoesqueleto. B) Segundo movimiento. C) Paso afianzado usando exoesqueleto. D) Escenario general que incluye terapeuta, paciente, escaleras, pasamanos y muletas.

Fuente: Viera Allahd (2020)

3.2.6 EXOESQUELETO ATALANTE DESARROLLADO EN FRANCIA

Es un exoesqueleto de miembros inferiores completamente accionado destinado a ser utilizado en centros médicos para la rehabilitación de pacientes con paraplejía. El exoesqueleto consta de 12 articulaciones accionadas, tres de las doce articulaciones son las encargadas de controlar el movimiento esférico de cada lado de la cadera, y en cada pierna, una sola articulación para la rodilla y dos articulaciones para la rotación del tobillo en el plano sagital y frontal, respectivamente. A excepción del tobillo, donde se monta un mecanismo especial, cada grado de libertad se acciona de forma independiente mediante un motor de corriente continua sin escobillas. El desplazamiento y la velocidad de cada articulación accionada se miden mediante un codificador digital montado también en el motor correspondiente, en la siguiente ilustración se representa el exoesqueleto descrito anteriormente (Harib et al., 2018).



Ilustración 7 Exoesqueleto ATALANTE

Fuente: Harib et al., (2018)

El exoesqueleto Atalante consta de un diseño que permite que se realice un ajuste manual a las medidas personales de cualquier paciente, esto significa que el dispositivo tiene una mayor compatibilidad y rango de apertura en cuanto a adaptabilidad.

3.2.7 EXOESQUELETO REX BIONICS DESARROLLADO EN NUEVA ZELANDA

Maderas Callagher (2018) menciona lo siguiente sobre su estudio:

El concepto era ingenioso. Inspirándose en el exoesqueleto Power Loader de Sigourney Weaver, uno de sus fundadores produjo un boceto aproximado en un posavasos de cerveza un par de piernas robóticas de la era espacial que permitirían caminar, subir y bajar escaleras de forma independiente, así como navegar por pendientes suaves.

Era una idea audaz y emocionante: una fusión de ciencia ficción, ingeniería, robótica y electrónica, el exoesqueleto prometía mucho más que movilidad, ofreciendo esperanza e inspiración a las personas. Las personas que dependen de una silla de ruedas durante períodos prolongados e indefinidos experimentan una variedad de problemas de salud crónicos causados por sentarse en una posición sedentaria, estos incluyen pérdida de densidad ósea, circulación sanguínea deficiente, úlceras por presión y espasmos musculares y función intestinal y urinaria deficiente, lo que provoca estreñimiento e infecciones vesicales recurrentes, y en la siguiente ilustración se puede observar exoesqueleto Rex Bionics.



Ilustración 8 Exoesqueleto Rex Bionics

Fuente: REX (2016)

Dicho dispositivo cuenta con 10 motores lo cual generan un desarrollo seguro evitando movimientos bruscos, dicho mecanismo es por medio de actuadores lineales por ende su movilidad es en línea recta, tiene un peso de 38 kilos equivalente a 83.77 libras, e incluso el paciente no percibe peso dado que la parte de la pelvis está hecha de fibra de carbono el cual minimiza el peso, se caracteriza dado que el movimiento lo realiza mediante un joystick el cual permite marcha hacia adelante, atrás y pasos laterales, y programado a movimientos lentos dado que su finalidad es para el ámbito de la medicina de la rehabilitación (Pérez Lopez, 2021).

3.2.8 EXOESQUELETO HAL DESARROLLADO EN JAPÓN.

El exoesqueleto HAL para extremidades inferiores es un traje robótico que ayuda al control voluntario del movimiento de las articulaciones de la rodilla y la cadera mediante la detección de señales bioeléctricas muy débiles en la superficie de la piel (Watanabe et al., 2014).

Dicho biodispositivo está representado en la siguiente ilustración, y es completamente enfocado a pacientes que contengan una movilidad muy reducida, su diseño es de fácil adaptación en altura, su principio de operación se basa en medición de señales de electroencefalografía captadas a través de la piel.



Ilustración 9 Exoesqueleto HAL

Fuente: farhan, s. f.

La versión de una pierna del HAL es un nuevo robot portátil para personas con hemiplejía que cuenta con un sistema de control híbrido compuesto por 2 subsistemas: modo de control voluntario cibernético y modo de control autónomo cibernético. Activado por las señales bioeléctricas del usuario, incluidas las actividades musculares, el modo de control voluntario cibernético brinda apoyo físico y acciones de acuerdo con las intenciones voluntarias del operador. Las unidades de potencia del HAL generan un par motor de asistencia al amplificar el propio par articular del usuario estimado a partir de sus señales bioeléctricas y, en consecuencia, se controlan los movimientos de apoyo, en comparación con el entrenamiento con robots estándar, el entrenamiento HAL que utiliza la actividad muscular tiene el potencial de intensificar más la retroalimentación al inducir un movimiento apropiado. Ha habido algunos ensayos clínicos para investigar la viabilidad del entrenamiento locomotor con el HAL (Watanabe et al., 2014).

3.2.9 EXOESQUELETO KEEOGO DESARROLLADO EN CANADÁ

(Sanches Prieto, 2017) menciona lo siguiente sobre su estudio:

Keeogo un dispositivo para caminar bilateral motorizado recientemente Comercializado en 2014, disponible para compra o alquiler, que se clasifica como un Dermo esqueleto motorizado, el cual está diseñado para ayudar a las personas con problemas relacionados con la movilidad a participar de manera más eficaz en las actividades diarias, como caminar, subir escaleras, sentarse y permanecer sentado, lo que diferencia

a Keeego de los exoesqueletos tradicionales sobre el Suelo es que el dermoesqueleto es liviano y requiere que los usuarios inicien todos Los movimientos.



Ilustración 10 Exoesqueleto Keeego

Fuente: (KEEGO, s. f.)

Keeego opera a través de sensores en las articulaciones de la cadera y la rodilla para ayudar a identificar e interpretar qué movimiento está Tratando de realizar el usuario. Luego, un motor alineado con las articulaciones de la rodilla del usuario proporciona un par complementario para ayudar a completar el movimiento, en última instancia, el propósito de Keeego es Permitir que las personas que experimentan fatiga, debilidad muscular y dolor en Las articulaciones utilicen el Dermo esqueleto en el hogar y la comunidad para Mejorar la capacidad locomotora y la resistencia, y para mantener la independencia con las actividades instrumentales de la vida diaria (Sanches Prieto, 2017).

3.2.10 EXOESQUELETO INDEGO desarrollado en Estados Unidos

Lopez, (2021) menciona lo siguiente sobre su estudio:

Tiene un peso de 13 kilos y está dirigido a personas con ACV o LME a partir de C5. Tiene un precio de \$80.000 y se puede emplear para rehabilitación y en la comunidad por ellos existen dos modelos que son Indego therapy el cual es mostrado en la siguiente ilustración e igual existe indego personal.



Ilustración 11 Exoesqueleto Indego

Fuente: Parker Hannifin, s. f.

La altura media de personas ha de ser entre 150cm y 190cm y pesar menos de 100 kilos, este dispositivo precisa utilizar caminador o muletas para la asistencia durante la marcha. El exoesqueleto tiene 1 hora de batería, puede tener un funcionamiento activo dónde el dispositivo realiza el movimiento y ejerce la fuerza o, un funcionamiento pasivo en el que la persona tiene libertad en el ángulo de movilidad y se ajusta en rodilla o cadera. El exoesqueleto tiene un diseño modular con 5 componentes interconectados y ofrece control sobre parámetros como el largo del paso y la frecuencia, además archiva los datos de cada paciente (Parker Hannifin, s. f.).

3.2.11 EXOESQUELETO E-HELPER AZARYA DESARROLLADO EN RUSIA

(Perez Lopez, 2021) menciona lo siguiente sobre su estudio:

Exoesqueleto capaz de realizar el rango articular para deambular, sentarse, subir escaleras o rampas, así como, superar pequeños obstáculos. Precisa del soporte de muletas, andador o barras laterales. Tiene los motores en caderas y rodillas, existen dos modelos de dispositivo, por una parte, la versión de rehabilitación y versión individual para la comunidad. Tiene un precio de 40.000€, el material del exoesqueleto está realizado con aleación de titanio y es ligero. Está dirigido para personas que tengan un

peso inferior de 100 kg. Este exoesqueleto incorpora una microcomputadora que almacena la base de datos de los usuarios y recoge la estadística de cada persona.

3.2.11.1 Población objetivo de Exoesqueleto E-HELPER AZARYA

- Pacientes que se recuperan de una apoplejía con problemas de movilidad.
- Pacientes después de una lesión cerebral traumática con problemas de movilidad.
- Pacientes con lesión traumática de la columna vertebral.
- Pacientes con patologías de la marcha por trastornos del sistema musculoesquelético.
- Pacientes con parálisis cerebral y esclerosis múltiple con problemas de movilidad.

Existe una experiencia positiva en el uso de exoesqueleto en la rehabilitación de pacientes que se recuperan de un accidente cerebrovascular, según los datos modernos, los procesos regenerativos y compensatorios en el SNC debido a un accidente cerebrovascular o traumatismo se mantienen debido a un fenómeno biológico de plasticidad neural, múltiples estudios han demostrado la posibilidad de activación de procesos de plasticidad neuronal en pacientes con trastornos del equilibrio y de la marcha debido al aumento del flujo aferente de las extremidades paréticas. La capacitación regular, prolongada y específica puede garantizar un suministro aferente adecuado y continuo, la Exo-Rehabilitación brinda esa posibilidad, y a continuación se puede observar exoesqueleto E-HELPER (ZARYA COMPANIES, s. f).



Ilustración 12 Exoesqueleto E-Helper

Fuente: ZARYA COMPANIES, s. f.-a

3.2.12 EXOESQUELETO ReWALK DESARROLLADO EN MADRID, ESPAÑA

Ciencia e investigación, (2010) menciona lo siguiente sobre su estudio:

El sistema ReWalk, también llamado exoesqueleto, es una órtesis de marcha alternante motorizada, está constituido por unos soportes motorizados de activación del movimiento que se colocan en las extremidades inferiores, unos sensores de movimiento, un arnés y una mochila que transporta un procesador y dos baterías recargables. El paciente ordena los movimientos a través de un control remoto colocado en la muñeca y se ayuda de muletas para mantener el equilibrio. Tras programar el tipo de movimiento -ponerse de pie, sentarse, caminar, pararse, subir y bajar escaleras-, los sensores detectan la inclinación del tronco hacia delante, y transmiten una señal para el inicio de la deambulaci3n.



Ilustraci3n 13 Exoesqueleto ReWalk

Fuente: (ReWalk Robotics, s. f.)

3.2.13 EXOESQUELETO HONDA WALKING ASSIST DEVICE

Honda Walking Assist es un dispositivo de entrenamiento que ayuda a caminar de manera eficiente el cual es mostrado en la siguiente ilustraci3n, se basa en el modelo de péndulo invertido, la teorí3 de la marcha bípeda. Se compone de tres componentes principales: un marco de cadera que incorpora la computadora de control y la batería, motores que se colocan en ambos lados y partes para transferir la fuerza de los motores a las piernas, y un marco de muslo que guía el movimiento inicial y de patada. de la parte inferior de las piernas (Honda Global, s. f.).



Ilustración 9 Exoesqueleto Honda Walking Assist

Fuente: Honda Global, s. f.

Honda Walking Assist detecta el movimiento de la articulación de la cadera al caminar con sensores integrados en los motores derecho e izquierdo, y guía el movimiento inicial y de patada de la parte inferior de las piernas al ayudar a doblar y extender las articulaciones de la cadera con los motores controlados por computadora (Honda Global, s. f.).

El estudio de este dispositivo se limitó dado a la relación entre la cadera y otras articulaciones de las extremidades inferiores como la rodilla y el tobillo no estaba clara por completo, lo cual es importante para la marcha hemipléjica, dado que este exoesqueleto solo puede medir la articulación de la cadera. Por lo tanto, la investigación futura necesitaría utilizar un análisis de movimiento tridimensional durante la marcha con el mismo, el estudio demostró por primera vez que las mediciones de HWAD son confiables y pueden ser útiles como herramienta de evaluación en pacientes hemipléjicos con accidente cerebrovascular, así como en otros grupos de pacientes con trastornos de la marcha. Además, dicho estudio muestra que el HWAD no afecta inmediatamente la velocidad al caminar y será necesario realizar más investigaciones para determinar las mejoras a largo plazo para caminar que ofrece este dispositivo (Satoh et al., 2020).

3.3 ANÁLISIS DE MICROENTORNO

3.3.1 FABRICACIÓN DE DISPOSITIVOS PROTÉSICOS EN HONDURAS

A nivel nacional, la generación de suplentes artificiales se encuentra en un nivel muy bajo dado que el sistema público no se destinan fondos para poder generar capacitaciones en dicha área, y en cuanto a centros privados los costos de un dispositivo ortopédico oscilan entre L.150 mil y L.200 mil, los cuales son inaccesibles para un alto porcentaje de la población del país.

Organizaciones, empresas e instituciones facilitadoras de dispositivos ortopédicos en Honduras son Fundación CAMO, Teletón, NEOTEC, Ortoprotésica HN, Guala y hospital General San Felipe.

3.3.1.1 Fundación CAMO

Fundada en 1993 por la ex enfermera del Cuerpo de Paz, Kathryn M. Tschiegg, RN, BBA, CAMO es una organización humanitaria no confesional de base cristiana que ofrece servicios médicos, educación y desarrollo comunitario que salvan vidas en Centroamérica. CAMO proporciona más de 140 000 servicios que salvan vidas cada año a personas empobrecidas que de otro modo no tendrían acceso a la ayuda.

(Central American Medical Outreach Inc., 2020) menciona lo siguiente:

En Honduras la necesidad de una prótesis se debe principalmente a accidentes trágicos que involucran arma blanca (machetes), violencia doméstica, deformidades congénitas, accidentes de trabajo por el poco cumplimiento de reglamentos de seguridad laboral y/o lesiones de personas que emigran buscando el "Sueño Americano". A partir de 1999, con la ayuda del voluntario protésico Mark Gorman, CAMO ha establecido un laboratorio de Ortesis & Prótesis. Gorman también proporciona educación continua cada dos años. Hoy en día, el laboratorio cuenta con dos técnicos protésicos entrenados y el programa atiende a pacientes de todo el país el cual genera impacto proporcionando movilidad a más de 1,200 personas por año.



Ilustración 10 Logo Fundación CAMO

Fuente: Central American Medical Outreach Inc2020)

3.1.1.2 Teletón

En el área de laboratorio de órtesis y prótesis se fabrica, da mantenimiento y repara órtesis y prótesis de miembro inferior y superior, dirigido a personas que han sufrido la pérdida de una extremidad o que necesitan un soporte especial para miembro inferior o superior funciona en el Centro de Rehabilitación Integral de San Pedro Sula (Teletón, 2022).



Ilustración 11 Logo Teletón

Fuente: Teletón (2022)

Son pocas las instituciones que como Teletón disponen de este beneficio para la ciudadanía, tomando en consideración que el costo del aparato en este centro es 70% menor al que se cotiza en un hospital privado. Desde 2001 que se instaló la tecnología, han entregado más de 3,000 prótesis y cerca de 5,000 órtesis a personas de todo el país (Recarte & Mejía, 2022).

3.1.1.3 NEOTEC

Es una empresa privada dedicada a la fabricación, diseño de dispositivos ortopédicos y prótesis externas de tipo modulares de última generación de tecnología alemana, NEOTEC es experto en prótesis infantiles ya sean transfemorales o transtibial, manejan un tipo de articulación de tobillo flexible que lo hace de alta resistencia y tiene un sistema de tope posterior que permite graduar y hacer ajustes a la dorsiflexión (NEOTEC, 2019).



Ilustración 12 Logo NEOTEC

Fuente: NEOTEC (2019)

3.1.1.4 Ortoprotésica HN

Clínica y laboratorio especializado en diseño, elaboración y venta de dispositivos ortopédicos como ser plantillas ortopédicas personalizadas, ortesis, férulas palmares, y prótesis de miembros inferiores y superiores.



Ilustración 13 Logo Ortoprotésica

Fuente: Ortoprotésica HN (2022)

3.1.1.5 Hospital General San Felipe

Institución hospitalaria ubicada en Tegucigalpa que cuenta con laboratorio de ortesis y prótesis, a la semana se atiende aproximadamente 15 pacientes y más del 50% de ellos son producto de accidentes y pacientes diabéticos, los materiales son importados desde Alemania, Rusia y Canadá, con la ayuda de las diferentes empresas situadas en estos países se logran las donaciones de material que son pedidos con anticipación con el fin de mantener siempre alto inventario de materiales (San Felipe, 2016).



Ilustración 14 Logo HGSF

Fuente: San Felipe (2016)

3.1.1.6 GUALA

Guala es una organización sin fines de lucro que se dedica a la elaboración de prótesis impresas en 3D de miembro superior con el fin de ser donadas a población de bajos recursos. Guala tiene como objetivo la elaboración y venta de órtesis impresas en 3D de extremidades superiores a personas que necesiten inmovilizadores, férulas o yesos. Dicho proyecto consiste en incrementar las donaciones de prótesis básicas a población de escasos recursos a través de un emprendimiento social que genere utilidades con la venta de prótesis más sofisticadas a población de mayor ingreso (CAHI & Aguilera, 2019).



Ilustración 15 Logo GUALA

Fuente: GUALA MANOS EN ACCION (2019)

3.4 ANÁLISIS INTERNO

En Honduras, los estudios sobre discapacidad son pocos y limitados. Según los resultados de la Encuesta Permanente de Hogares con Propósitos Múltiples del INE de septiembre de 2002, se encontró que en Honduras había 177,516 personas con discapacidad, mostrando una prevalencia de 2.65%, un sesgo masculino representando un 55% con igual reporte para la mujer donde representa el 45%. Con base en los datos de la Dirección General del Trabajo del Ministerio del Trabajo y Seguridad Social 2009, se identificaron 313,174 personas con discapacidad en la población en edad de trabajar 140,389 hombres y 172,785 mujeres. En el censo del INE en 2013 las personas con discapacidad fueron de 205,423 y en 2014 se encontró una prevalencia del 4,6%, lo que significa que un total de 381,287 personas de una población estimada de 8,2 millones viven con alguna discapacidad (Honduras para Todos, 2017).

Chang & Zelaya(2007) Menciona lo siguiente en su estudio:

En el Hospital Escuela de Honduras, el principal centro de referencia nacional, se reportaron 96 casos de lesión medular de octubre del 2005 a diciembre del 2006. La etiología de la lesión medular puede ser traumática o no traumática. Entre las traumáticas se describen: accidentes de tránsito, actos de violencia, accidentes deportivos, accidentes laborales, y iatrogenia posterior a discectomía de hernias discales. Entre las no traumáticas que son denominadas causas médicas se encuentran la esclerosis múltiple, mielomeningocele, tumores intra y extramedulares.

Los tipos de discapacidad más comunes estaban relacionados con discapacidades físicas y habilidades motoras. En los últimos años, los tipos de discapacidad relacionados con problemas de visión, audición, lenguaje y retraso. Las causas más comunes de discapacidad en Honduras en 2002 fueron enfermedad (36%), congénita (27%), accidente (20%) y vejez (14%). Las personas con discapacidad también tienen más probabilidades de estar desempleadas y, en general, ganan menos mientras trabajan. Los escasos registros de información en el tema de discapacidad motivaron al Gobierno de la República de Honduras, a través de la Dirección de Discapacidad de SEDIS, a implementar el Programa "Honduras para

Todos” que incorpora la identificación y caracterización de las personas con discapacidad (Honduras para Todos, 2017).

En los países desarrollados, se cree que los accidentes de tráfico son la causa principal y los incidentes violentos secundarios están aumentando. La cuadriplejía es el tipo de lesión más común y está clasificada como Clase A por la “American Spine Cord Injury Association” (ASIA). Por lo que el objetivo final de la rehabilitación es ayudar al individuo a adaptarse equipándolo con las habilidades y los recursos para vivir en la comunidad (Chang & Zelaya, 2007).

Tabla 1 Distribución de los tipos de discapacidad en el Departamento de Francisco Morazán, Honduras, 2016.

Tipos de Discapacidad	Número de Casos	Tasa de discapacidad por 10 000 habitantes (IC 95%)
Trastornos mentales/conducta	4679	29.9 (29.1 – 30.8)
Ceguera	3027	19.3 (18.7 – 20.1)
Desfiguración/Deformidad	2515	16.1 (15.5 – 16.7)
Sordera	2399	15.3 (14.7 – 16.0)
Convulsiones	1303	8.33 (7.9 – 8.8)
Paraplejía	1184	7.57 (7.1 – 8.0)
Hemiplejía	1117	7.14 (6.7 – 7.6)
Amputados miembros inferiores	633	4.05 (3.7 – 4.4)
Cuadriplejía	351	2.24 (2.0 – 2.5)
Amputados miembros superiores	320	2.04 (1.8 – 2.3)
1=El denominador para todas las tasas es la población en el Departamento Francisco Morazán en el año 2016: 1 562 460		

Fuente: Honduras para Todos, (2017).

El manejo integral de un paciente con lesión medular tiene como objetivo el retorno de la persona a la familia ya la sociedad como un ente activo, independiente y productivo. Un aspecto importante a la hora de examinar este tipo de pacientes por primera vez en un centro de rehabilitación es valorar sus dificultades para realizar una o varias actividades de la vida diaria, por ejemplo, comer, vestirse, bañarse, etc. Esta valoración inicial orienta el plan de rehabilitación a seguir para reducir la dependencia funcional. Una ventaja de los centros de rehabilitación es que estos pacientes reciben un trato más adecuado, pues se cuenta con

recursos humanos y equipos especializados, por lo que es importante derivarlos a estos centros, aunque el primer tratamiento se haya iniciado en el hospital (Chang & Zelaya, 2007).

Las causas de las diferentes discapacidades en Honduras son muchas, las cuales se pueden originar en diferentes situaciones o diferentes estados. Las personas que las presentan tienen muchas limitaciones en la sociedad ya que carecen de las habilidades que normalmente tiene un paciente en sanas condiciones. En el siguiente gráfico se muestran algunas causas de discapacidades en Honduras, en el Dpto. de Francisco Morazán.

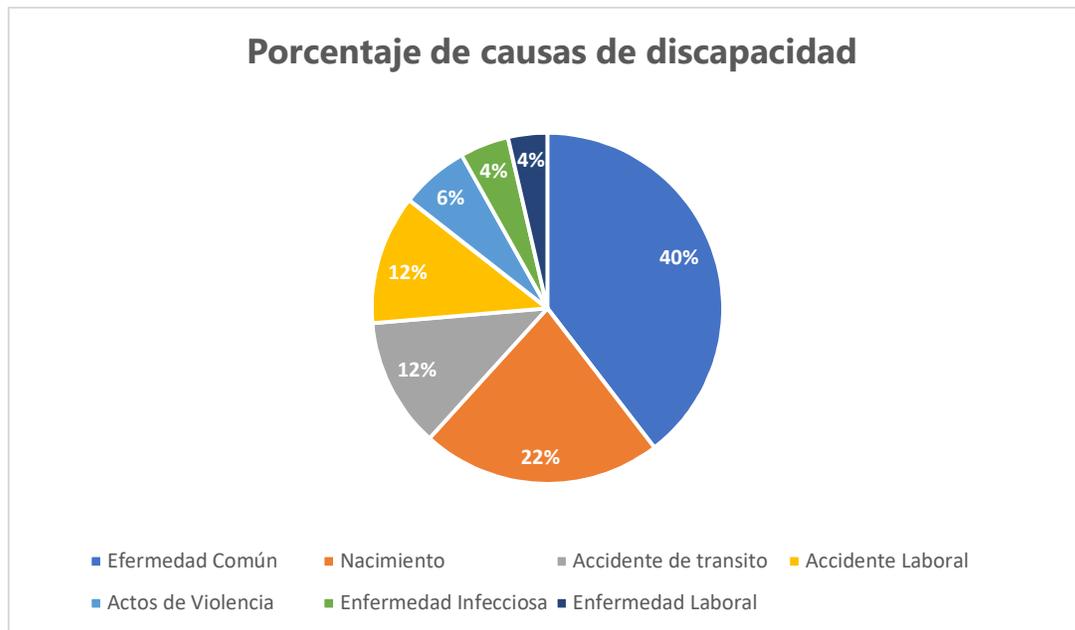


Ilustración 16 Porcentaje de causas de discapacidad en el Departamento Francisco Morazán, Honduras 2016.

Fuente: Honduras para Todos (2017).

3.5 TEORÍA DE SUSTENTO

En este apartado se presentan algunos conceptos para lograr fundamentar argumentos de la investigación que buscan dar solución a la problemática identificada.

3.5.1 INTERACCIÓN HUMANO - ROBOT

Los robots se han aplicado a muchos campos como robots industriales con el desarrollo de tecnologías robóticas. La mayoría de estos robots se han utilizado como máquinas programables para la ejecución de tareas preprogramadas, como pintura, soldadura, tareas de

ensamblaje simples. Estos robots convencionales también se han aislado de los humanos (Kosuge & Hirata, 2004).

La interacción humano-robot (HRI) es actualmente una actividad de investigación y diseño muy extensa y diversa. La literatura se está expandiendo rápidamente, con cientos de publicaciones cada año y con la actividad de muchas sociedades profesionales diferentes y reuniones ad hoc, principalmente en las disciplinas técnicas de ingeniería mecánica y eléctrica, ciencias de la computación y control e inteligencia artificial (Sheridan, 2016).



Ilustración 17 Robot ayudante

Fuente: Kosuge & Hirata, (2004)

En la mayoría de estos sistemas de coordinación humano robot, los robots se mueven pasivamente en función de la fuerza/momento aplicado al sistema por un humano para ejecutar tareas junto con un humano. Estos sistemas son efectivos para ejecutar tareas simples como el manejo de un objeto. Sin embargo, si los robots pudieran operar no solo pasivamente sino también activamente en función de las intenciones humanas, la información del entorno, el conocimiento de las tareas, etc., se podría lograr una coordinación humano-robot más efectiva que las controladas convencionales (Kosuge & Hirata, 2004).

Un ser humano puede dar instrucciones geométricas moviendo la mano del robot, pero especificar cómo moverse, cuándo moverse, qué evitar, etc., requiere un lenguaje simbólico más que analógico. Los rápidos avances en la comprensión del habla basada en computadoras (por ejemplo, SIRI de Apple) prometen facilidad para comandar robots. Pero hay una gran posibilidad de consecuencias no deseadas. Una respuesta puede ser que los

supervisores humanos usen una simulación de realidad virtual en tiempo real para observar lo que los comandos hablados harán que haga el robot, antes de darle la señal de "ir" (Sheridan, 2016).

En las últimas dos décadas, los cimientos de la interacción física entre humanos y robots (PHRI, por sus siglas en inglés) han evolucionado a partir de desarrollos exitosos en mecatrónica, control y planificación, lo que ha llevado a diseños de robots ligeros más seguros y esquemas de control de interacción que superan las capacidades actuales de los sistemas de alto rendimiento existentes. Carga útil y robots industriales controlados por posición de alta precisión. En función de su capacidad para detectar la interacción física, generar un comportamiento conforme a lo largo de la estructura del robot, planificar movimientos que respeten las preferencias humanas y generar planes de interacción para la colaboración y la cooperación con los humanos, estos nuevos robots han abierto dominios de aplicaciones novedosos e imprevistos y han avanzado el campo de la seguridad humana en la robótica (Haddadin & Croft, 2016).

El IHR es un valor agregado ya que mantiene un costo de producción favorable y combina las habilidades de humanos y robots. Una asociación entre la destreza, la flexibilidad, la percepción y la inteligencia de un ser humano, combinada con la repetibilidad y la precisión del robot, otorga ventajas a los marcos colaborativos. La inspiración principal está relacionada con las mejoras en la eficiencia, la flexibilidad y la productividad al tiempo que se reduce el estrés y la carga de trabajo ergonómicos humanos (Tsarouchi et al., 2016).

3.5.2 BIOMECÁNICA

Debido a que las actividades al aire libre se están volviendo populares, la cantidad de pacientes con lesiones de la médula espinal (SCI, por sus siglas en inglés) aumenta continuamente. Cuando se lesiona la médula espinal, una persona experimenta parálisis, entumecimiento, etc. Un daño grave a la columna vertebral puede resultar en una pérdida permanente y completa de las funciones sensoriomotoras. Para los robots de exoesqueleto de extremidades inferiores de pacientes con SCI, se necesitan dispositivos de asistencia para operar los robots de manera segura. Por ejemplo, un andador o muletas que ayuden a facilitar las siguientes funciones: mantener el equilibrio al caminar, ponerse de pie y sentarse, y detectar la intención de un usuario (Jung et al., 2013).

Los exoesqueletos son dispositivos electromecánicos que usa un operador humano y están diseñados para aumentar el rendimiento físico del usuario. Este aumento del rendimiento podría incluir una mayor capacidad de carga, un menor gasto metabólico o correr a mayor velocidad o distancias más largas. Debido a la estrecha interacción entre el usuario y el exoesqueleto, estos dispositivos deben ser mecánicamente compatibles con la anatomía humana, capaces de moverse con seguridad junto con el usuario sin obstruir ni resistir el movimiento (Cenciarini & Dollar, 2011).

Dado que el movimiento del esqueleto del cuerpo humano se activa mediante la contracción y el estiramiento muscular, las propiedades y funciones mecánicas de los músculos son necesarias para el análisis de la biomecánica en relación con el movimiento humano. Sin embargo, las propiedades mecánicas del músculo humano son muy complicadas. No solo están relacionados con las propiedades mecánicas del medio físico que constituye el músculo, sino que también se ven afectados por los estados de excitación y fatiga del músculo (Zhu et al., 2015).

Se puede tener una comprensión intuitiva de la biomecánica de la marcha, basada en su propia experiencia, y el autoanálisis de la marcha es la primera fuente de información sobre este proceso. Sin embargo, cuando se trata de detalles específicos, el análisis no es fácil de realizar, ya que la marcha es un proceso bastante automatizado. La mente no percibe las señales de los nervios eferentes, que dirigen los movimientos de los segmentos del cuerpo, ni las señales aferentes que informan en la posición de los segmentos y en los demás parámetros cinemáticos y cinéticos. Cualquiera músculo lesionado o ligamento distendido nos informa inmediatamente sobre el momento y la magnitud de la contribución del músculo o ligamento al proceso de la marcha. La forma típica de esa información es dolor, que es la forma en que el cuerpo desalienta a una persona a actuar o continuar la marcha regular para buscar movimientos compensatorios (Mark, 2006).

3.5.3 BIOMECÁNICA DEL CUERPO HUMANO

Lugo et al (2018) hace referencia en su estudio que los factores biomecánicos críticos a considerar en el diseño de un exoesqueleto son:

- a. Grados de libertad (GDL): Determinan el número de actuadores para que el exoesqueleto realice el ciclo de marcha del ser humano y las variables a controlar para definir el tipo

del sistema de control. En la siguiente tabla se presentan los grados de libertad para cada articulación en el miembro inferior en el plano sagital.

Tabla 2 Grados de libertad de miembro inferior

Nombre	GDL	Características
Unión Cadera	Tres	Todos son de rotación. Permite los movimientos de las uniones como son flexión/extensión, aducción/abducción y rotación interna y externa.
Unión Rodilla	Dos	Son de rotación. Se considera la unión del cóndilo. El movimiento de la unión es flexión/extensión y la rotación interna/externa.
Unión Tobillo	Uno	articulación del tobillo es considerada como una bisagra, con un grado de libertad que permite la rotación en el plano sagital (flexión/extensión).

Fuente: Lugo et al., (2018)

b. Rango de movimiento (RM): En los exoesqueletos diseñados para caminar los RM son siempre mayores que los que están en fase de estancia, por lo tanto, deben ser grandes para evitar cualquier restricción del miembro inferior durante la fase de locomoción (Lugo et al., 2018).

En el prototipo desarrollado los rangos de movimientos en la flexión de cadera en el plano sagital son de -11° a 95° , en la aducción de cadera el rango de movimientos es de -50° a 15° , los rangos de rotación de cadera son de -20° a 20° y el ángulo de tobillo es -30° a 30° .

IV. METODOLOGÍA

En este capítulo se abordará la metodología implementada donde se podrán visualizar los procedimientos y técnicas de manera ordenada, dicha etapa es donde se divide la realización del trabajo el cual se presenta con mayor claridad hacia el lector.

4.1 ENFOQUE

En la presente investigación se optó por el enfoque mixto, dado que permitirá comprobar teorías y aplicaciones de estas, empleando instrumentos de validación que con ellos podrá ser capaz de realizar los análisis de esfuerzos denominados Von-Mises, simulación de circuito electrónico, y simulación de movimiento lineal.

4.1.1 HIPÓTESIS

Hipótesis de investigación: Determinar por medio de las pruebas de esfuerzo cual es el material más adecuado para el prototipo y definir con el análisis cinemático los movimientos a realizar con los actuadores.

Hipótesis nula: Las pruebas de esfuerzo no son de ayuda para determinar el material más adecuado para el prototipo.

4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Una vez definido el enfoque de la presente investigación, se debe realizar la elección de las variables dependientes e independientes, que dichas se relacionan entre sí. Las variables independientes son la razón por la cual la investigación se realiza, en cuanto a las dependientes son aquellas que influyen de manera directa en la dependiente.

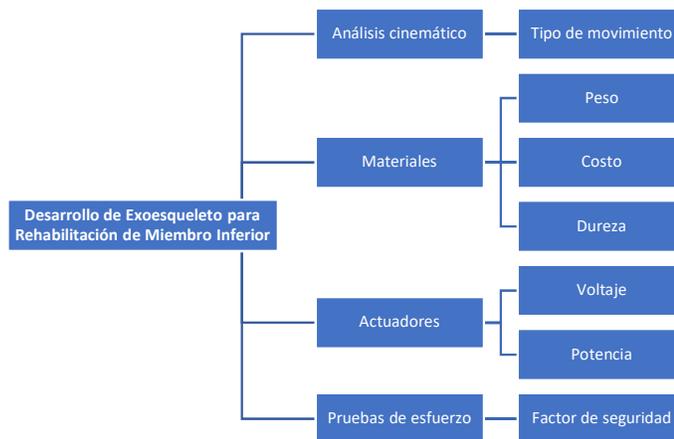


Ilustración 18 Variables dependientes e independientes

Fuente: Propia (2022)

4.2.1 VARIABLES DEPENDIENTES

La variable dependiente es aquella que el comportamiento es afectado por las variables independientes, en este estudio es definida en si como el prototipo de exoesqueleto, por el cual las siguientes variables asociadas se irán anexando, dado que es el alcance asociado para la realización del proyecto, mismo que brindara el fin para poder llevar a cabo una interpretación de resultados.

4.2.2 VARIABLES INDEPENDIENTES

Dichas variables son las que se determinan a nivel experimental para poder llevar a cabo la aprobación de la hipótesis planteada anteriormente, datos obtenidos de este segmento del proyecto son fundamentales para el diseño e interpretación de los resultados.

Según la ilustración 22 estas variables fueron divididas en 4 partes y cada una de ellas contiene los elementos necesarios para poder determinarlas, en ellas se encuentran:

1. Análisis cinemático

Este análisis es mostrado en la herramienta de visualización donde permite realizar la evaluación del mecanismo diseñado, el cual permitirá llegar a una determinada respuesta si el mismo fue rediseñado.

2. Tipo de materiales

Dicho análisis es tomado en cuenta para la elaboración del prototipo tomándose en consideración peso, costo y dureza, ya que estos son elementos importantes al igual que estén en el alcance geográfico de creación del prototipo.

3. Actuadores

En el análisis de los actuadores a emplear en el prototipo, se tomó en consideración dos especificaciones importantes como ser el voltaje requerido y la potencia que representen estos dispositivos a plena carga.

4. Pruebas de esfuerzo

En las pruebas de esfuerzo se busca determinar el factor de seguridad ya que con el mismo se puede garantizar que no exceda el límite de esfuerzo y permita garantizar un correcto funcionamiento del prototipo sin que presente alguna deformación.

4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

La documentación necesaria para el desarrollo del prototipo de Exoesqueleto, fueron obtenidas de diversas fuentes de investigación, dentro de ellas se empleó el software CAD SolidWorks donde se realizó el diseño completo de prototipo de exoesqueleto de miembro inferior donde se pudo analizar cada pieza.

Las diferentes fuentes de búsqueda de información son:

1. Artículos de investigación científica
2. Libros electrónicos
3. Investigaciones asociadas al tema realizadas en diferentes países.
4. Manuales.
5. Fichas técnicas de electrónica.

4.3 MATERIALES

Para la construcción de prototipo de exoesqueleto se emplearán los siguientes materiales:

1. Actuadores lineales: Encargado de transformar el movimiento rotativo en empuje lineal o recto.
2. Puente de alta corriente BTS7960: Dispositivo capaz de accionar motores de alto flujo de corriente, el cual permite poder activar los actuadores por medio de señales enviadas del microcontrolador.
3. Palanca de mando: Interfaz de humano maquina donde se indica al sistema el movimiento a realizar.
4. Microcontrolador Arduino Mega: Encargado de envió de señal de activación a puente de alta corriente, de la información obtenida de palanca de mando.
5. Fuente de voltaje: Elemento activo capaz de suministrar voltaje y corriente necesaria para el sistema.

4.5 POBLACIÓN Y MUESTRA

Se recurrió a fundación Teletón San Pedro Sula, ya que es un centro de referencia regional para el norte del país y atiende a personas de diferentes edades con diferentes patologías discapacitantes, incluida la lesión medular, por lo que se consideró un centro adecuado para realizar este estudio, el cual se logró con éxito dado a su apertura y a su disposición (Chang & Zelaya, 2007).

Total de personas atendidas periodo 2019-2022

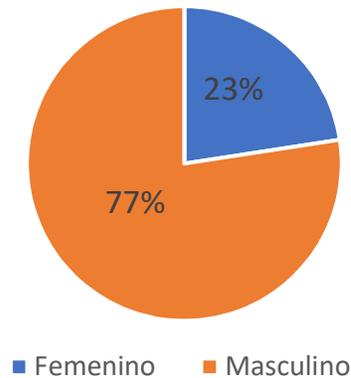


Ilustración 19 Total de personas atendidas con lesiones medulares

Fuente: F. Teletón, comunicación personal (2022)

En la ilustración anterior se puede visualizar el porcentaje de personas atendidas con lesiones medulares en fundación Teletón, el cual está enfocado a 124 pacientes obteniendo un 77% del sexo masculino, y un 23% del sexo femenino.

Para realizar este prototipo se eligió un sujeto de prueba el cual tiene la patología en estudio, esto con el fin de poder validar que el prototipo realizado posee las características necesarias, y se garantiza que el diseño desarrollado se adapte con las medidas antropométricas del mismo y el mecanismo de movimiento sea el más adecuado, además que los materiales elegidos para la estructura posean requerimientos mínimos para el mismo, en cuanto a los motores implementados puedan brindar la potencia requerida para los movimientos de rehabilitación sin generar una lesión.

En Honduras no se cuenta con un protocolo establecido para la atención de personas con LME y la mayoría de los problemas no son causados por la lesión en sí, sino por la falta de atención médica y rehabilitación adecuada, por lo que se debe organizar el manejo de los pacientes con LME, diferentes tipos de hospital, para garantizar una atención temprana, oportuna, integral y diferenciada que permita predecir un mejor funcionamiento y reducir el nivel de alta invalidez (SESAL, 2019).

Según la OMS, al menos 500 000 personas experimentan lesiones de la médula espinal cada año, y tienen entre dos y cinco veces más probabilidades de morir en los países de ingresos bajos y medianos. Los hombres desarrollan LME entre los 20 y los 29 años y después

de los 70 años, mientras que las mujeres tienen más probabilidades de tenerla entre los 15 y los 19 años y después de los 60 años. La proporción hombre: mujer es inferior a 2:1 para los adultos (SESAL, 2019).

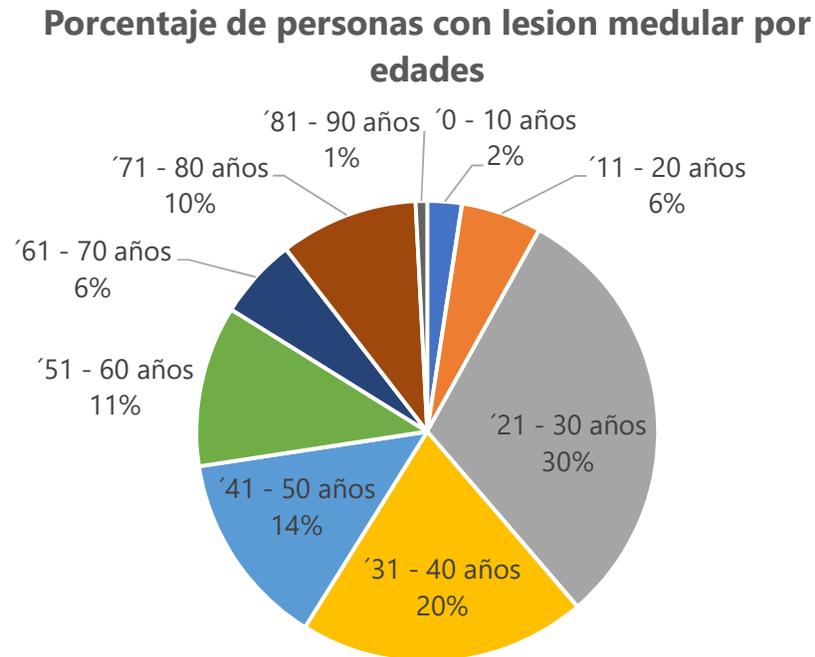


Ilustración 20 Porcentaje de personas con lesión medular por edades

Fuente: F. Teletón, comunicación (2022)

En la ilustración anterior se muestra la cantidad de personas con lesión medular, partiendo en intervalos de 10 años para poder brindar una muestra efectiva, notando que la edad con mayor incidencia es de 21-30 años con una cantidad de 38 pacientes de los 124 como población general, cabe destacar que 120 pacientes ingresaron a la institución con diagnóstico por secuelas de traumatismo de la medula espinal (F. Teletón, comunicación personal, 2022).

Los adultos con LME enfrentan barreras para la participación socioeconómica, con tasas de desempleo que superan el 60 % en todo el mundo (SESAL, 2019).

Productividad de personas con lesión medular

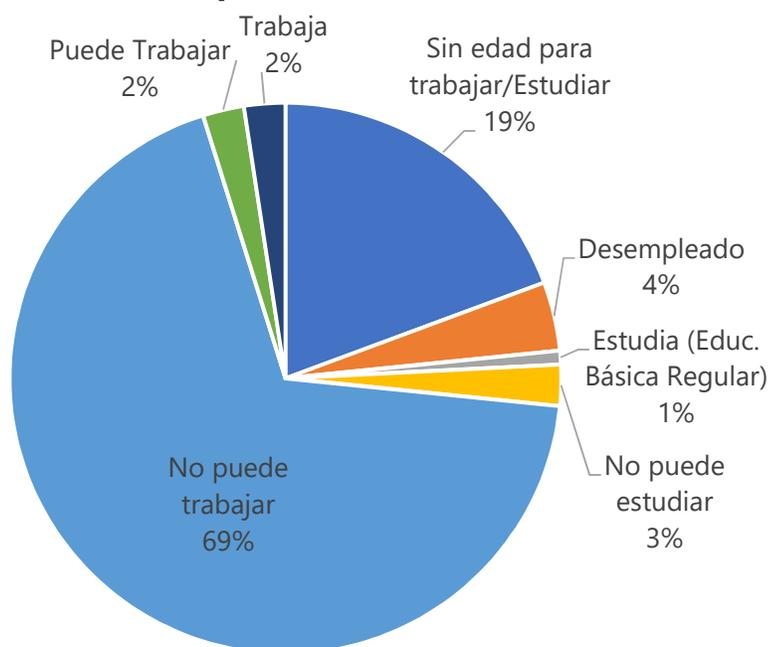


Ilustración 21 Productividad de personas con lesión medular

Fuente: F. Teletón, comunicación (2022)

En la ilustración anterior se demuestra con base a porcentaje la productividad de los pacientes con lesión medular, se estableció por categoría, las cuales son: sin edad para trabajar, desempleado, estudia, no puede estudiar, no puede trabajar, puede trabajar y como ultima si trabaja actualmente, notando que el mayor índice de productividad es de la categoría no puede trabajar, dada a su condición física.

De la población en estudio, se consideró importante ejemplificar su grado de escolaridad, en el cual se estableció de la siguiente forma: Educación básica completa inactiva/ Activa, Educación básica incompleta inactiva/ Activa, Educación media Completa Inactiva, Educación media incompleta Inactiva, Universitaria Incompleta Activo, Educación Universitaria Incompleta inactivo, no corresponde (menos de 3 años), Preescolar, Primaria, Sin educación formal, Técnico inactivo, Universitaria completa, el cual se demuestra en la siguiente ilustración.

Grado de escolaridad personas con lesión medular

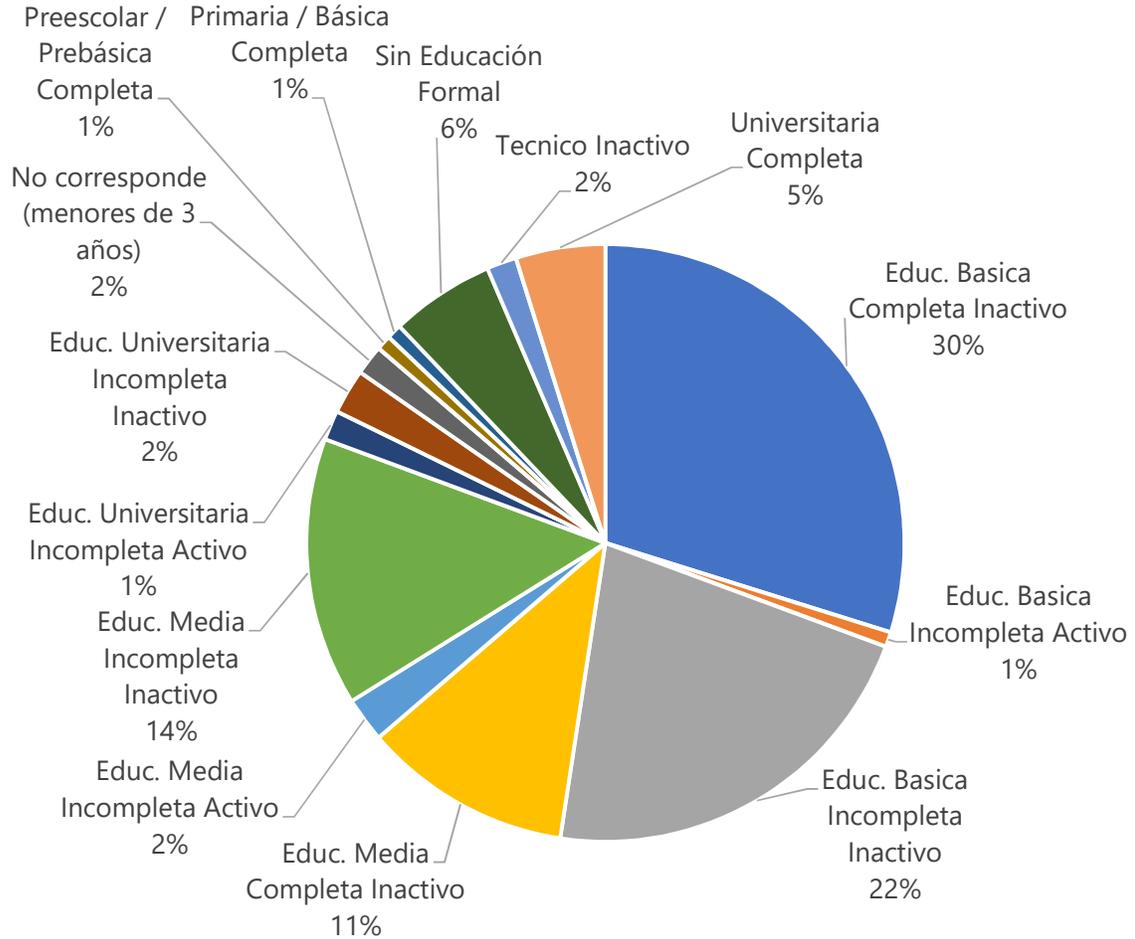


Ilustración 22 Escolaridad de personas con lesión medular

Fuente: F. Teletón, comunicación personal (2022)

4.6 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

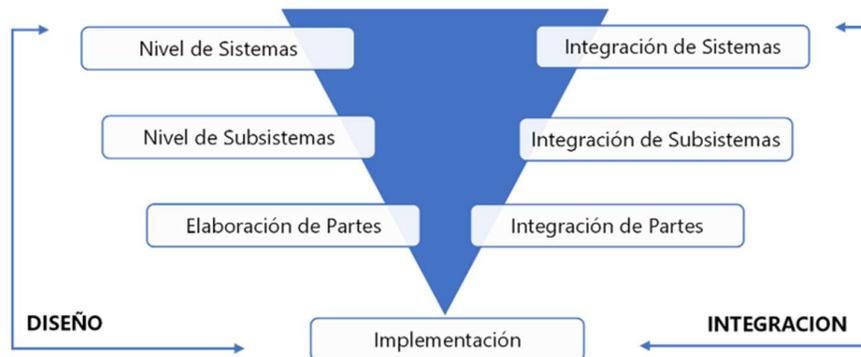


Ilustración 23 Metodología en V

Fuente: Propia (2022)

La metodología en V es la que será implementada en esta investigación ya que es la más adecuada debido a que ofrece la posibilidad de definir de mejor manera el desarrollo de los sistemas, subsistemas y la integración de estos, además muestra los procedimientos de gestión de calidad los cuales son muy importantes para la investigación, la cual es mostrada en la siguiente ilustración.

4.6.1 NIVEL DE SISTEMAS

Para el desarrollo del prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de pacientes parapléjicos se establecieron 3 niveles de sistemas los cuales a su vez se dividen en varios subsistemas que permitirán realizar el control del sistema en su totalidad.

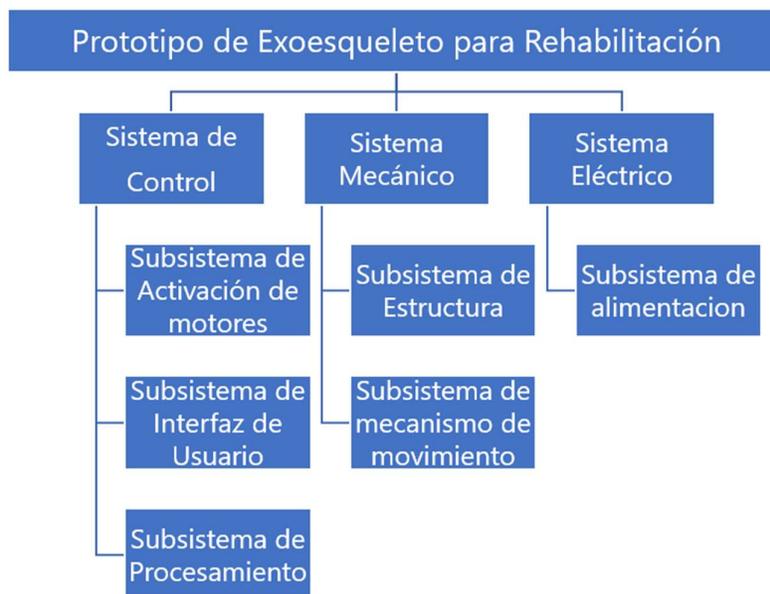


Ilustración 24 Diagrama de sistemas y Subsistemas

Fuente: Propia (2022)

1. Sistema de Control: Sistema encargado de la activación de los motores de la manera preestablecida en el código de programación, o el movimiento elegido en la aplicación móvil desarrollada.
2. Sistema Mecánico: Se realizan pruebas para seleccionar el material a utilizar, y los componentes más adecuados, además de determinar el mecanismo con el cual se realizarán los movimientos que simularán el miembro inferior.
3. Sistema Eléctrico: En este sistema se determina cual es la mejor fuente de alimentación para el prototipo tomando en cuenta el consumo de todos sus componentes eléctricos.

4.6.2 NIVELES DE SUBSISTEMAS

1. Subsistema de Activación de motores: Este será encargado de activar los motores para los movimientos de extensión y flexión del exoesqueleto.
2. Subsistema de Interfaz de Usuario: La aplicación móvil desarrollada tiene una interfaz amigable tanto con el paciente como con el terapeuta, de manera que de una manera sencilla ofrezca la posibilidad de elegir un determinado movimiento a realizar.
3. Subsistema de Procesamiento: Se determina que microprocesador será implementado en el prototipo, este debe cumplir con los requerimientos necesarios.
4. Subsistema de estructura: El diseño de la estructura está diseñada en el software de diseño SolidWorks, para su fabricación se debe determinar el mejor material que permita soportar el peso necesario sin presentar deformaciones, para el diseño del prototipo se consideraron parámetros antropométricos, los cuales son mostrados en la siguiente tabla.

Tabla 3 Variables antropométricas

Variable Antropométrica	Valores mínimos a máximos		
Peso de persona	170 lb	175 lb	190 lb
Distancia Rodilla- Tobillo	57.82 cm	59 cm	62 cm
Distancia Cadera- Rodilla	49.08 cm	53.05 cm	55.02 cm

Fuente: Propia (2022)

Para poder realizar la deducción de cuanta cantidad de masa podría soportar el prototipo, se tomó en cuenta la segunda ley de Newton empleando la ecuación de fuerza y peso con base a la masa que presentan las partes del cuerpo según Dempser y Clauser.

La primera ecuación para cálculo de fuerza es:

$$F = m * a$$

Ecuación 1 Fuerza

Fuente: Ospina (2006)

F= Representa la Fuerza total que actúa sobre el cuerpo.

m=Representación de la masa del cuerpo.

a=Representa la aceleración que tiene el cuerpo humano.

$$w = m * g$$

Ecuación 2 Peso

Fuente: Ospina (2006)

w=Representa el peso.

m=Representa la masa.

g=Representa la gravedad

5. Subsistema de mecanismo de movimiento: Analizar el tipo de eslabón que se implementa en el prototipo de exoesqueleto.
6. Subsistema de Alimentación: Encargada de suministrar el voltaje y corriente necesario para que el prototipo funcione de manera óptima.

4.6.3 ELABORACIÓN DE PARTES

Luego de haber establecido anteriormente los niveles de sistemas y subsistemas los cuales cuentan con divisiones específicas, el siguiente paso es la elaboración de todas las partes involucradas para el correcto funcionamiento del prototipo, el cual fue diseñado en un software capaz de crear y modelar con exactitud.

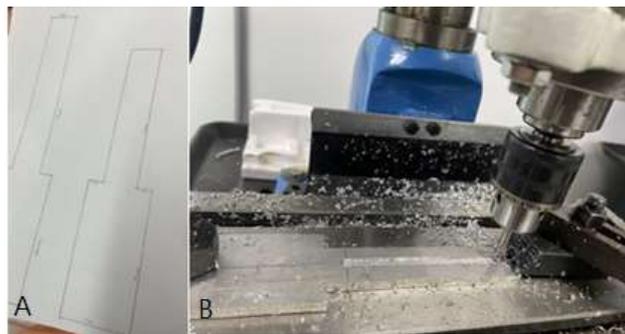


Ilustración 25 Elaboración de partes A) Plantilla B) Maquinado de pieza

Fuente: Propia (2022)

En la ilustración anterior se demuestra el proceso luego de realizar el diseño CAD, se procede a sacar las plantillas de las piezas, y luego el maquinado de las mismas, empleando el proceso de taladrado y fresado.



Ilustración 26 Soldadura tobillo y pie

Fuente: Propia (2022)

4.6.4 IMPLEMENTACIÓN

En esta parte de la metodología en V es donde los niveles de sistemas, subsistemas y la elaboración de partes se implementa en conjunto para obtener los resultados deseados los cuales pueden ser analizados para el prototipo de exoesqueleto de miembro inferior.

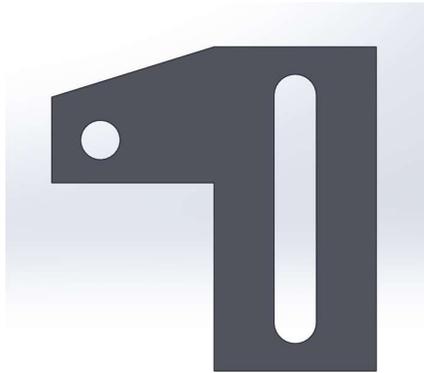


Ilustración 27 Implementación de diseño

Fuente: Propia (2022)

4.6.5 INTEGRACIÓN DE PARTES

En la integración de partes es donde se verifica el correcto funcionamiento de cada pieza creada en el software de diseño, ya que es donde interactúa con el resto de las piezas del sistema, en las siguientes ilustraciones se pueden observar las integraciones de partes tanto modelado como físico.

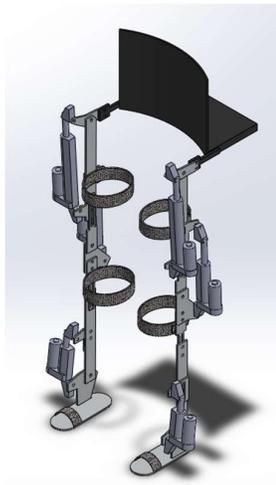


Ilustración 28 Elaboración Integración de partes en SolidWorks

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 29 Integración de partes en físico

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 30 Prototipo final desarrollado

Fuente: Propia (2022)

En la ilustración anterior se demuestra el prototipo final, con su integración de todos los subsistemas y sistemas necesarios, el cual como se observa es capaz de mantenerse en posición vertical de manera autónoma.

4.6.6 INTEGRACIÓN DE SUBSISTEMAS

Luego de tomar en consideración todos los niveles y fases anteriores se realiza la integración de los subsistemas en cuanto a estructura y subsistema de mecanismo de movimiento, en el siguiente capítulo de análisis y resultados se toma en consideración las fórmulas y evaluaciones realizadas a cada pieza para poder garantizar el correcto funcionamiento del prototipo de exoesqueleto, en la siguiente ilustración se puede observar donde el funcionamiento el subsistema de mecanismo y estructura.



Ilustración 31 Integración de subsistema mecánico y estructura

Fuente: Propia (2022)

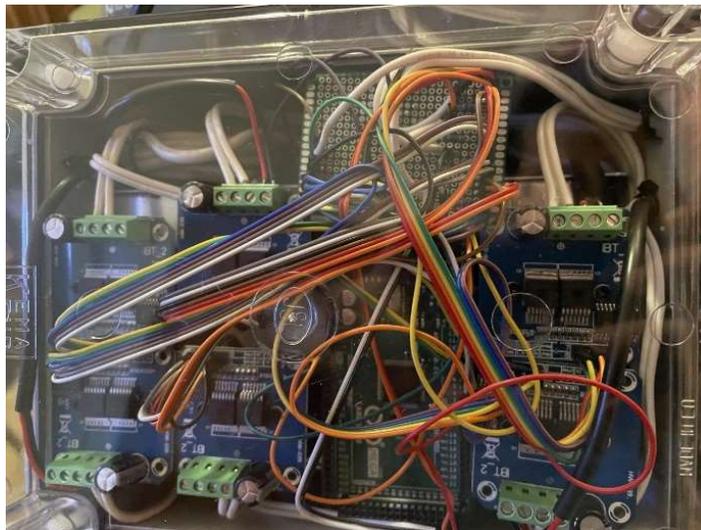


Ilustración 32 Integración de sistema de control

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se demuestra la integración de los sistemas de alimentación y control de activación de motores, el cual está conformado por: microprocesador, puentes H controladores de movimiento y fuente de voltaje 12V DC.

4.6.7 INTEGRACIÓN DE SISTEMAS

En esta etapa final de la metodología se realizó la integración de los sistemas principales, donde ya se concluyeron los trabajos necesarios donde se realizó el rediseño de piezas, análisis de mecanismos y conexiones de los dispositivos electromecánicos.



Ilustración 33 Integración de sistemas

Fuente: Propia (2022).

4.7 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

En cuanto a validación se empleó la ficha técnica de Bruno Munari dado que permite la extracción de muestras, información relevante para alcanzar determinados objetivos, la cual representa un mecanismo de análisis de objetos que se requiera tener una correcta y exhaustiva valoración.

4.7.1 FICHA TÉCNICA BRUNO MUNARI

4.7.1.1 Nombre: Exoesqueleto Indego



Ilustración 34 Exoesqueleto Indego

Fuente: Indego Powering People Forward (2021)

4.7.1.2 Autor

Los autores involucrados en la creación de este dispositivo de asistencia al movimiento son:

- Michael Goldfarb, Franklin, TN (US)
- Ryan J. Farris, Nashville, TN (US)
- Hugo A. Quintero, Irvine, CA (US)

Ellos trabajan para la Universidad de Vanderbilt de Nashville TN, EEUU, quien actualmente tiene la patente.

4.7.1.3 Patentes

La familia de patentes de este Biodispositivo son las siguientes:

- Canadá: CA2811593
- Oficina Europea de Patentes: EP2621416

- China: CN103200909
- España: ES2636946
- Patente Mundial (WIPO): WO/2012/044621
- India: 680/KOLNP/2013

Según Movement Assistance Device - Google Patents, (2011) Estas patentes tienen vigencia hasta 08/28/2034.

El propósito principal de este dispositivo es que por medio de un sistema de exoesqueleto que contiene una variedad de sensores, se pueda captar señales de Electromiografía (EMG) de manera continua determinando los impulsos de corriente eléctrica en el usuario que indican un movimiento y que por medio de un controlador que está configurado para determinar el estado de la corriente del sistema de exoesqueleto y la corriente del impulso del usuario genere señales de control hacia el exoesqueleto y que de esta manera haga movimientos más naturales (*US20130197408 Movement Assistance Device*, 2022).

4.7.1.4 Productor

El productor es Parker-Hannifin Corporation. Parker-Hannifin Corporation es una corporación estadounidense que se dedica a la especialización en tecnologías de control y movimiento. Parker-Hannifin Corporation tiene su sede corporativa en Mayfield Heights, Ohio (Parker Hannifin, 2011).

4.7.1.5 Dimensiones

Según Guía de Proveedores y Servicios en el Área de Salud el tamaño del dispositivo puede ser personalizado en función de los requisitos de cada usuario, por ello la configuración estándar provee tres tamaños:

Tabla 4 Dimensiones del exoesqueleto INDEGO

DIMENSIONES DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN ROBÓTICA INDEGO	
Rango de ancho de cadera	34 – 42.2 cm
Rango de longitud de pierna superior	37 – 49 cm
Rango de longitud de pierna inferior	42 – 55 cm

Fuente: Introduction to Indego ® Therapy, n.d.

En el caso de los requerimientos del paciente, Introduction to Indego Therapy (n.d.) menciona las siguientes dimensiones:

Tabla 5 . Dimensiones de paciente para el exoesqueleto para rehabilitación robótica INDEGO

DIMENSIONES DE PACIENTE PARA EL EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN ROBÓTICA INDEGO	
Rango de altura	155 – 191 cm
Ancho máximo de cadera	42.2 cm
Longitud de fémur	35 – 47 cm

Fuente: Introduction to Indego® Therapy, n.d.

4.7.1.6 Material

El exoesqueleto Indego está conformado mayormente por, metal y una mezcla de plástico ABS y policarbonato Gardiner, (2016).

Tabla 6 Descripción y clasificación de materiales del Exoesqueleto INDEGO

Material	Clasificación	Descripción
Aceros	Metal - Ferroso	Chasis
Aluminios	Metal - No Ferroso	Chasis
Polímero - ABS	No metales – Orgánicos – Termoplásticos	Chasis
Polímero - Policarbonato	No metales – Orgánicos – Termoplásticos	Chasis
Polímero – Fibra de Carbono	No Metales – Orgánicos – Termoplásticos	Pies del Exoesqueleto

Fuente: Gardiner, G. (2016, April 8)

4.7.1.7 Peso

El exoesqueleto Indego tiene un peso aproximado entre 12-15 kg, siendo uno de los más ligeros en el mercado actual relacionado con este tipo de ortesis. El peso de este exoesqueleto permite a las personas que lo utilicen poder transportarlo con mayor facilidad que otros prototipos que ayuden al movimiento mecánico de las personas, como ser sillas de ruedas, andadores u otros modelos de ortesis para el miembro inferior Álvarez, (2016).

Tabla 7 Pesos establecidos en el exoesqueleto para rehabilitación robótica INDEGO

PESOS ESTABLECIDOS EN EL EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN ROBÓTICA INDEGO	
Peso del dispositivo armado	12-15 kg
Peso máximo tolerable por persona	113 kg

Fuente: Introduction to Indego[®] Therapy, n.d.

4.7.1.8 Técnicas

Tomando en cuenta su naturaleza y su respectiva clasificación cada material utilizado en el exoesqueleto conlleva diferentes procesos para su extracción y producción.

Material	Proceso de Producción
Aluminio	<ol style="list-style-type: none"> 1. Extracción 2. Refinado o concentrado 3. Fusión 4. Afinado
Acero	<ol style="list-style-type: none"> 1. Extracción 2. Transporte 3. Preparación <ol style="list-style-type: none"> a. Lavado b. Quebrado c. Cribado 4. Aireado 5. Alto horno 6. Escoria 7. Arrabio 8. Horno de Hogar abierto
ABS	<ol style="list-style-type: none"> 1. Extrusión 2. Moldeo 3. Formado en Frio 4. Calandrado (Resina y aditivos)

Policarbonato	<ol style="list-style-type: none"> 1. Extrusión 2. Moldeo 3. Espumas 4. Maquinado (Resinas y hojas)
Fibras de Carbono	<p>Este es un material compuesto que se deriva de un polímero llamado poliacrilonitrilo.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Calentamiento del poliacrilonitrilo en una atmósfera con aire a aproximadamente 300°C. 2. El Poliacrilonitrilo oxidado es expuesto en un horno con una atmósfera de gas (argón) hasta que llegue a los 2000°C convirtiéndolo en grafito 3. Al llevarse a cabo este cambio de estructura molecular se forman láminas de grafeno que al tiempo se juntan para formar un filamento con forma cilíndrica. (Mariano, 2012)

Fuente: CLASIFICACIÓN de LOS MATERIALES PARA MANUFACTURA, n.d.

4.1.7.9 Costo y valor

El exoesqueleto Indego está orientado para aquellas personas con daños severos en la médula espinal. En comparación a otros modelos de exoesqueletos relacionados, este presenta el menor precio disponible en el mercado actual, con un valor de \$80,000, por lo que, a pesar de ser un precio bastante elevado, es más asequible para la población que otros modelos que cumplen la misma función Álvarez, (2016).

Tabla 8 Comparativa de precios de diferentes exoesqueletos robóticos

COMPARATIVA DE PRECIOS EXOESQUELETOS ROBOTICOS		
Modelo	Fabricante	Precio (\$)
Indego Therapy	Indego	80,000
Easywalk	Syrebo	100,000
E-helper	Zarya	110,000
HAL	Cyberdyne	125,000

Fuente: Expo (2022)

Una vez observada la Tabla 6, se recomienda utilizar el modelo Indego Therapy fabricado por la compañía Indego, ya que, este exoesqueleto cumple con las funciones requeridas para una persona con complicaciones en el miembro inferior, como ser caminar, sentarse, o pararse, así mismo, cumple con las mismas funciones que los otros modelos que se asemejan y por un precio más asequible para la población Científica, (2022).

4.7.1.10 Embalaje

El empleo de un embalaje adecuado para un dispositivo medico tendrá una repercusión clave al momento de ser empleado de forma terapéutica al paciente, ya que con este se garantiza la integridad el dispositivo desde la salida de fabrica hasta el punto final de uso, en algunos casos el embalaje es de alta utilidad cuando se está realizando la aplicación del mismo, por razones anteriormente expuestas elijan de manera adecuada el embalaje evitando de esta manera daños mecánicos durante el transporte, el cual estos deben cumplir con todas las normas de salud y seguridad.

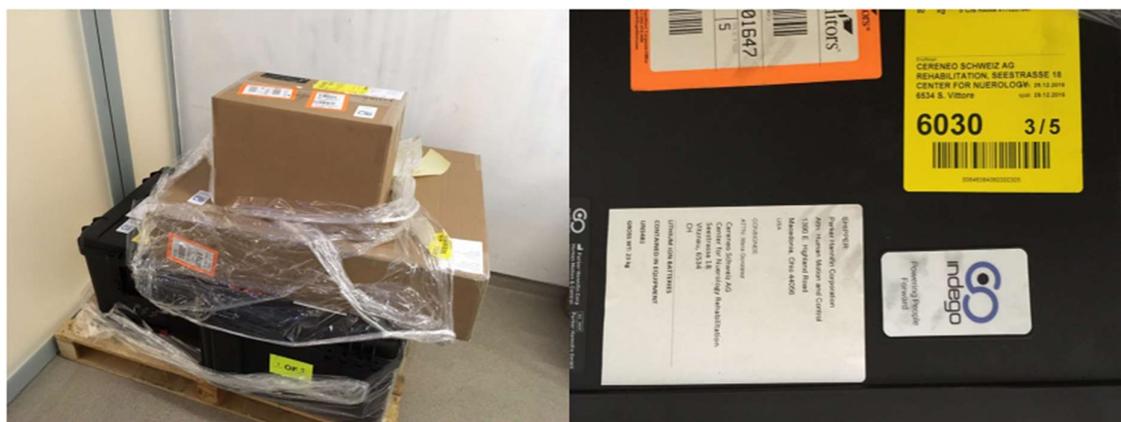


Ilustración 35 Embalaje de Exoesqueleto Indego

Fuente: Lopez Sanchez, (2017)

Como se puede observar el exoesqueleto Indego es enviado en 2 cajas de cartón conteniendo partes metálicas, y partes electrónicas y motores en la caja plástica la cual permite una mayor protección a los componentes y de esta manera se brinda la integridad de este.

Las instrucciones de ensamblaje y uso del exoesqueleto son enviados impresos dentro del embalaje y son enviados en formato PDF cuando se realiza la compra, el embalaje debe ser almacenado dado que el dispositivo cuenta con un año de garantía y para realizar los mantenimientos que fabrica sugiere deben de mantener el embalaje original (Indego Warranty Options by Anatomical Concepts (UK) Ltd - Issuu, s. f.).

4.7.1.11 Utilidad declarada

Utilidad declarada: Sistema exoesqueleto ambulatorio modular para rehabilitación robótica de la marcha, el cual incorpora órtesis muslo podálicas bilaterales para uso persona o institucional, que permite a las personas con lesión medular niveles C7 a L5 y accidentes cerebrovasculares, realizar funciones ambulatorias para ofrecer rehabilitación de la marcha y utilizado como herramienta de fisioterapia, siendo ajustable para las extremidades inferiores. Buscando una mayor movilidad e independencia funcional a los pacientes y como un dispositivo complementario a la silla de ruedas (Exoesqueleto de terapia Indego, 2021).

Utilidad efectiva: Si cumple con ser un sistema exoesqueleto ambulatorio modular para rehabilitación robótica de la marcha, el cual incorpora órtesis muslo podálicas bilaterales para uso persona o institucional, el cual tiene la autorización de la FDA, que permite a las personas con lesión medular niveles C7 a L5 y accidentes cerebrovasculares, realizar funciones ambulatorias para ofrecer rehabilitación de la marcha y utilizado como herramienta de fisioterapia, siendo ajustable para las extremidades inferiores. Buscando una mayor movilidad e independencia funcional a los pacientes y como un dispositivo complementario a la silla de ruedas (Exoesqueleto de terapia Indego, 2021).

4.7.1.12 Funcionalidad

El exoesqueleto Indego es un dispositivo robótico que emplea la más alta tecnología y está diseñado para el entrenamiento personalizado de la marcha y posibilita que los pacientes que sufran de algún daño cerebral ya sea central o periférico puedan recuperar la habilidad de caminar de la manera más natural como sea posible esto es gracias al diseño modular y facilidad de uso que posee (Exoesqueleto biónico, en Fundación DACER Dacer centro de neurorrehabilitación y daño cerebral, 2021).

La terapia Indego es un exoesqueleto ajustable de miembros inferiores que permite a los pacientes beneficiarse del entrenamiento de la marcha específico de la tarea para pacientes con accidente cerebrovascular y lesión de la médula espinal.

- Indego le permite ponerse de pie de forma segura y caminar incluso si no caminó durante mucho tiempo.
- Al cambiar tu postura le indicara al exoesqueleto de Indego que camine contigo.
- Su terapeuta de Indego puede hacer ajustes específicos para asegurarse de que aproveche al máximo cada sesión de entrenamiento (*Patient Use | Indego® Therapy Exoskeleton*, s. f.).

El uso del dispositivo con fines de rehabilitación requiere un rehabilitador que haya completado tres o cuatro días de capacitación. La formación será organizada por el fabricante junto con el distribuidor. Además, existe la posibilidad de recibir más capacitación y consultas si es necesario (FINCCHTA, 2020).

El exoesqueleto Indego presenta un diseño modular y se puede desmontar para facilitar el almacenamiento y el transporte. También es el primer exoesqueleto que cuenta con un dispositivo con iOS que viene precargado en un iPod. La aplicación está diseñada para proporcionar un seguimiento sin esfuerzo de la utilización del dispositivo portátil por parte del usuario, exportar los datos y cambiar la configuración del dispositivo. Indego ha sido aprobado por la FDA para uso clínico y personal en pacientes con lesión de la médula espinal («Indego», 2016).

4.7.1.13 Ruido

El ruido puede ser generado por ciertos componentes, como ser actuadores que forman parte de la estructura del exoesqueleto, y se encuentran en un nivel de ruido tolerable, siendo estos en un rango de 40 decibeles (dB), el cual se podría comparar con el ruido producido en una habitación silenciosa, a 60 dB, que se podría comparar con el ruido producido por una lavadora o una conversación sosegada (Barrios, 2019; Pareja, 2020).

4.7.1.14 Mantenimiento

Para mantener un rendimiento óptimo de su producto Indego, requiere un mantenimiento preventivo anual por técnicos de servicio certificados de Indego. Todos los dispositivos Indego vienen con una garantía limitada de dos años e incluye dos citas de mantenimiento preventivo de cortesía después de sus primeros 12 y 24 meses de haber

adquirido el producto. En las citas de mantenimiento se incluyen los costos de envío del producto, así como también las actualizaciones de software de este y en cuanto a las reparaciones no planificadas los costos de estas serán cargadas al cliente (Parker Hannifin Corp., 2017).

4.7.1.15 Ergonomía

Tabla 9 Factores humanos según “Ergonomía para el diseño”

FACTORES HUMANOS	
Anatomo-fisiológico	El exoesqueleto indego se adapta a las necesidades de las personas con daño cerebral central o periférico, es decir les permite caminar.
Antropométrico	<ul style="list-style-type: none"> • Sexo: Pueden utilizarlo personas de ambos sexos. • Edad: Se puede utilizar en pacientes pediátricos y adultos. • Grupo racial: Pacientes con una altura de entre 150cm – 190cm y un peso \leq 113 kg. • Factor genético: No afecta. • Grado de salud: Se necesita que la persona tenga suficiente fuerza en la parte superior del cuerpo para poder mantener el equilibrio.
Psicológico	El paciente se podrá ver favorecido desde el punto de vista de la psicología ya que con este exoesqueleto tendrá la oportunidad de recuperar ciertas habilidades que había perdido o carecía de ellas.

Sociocultural	El elevado costo de este dispositivo hace que no sea tan accesible para todas las personas que lo necesitan, pero entre las opciones disponibles es de las más económicas.
----------------------	--

Fuente: (Exoesqueleto para rehabilitación robótica - INDEGO, s. f.), («Indego», 2016)

Tabla 10 Factores ambientales según “Ergonomía para el diseño”

FACTORES AMBIENTALES	
Temperatura	Para condiciones de operación, necesita un rango de temperatura de 0° a 40° C.
Humedad	Las condiciones de operación tienen que estar en un rango de humedad relativa de 30% - 75%.
Ventilación	No necesita ventilación.
Iluminación	No contiene o necesita ningún tipo de iluminación.
Color	El color del ambiente no afecta el funcionamiento del dispositivo.
Ruido y sonido	El dispositivo no se ve afectado por ruido.
Vibración	Una vibración externa prolongada podría afectar su estructura.
Contaminación	Se debe limpiar el dispositivo al ser utilizado constantemente.

Fuente: (Exoesqueleto para rehabilitación robótica - INDEGO, s. f.)

Tabla 11 Factores objetuales según “Ergonomía para el diseño”.

FACTORES OBJETUALES	
Forma	Su forma se adapta al miembro inferior para dar estabilidad.
Volumen	El volumen de las partes que componen el dispositivo es de manera que ofrezca comodidad al paciente al ser utilizado.
Peso	Tiene un peso relativamente bajo, adecuado para dar comodidad.
Dimensiones	Las dimensiones pueden ser personalizadas dentro de un rango disponible de acuerdo a la necesidad.
Material	Está hecho de materiales que ofrecen calidad y un soporte estable.
Acabado	Tiene diferentes acabados en las partes que lo conforman.
Color	Tiene un color negro
Tecnología	Mediante sensores, servomotores y software sofisticado.
Controles indicadores símbolos y signos	Su comunicación es por conexión Bluetooth y por medio de una aplicación móvil permite configurar lo que son los rangos de movimiento y de la misma manera la retroalimentación es proporcionada por vibración y cambio de color en Leds que posee.

Fuente: *(Exoesqueleto para rehabilitación robótica - INDEGO, s. f.)*

4.7.1.16 Acabados

Dicho exoesqueleto al componerse en su mayoría de polímeros termoplásticos, que pueden ser sometidos a altas y bajas temperaturas sin que se vea comprometida su estructura molecular, y metales como el acero que una de sus propiedades principales es su dureza y su

resistencia al desgaste combinados con el aluminio que presenta una resistencia alta hacia la corrosión se puede decir que es resistente a los golpes y roces por la naturaleza de sus materiales.

Los materiales que combinados conforman el exoesqueleto Indego, en su mayoría cuentan con las propiedades como ser resistencia mecánica alta, rigidez, dureza y tenacidad. Así como también cuentan con una resistencia alta a los cambios de temperatura y en el cual se ha tomado un cuidado especial en hacerlo sencillo y desmontable para la comodidad del usuario (*clasificación de los materiales para manufactura, n.d.*).

4.7.1.17 Manejabilidad

Tabla 12 Principios de Diseño Universal aplicados al exoesqueleto Indego.

Principios de Diseño Universal					
	Principio	Descripción	Cumple	No Cumple	
1.	<i>Equitativo</i>	Debe ser útil para todas las personas.		X	Esta limitado a un rango de altura del paciente, así como también del peso y ancho de cadera.
2.	<i>Flexible</i>	Se acomoda a un amplio rango de preferencias y habilidades individuales.	X		Se pueden programar los parámetros de movimientos según sean las necesidades de la persona.

3.	<i>Intuitivo</i>	Fácil de entender, sin importar los conocimientos del usuario.	X		Es fácil de utilizar su interfaz es sencilla mediante una aplicación móvil se puede monitorear y realizar cambios en los parámetros de movimiento.
4.	<i>Información perceptible</i>	Comunica de manera eficaz la información necesaria para el usuario.	X		Contiene su manual de usuario y además, la aplicación para su control.
5.	<i>Tolerante al error</i>	Minimiza los riesgos de acciones.	X		Se monitorea y se cambian los parámetros por medio de una app. Y su proveedor ofrece actualizaciones constantes para mejorar la seguridad que brinda al paciente.
6.	<i>Bajo esfuerzo físico</i>	Puede ser usado con un mínimo de fatiga.		X	Requiere actividad física por parte de la persona que lo utiliza.

7.	<i>Dimension y espacio</i>	Tamaño y espacio apropiados para el acceso, alcance y uso, independientemente de la fisionomía del usuario.	X	Las dimensiones del dispositivo son adecuadas al igual que su peso, esto brindara comodidad al paciente a la hora de utilizarlo de manera prologada.
----	----------------------------	---	---	--

Fuente: (Exoesqueleto para rehabilitación robótica - INDEGO, s. f.)

4.7.1.17 Duración

La vida útil estimada del dispositivo es de cinco a siete años. La organización que compra el equipo debe evaluar cuidadosamente las tasas de uso. Se debe asegurar que las condiciones de trabajo en las que funcione el equipo sean las óptimas, como ser que el paciente se encuentre entre los rangos aceptables para el correcto funcionamiento del dispositivo, esto se debe hacer con el objetivo principal de no realizar acciones que le resten vida útil al dispositivo (FINCCHTA, 2020).

4.7.1.18 Toxicidad

Tabla 13 Materiales y su toxicidad

Material	¿Es tóxico?	¿Cuánto tardan en desintegrarse en el ecosistema?
Aceros	No toxico para el cuerpo humano.	100 años
Aluminios	No toxico.	10 años.
Polímeros-ABS	No toxico.	400 años.
Polímero-Policarbonato	Toxico y corrosivos.	150 años.
Polímero-Fibra de carbono.	No toxica.	Degradación térmica y desgaste.

Fuente: (*Exoesqueleto para rehabilitación robótica - INDEGO, s. f.*)

4.7.1.19 Estética

Las partes del exoesqueleto Indego Therapy pueden ser desmontadas, de manera que su diseño es muy práctico para el uso y manejabilidad, ya que hasta el propio paciente portador de esta ortesis puede manipularlo con mucha facilidad. Su diseño es liviano, modular y de ajuste rápido, en adición al peso el cual es bastante manejable para la mayoría de las personas, cuenta con una forma de diseño apta para su funcionamiento (Parker, 2022).

Por lo tanto, este exoesqueleto cumple con la triada de diseño forma-función y estética, ya que, el propósito de esta ortesis es poder proveer terapia individualizada de la marcha para pacientes con debilidades en las extremidades del miembro inferior, producidas por una lesión en la medula espinal o por accidentes cerebrovasculares. Por lo que se busca la efectividad y comodidad en el diseño ya que los pacientes portaran este exoesqueleto a diario, ya sea si están hospitalizados o trabajando en sesiones de rehabilitación desde casa (Parker, 2022).

4.7.1.20 Moda

El exoesqueleto Indego representa un símbolo de clase superior, ya que, si bien es cierto que este permite a aquellas personas con lesiones en la medula espinal una rehabilitación mucho más eficaz y mejorando los plazos de recuperación para poder volver a caminar, existen otros dispositivos médicos como ser bastones, muletas, andadores o sillas de ruedas, las cuales

pueden cumplir esta función, pero no con la misma efectividad. Del mismo modo, al ser una ortesis relativamente nueva y moderna, su precio es altamente elevado, por lo que, a pesar de presentar un costo menor a otras alternativas del mercado, sigue siendo inalcanzable para muchas personas (García, 2019).

4.7.1.21 Valor social

Los pacientes con patologías como ser:

- Lesión cerebral adquirida, por traumatismo craneoencefálico, ICTUS
- Procesos hipóxicos- metabólicos, tumores cerebrales
- Epilepsia y procesos neurodegenerativos.
- Lesión de la médula espinal,
- Parálisis completa C7 o inferior incompleta
- Hemiparesia hemiplejía
- Esclerosis múltiple
- Síndrome de Guillain-Barré
- Debilidad generalizada causada por otras afecciones neurológicas

El empleo de este dispositivo brinda la capacidad de un entrenamiento de marcha orientada a recuperación de movimientos objetivos, y tareas específicas con niveles personalizables con asistencia motorizada lo cual generará una independencia funcional, y lo cual su nivel cultural y técnico aumenta porque tendrá la posibilidad de elevar su nivel educativo, lo cual tendrá una inclusión social mayor (*Exoesqueleto biónico, en Fundación DACER centro de neurorrehabilitación y daño cerebral, 2021*).

Para estos pacientes, la prioridad es recuperar el control de la postura, pararse y caminar. La rehabilitación de la marcha es uno de los factores que mayor impacto tienen en la reinserción social y laboral de los pacientes. Puede mejorar su independencia y combatir algunas complicaciones (Olaia Ferreira García, 2020).

4.7.1.22 Esencialidad

Este exoesqueleto es de ensamble único, lo que significa que no cuenta con elementos superfluos, adornos o accesorios externos adaptables a este tipo de ortesis. Únicamente se requiere de este exoesqueleto en conjunto con un dispositivo para el apoyo del paciente para llevar a cabo su función de rehabilitación (bastón, andador, carrito de apoyo Therapy, (2021).

Las partes del exoesqueleto Indego son de diseño modular, las cuales están interconectadas entre sí y son indispensables para el adecuado funcionamiento para proveer mayor estabilidad al miembro inferior dañado y mayor seguridad para el paciente independientemente de cuál sea su condición corporal (Therapy, 2021).

4.8 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Para la elaboración de este proyecto de investigación se realizó la creación de un cronograma de actividades de acuerdo con las 10 semanas comprendidas por el trimestre, tomando como punto de partida la presentación de propuesta de investigación hasta la etapa de finalización de este.

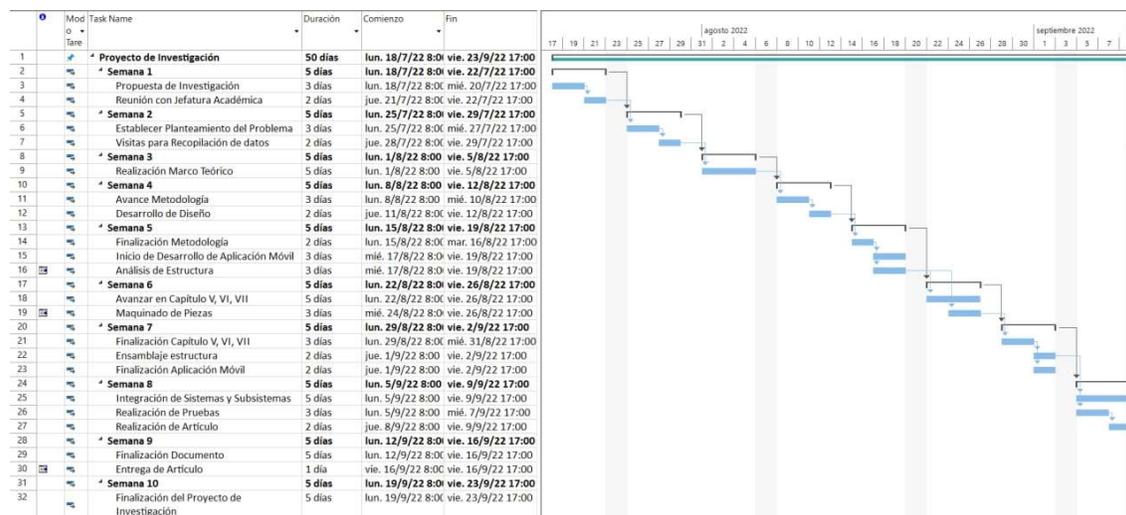


Ilustración 36 Cronograma de Actividades

Fuente: Propia (2022)

V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En este capítulo se aborda los análisis y resultados realizados al prototipo creado en el software SolidWorks donde se obtuvo la representación 3D del mismo, el cual permitió realizar diferentes pruebas.

5.1 CINEMÁTICA Y CÁLCULO DE FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE EL CUERPO HUMANO

Como menciona Zhu et al. (2015) ejemplificando acerca de las propiedades de los movimientos humanos, los cuales consisten en contracción y estiramiento muscular, los mismos generan un ángulo dependiendo la parte específica en estudio, para ello en el siguiente apartado se demuestra cuáles son las fuerzas involucradas cuando existen los movimientos expuestos anteriormente, en la siguiente ilustración podemos observar un mecanismo de 3 eslabones con 3 grados de libertad capaz de replicar movimiento natural de miembro inferior.

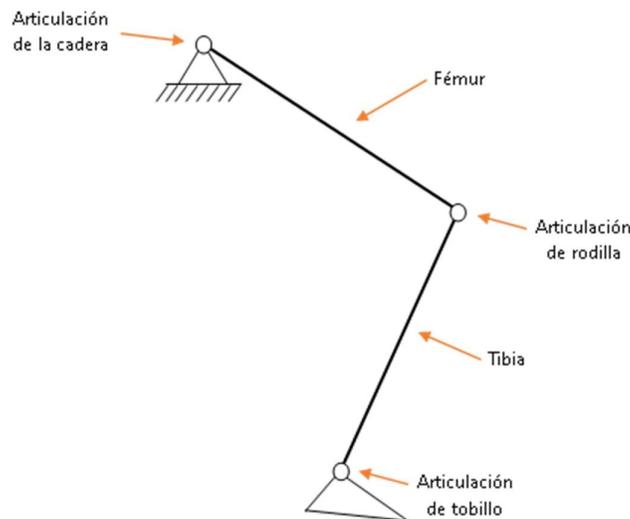


Ilustración 37 Análisis Cinemático de 3 eslabones.

Fuente: Propia (2022)

Para el diseño y óptimo funcionamiento del prototipo de exoesqueleto de miembro inferior es necesario realizar un cálculo de fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano, en la siguiente tabla se especifica el porcentaje de cada parte del cuerpo, para poder determinar el peso de cada extremidad, de tal forma emplear la tercera ley de Newton acción y reacción, en el cual se empleó el modelo de Hardless el cual se enfoca en cálculo de masa específica de cada parte del cuerpo humano empleando el método de inmersión.

Tabla 14 Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo

Parte del cuerpo	Porcentaje
Tronco sin miembros	50
Mano	0.5
Antebrazo con la mano	2.3
Antebrazo sin la mano	1.6
Parte superior del brazo	2.7
Brazo completo	5
Pie	1.5
Parte inferior de la pierna con el pie	5.9
Parte inferior de la pierna sin el pie	4.4
Muslo	10.1
Pierna completa	16
Total	100

Fuente: Loya (2017)

Se considero a una persona de 78 kilogramos para lograr establecer el peso de la parte superior, media, y parte inferior, en la siguiente tabla se puede observar los pesos obtenidos realizando cálculos y aproximaciones empleando los porcentajes correspondientes a partes específicas.

Tabla 15 Peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo

Parte superior	Peso [Kg]
Cabeza	7
Mano	0.63
Brazo	1.248
Antebrazo	1.794
Parte media	
Tronco	39
Parte inferior	
Muslo	7.878
Pierna	3.432
Pierna	1.17

Fuente: Propia (2022)

$$w = m * g$$

Ecuación 3 Fuerza externa

Fuente: Hyperphysics (2021)

Se debe realizar un seccionamiento de las fuerzas perpendiculares de cada articulación desde el centro de gravedad, la distribución se demuestra en la siguiente ilustración.

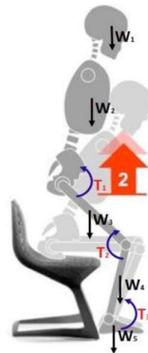


Ilustración 38 Distribución de reacciones por extremidades

Fuente: Loya (2017)

Tabla 16 Reacciones de Newton

Reacciones de Newton		Resultado [N]
w1	7 Kg x 9.81	68.67
w2	49.6 Kg X 9.81	486.78
w3	7.87 Kg X 9.81	154.56
w4	3.432 Kg x 9.81	67.32
w5	1.17 Kg X 9.81	22.95
W total		800.28

Fuente: Propia (2022)

En la tabla anterior se tienen los resultados de las reacciones que tiene el cuerpo humano seleccionando las fuerzas perpendiculares de cada articulación como ser: cabeza, tronco, muslo, rodilla y pie obteniendo como reacción total 800.28 N, en la siguiente tabla se demuestra la reacción total, tomando en consideración el peso del exoesqueleto el cual es de 17 kg aproximadamente.

Tabla 17 Reacciones totales

Reacción total	
Reacciones asociadas a usuario	800.28
Reacciones asociadas a prototipo	166.77
Resultado [N]	967.05

Fuente: Propia (2022)

Como anteriormente fue mencionado se realizó los cálculos donde se consideró el peso del exoesqueleto es de 17 Kg ya completo, se realiza una distribución en 4 partes, la

cuales son: tronco, cadera, rodilla y pie, en la siguiente tabla se demuestra cada reacción por partes.

Tabla 18 Distribución de reacciones de exoesqueleto

Distribución de reacciones de exoesqueleto			Resultado [N]
A1	Reacción de tronco	$5 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$	49.05
A2	Reacción cadera	$4 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$	39.24
A3	Reacción rodilla	$4 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$	39.24
A4	Reacción pie	$4 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$	39.24
Total			166.77

Fuente: Propia (2022)

5.1.1 CÁLCULO DE FUERZA RESULTANTE

En esta parte se debe incluir el peso total del individuo en estudio en el cual es 78 Kg, y el aproximado de la estructura que es 17 Kg, dando en total 95 Kg, lo cual brinda en fuerza 931.95 N, lo cual quiere decir que cuando la persona está en posición vertical cada pierna tiene una carga de $W = 465.97 \text{ N}$, la cual se puede visualizar en la siguiente ilustración.



Ilustración 39 Fuerzas resultantes

Fuente: Propia (2022)

5.1.2 CÁLCULO DE MOMENTOS TORSIONALES

El cálculo de momentos radica en áreas donde se genera giro o vueltas que producen rotaciones, para ello se tiene que tomar consideraciones de puntos críticos, como por ejemplo cuando la espalda forma un ángulo de 90 grados, dichos cálculos se llevaron a cabo en el ciclo de marcha en la fase de respuesta a la carga dado, cabe destacar que la posición inicial del exoesqueleto es vertical.

5.1.2.1 Desarrollo momento torsional 1

$$T1 = (W2 + A1) \times 0.2520 \text{ m} + W1 \times 0.6951 \text{ m}$$

$$T1 = (476.78 + 49.05) \times 0.2520 + (70.632 \times 0.6951)$$

$$T1 = 180.55 \text{ N-m.}$$

W1= Reacción de cabeza.

W2= Reacción del tronco humano.

A1= Reacción del tronco exoesqueleto.

En esta consideración es donde se genera la condición más crítica donde la torsión 1 es de 180.55 N-m.

5.1.2.2 Desarrollo momento torsional 2

El siguiente momento torsional 2 se realiza la consideración de la espalda en posición vertical, y ambas rodillas flexionadas, la cual su torsión será definida por el siguiente cálculo matemático.

$$T2 = W1 \times 0.4286 \text{ m} + (W2 + A1) \times 0.4286 \text{ m} + (A2 \times 2) \times 0.4286 \text{ m} + (W3 \times 2) \times 0.2572 \text{ m}$$

$$T2 = (68.67 \times 0.4286) \text{ m} + (476.48 + 49.05) \times 0.4286 \text{ m} + 78.48 \times 0.4286 \text{ m} + (154.56 \times 2) \times 0.2572$$

$$T2 = 367.81 \text{ N-m.}$$

5.1.2.3 Desarrollo momento torsional 3

Para el momento de torsión en el tobillo se tiene que realizar el cálculo de distancias críticas, la extremidad tiene una dimensión de 0.35 m, el centro de gravedad se encuentra a 0.14 m de la articulación tobillo donde forma ángulo de 15 grados como se puede visualizar en la siguiente ilustración, la distancia se calcula empleando relación de triángulos, de la siguiente forma:

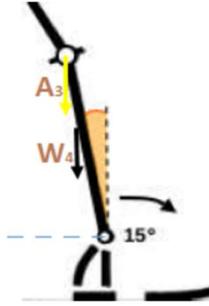


Ilustración 40 Tobillo

Fuente: Loya (2017)

$$\cos \theta = \frac{Ca}{Pg}$$

Ecuación 4 Relación de ángulos tobillo

Fuente: Fuente: Loya (2017)

$\cos \theta$ = Representa el ángulo de inclinación.

Ca = Representa la incógnita.

Pg = Representa el punto de gravedad.

$$\cos 75 = \frac{Ca}{0.14}$$

En la anterior ecuación empleada se determinó a 75 grados dado que es el ángulo complementario del mismo.

$$Ca = 0.036 \text{ m.}$$

La distancia existente del centro de gravedad de la pierna al tobillo es de 0.036 metros, de igual forma se debe calcular la distancia de la articulación de la rodilla al tobillo, la cual se realiza de la siguiente forma.

$$\cos 75 = \frac{Ca}{0.35}$$

$$Ca = 0.0905$$

La distancia de la articulación de la rodilla al tobillo es de 0.0905 metro, de igual forma es muy importante realizar el cálculo de longitud de muslo al tobillo, la cual tiene una dimensión de 0.5502m y su centro de gravedad se encuentra en 0.2208m.

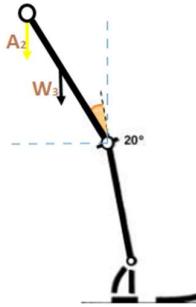


Ilustración 41 Relación de ángulos rodilla

Fuente: Loya (2017)

$$\cos 55 = \frac{Ca}{0.2208}$$

$$Ca = 0.1266\text{m}$$

$$Ca = (0.126 + 0.0905) \text{ m}$$

$$Ca = 0.216\text{m}$$

$$\cos 55 = \frac{Ca}{0.5502}$$

$$Ca = 0.3155\text{m}$$

$$Ca = (0.3155 + 0.0906) \text{ m}$$

Ca = 0.4061 m Con las anteriores relaciones de ángulos se logró obtener la distancia del

centro de gravedad del muslo al tobillo el cual es de 0.216 metro, al igual se obtuvo la distancia que existe de la cadera al tobillo. El ultimo calculo necesario para realizar el momento torsional 3 es respecto a la pierna desfasada, la cual tiene una distancia de 0.5502m y su centro de gravedad está ubicado en 0.2208 m, a continuación, se procede a realizar por medio de relación de ángulos los cálculos respectivos.

$$\cos 75 = \frac{Ca}{0.2208}$$

$$Ca = 0.057\text{m}$$

$$\cos 75 = \frac{Ca}{0.5502}$$

$$Ca = 0.090\text{m}$$

Se logro definir como 0.057 metro, la distancia existente de centro de gravedad de la pierna al tobillo, al igual la distancia de la articulación de la rodilla al tobillo de 0.090 m,

luego de encontrar las distancias se puede realizar la búsqueda del momento de torsión 3 de la siguiente forma:

$$T3 = W4 \times 0.057 + A3 \times 0.090 + W3 \times 0.1604 + (W1 + W2 + A1 + (A2 \times 2)) \times 0.1931 + W3 \times 0.2914 + A3 \times 0.4389 + W4 \times 0.4835 + (A4 + W5) \times 0.5503.$$

$$T3 = (33.66 \times 0.057) + (39.24 \times 0.090) + (77.28 \times 0.1604) + (((70.632 + 486.78 + 49.05(39.24 \times 2)) \times 0.1931) + ((77.28 \times 0.2914) + (39.24 \times 0.4389) + (33.66 \times 0.4835) + (39.24 + 11.478) \times 0.5503).$$

$$T3 = 234.025 \text{ N-m.}$$

Se obtuvo como resultado de los momentos torsionales un total de 782.385 N-m lo cual se interpreta como la fuerza que aplica perpendicularmente luego de finalizar un momento de fuerza por metro.

5.2 SISTEMA DE CONTROL

Dentro de este sistema se evidencia los resultados y análisis ejecutados en subsistema de activación de los motores, interfaz de usuario, y subsistema de procesamiento.

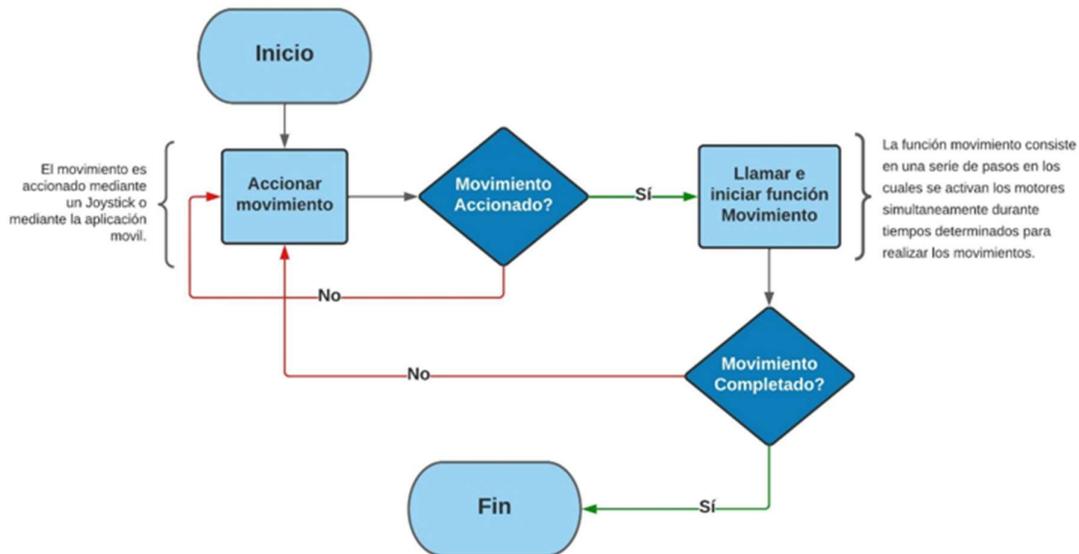


Ilustración 42 Diagrama de flujo de Código de programación

Fuente: Propia (2022)

5.2.1 SUBSISTEMA DE ACTIVACIÓN DE MOTORES

En el subsistema de activación de motores se establecieron los parámetros para el control on/off de los motores e igualmente en esta parte se obtienen todas las lecturas de los respectivos activadores de movimiento que se implementaron en el desarrollo de este

proyecto. El sistema de encendido y apagado de motores está controlado mediante conmutadores manuales conectados a Arduino Mega.

La programación se realizó por medio de Arduino Software, se realizaron pruebas de variables en movimiento de los motores, tiempos necesarios para lograr la réplica de movimiento corporal, el cual va directamente enlazado con la activación de los motores.

```
// PUERTOS PIERNA DERECHA
int RPWM1 = 2;
int LPWM1 = 3;
int RPWM2 = 4;
int LPWM2 = 5;
int RPWM3 = 6;
int LPWM3 = 7;

// PUERTOS PIERNA IZQUIERDA
int RPWM4 = 8;
int LPWM4 = 9;
int RPWM5 = 10;
int LPWM5 = 11;
int RPWM6 = 12;
int LPWM6 = 13;

// PUERTOS SWITCH PIERNA DERECHA
int RTRD = 22;
int EXTD = 23;

// PUERTOS SWITCH PIERNA IZQUIERDA
int RTRI = 24;
int EXTI = 25;
```

En esta sección se definieron los puertos en los que se conectaron los motores de cada pierna, cabe destacar que son puertos PWM para tener la posibilidad controlar su velocidad.

En esta sección se definieron los puertos en los que se conectaron los conmutadores para controlar los motores del exoesqueleto.

Ilustración 43 Código de programación en Arduino: Definición de Variables y Puertos.

Fuente: Propia (2022)

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);

  pinMode(RPWM1, OUTPUT);
  pinMode(LPWM1, OUTPUT);
  pinMode(RPWM2, OUTPUT);
  pinMode(LPWM2, OUTPUT);
  pinMode(RPWM3, OUTPUT);
  pinMode(LPWM3, OUTPUT);
  pinMode(RPWM4, OUTPUT);
  pinMode(LPWM4, OUTPUT);
  pinMode(RPWM5, OUTPUT);
  pinMode(LPWM5, OUTPUT);
  pinMode(RPWM6, OUTPUT);
  pinMode(LPWM3, OUTPUT);
  pinMode(RTRD, INPUT);
  pinMode(EXTD, INPUT);
  pinMode(RTRI, INPUT);
  pinMode(EXTI, INPUT);
}
```

En la sección de "void setup" se inicia la comunicación serial se colocaron los puertos de todos los motores como salidas y los puertos que serán utilizados por los conmutadores se colocaron como entradas.

Ilustración 44 Código de programación en Arduino: Definición de Entradas y Salidas.

Fuente: Propia (2022)

```
void loop() {  
  if(digitalRead(EXTD) == LOW) {  
    analogWrite(RPWM1, 0);  
    analogWrite(LPWM1, 255);  
    analogWrite(RPWM2, 0);  
    analogWrite(LPWM2, 255);  
    analogWrite(RPWM3, 0);  
    analogWrite(LPWM3, 255);  
    Serial.println("EXTENDER DERECHA");  
  }  
  else if(digitalRead(RTRD) == LOW) {  
    analogWrite(RPWM2, 255);  
    analogWrite(LPWM2, 0);  
    analogWrite(RPWM1, 255);  
    analogWrite(LPWM1, 0);  
    analogWrite(RPWM3, 255);  
    analogWrite(LPWM3, 0);  
    Serial.println("RETRAER DERECHA");  
  }  
  else {  
    analogWrite(RPWM1, 0);  
    analogWrite(LPWM1, 0);  
    analogWrite(RPWM2, 0);  
    analogWrite(LPWM2, 0);  
    analogWrite(RPWM3, 0);  
    analogWrite(LPWM3, 0);  
  }  
}
```

En la sección de "void loop" se colocó los condicionantes para realizar los movimientos de Flexión y Extensión de la pierna Derecha utilizando el comando "analogWrite".

Aquí se definió que si el conmutador está en su posición normal no será ejecutado ningún movimiento en la pierna Derecha.

Ilustración 45 Código de programación en Arduino: Definición de los Movimientos a realizar (Pierna Derecha).

Fuente: Propia (2022)

```
if(digitalRead(EXTI) == LOW) {  
  analogWrite(RPWM4, 0);  
  analogWrite(LPWM4, 255);  
  analogWrite(RPWM5, 0);  
  analogWrite(LPWM5, 255);  
  analogWrite(RPWM6, 0);  
  analogWrite(LPWM6, 255);  
  Serial.println("EXTENDER IZQUIERDA");  
}  
else if(digitalRead(RTRI) == LOW) {  
  analogWrite(RPWM4, 255);  
  analogWrite(LPWM4, 0);  
  analogWrite(RPWM5, 255);  
  analogWrite(LPWM5, 0);  
  analogWrite(RPWM6, 255);  
  analogWrite(LPWM6, 0);  
  Serial.println("RETRAER IZQUIERDA");  
}  
else {  
  analogWrite(RPWM4, 0);  
  analogWrite(LPWM4, 0);  
  analogWrite(RPWM5, 0);  
  analogWrite(LPWM5, 0);  
  analogWrite(RPWM6, 0);  
  analogWrite(LPWM6, 0);  
}  
}
```

En la sección de "void loop" se colocó los condicionantes para realizar los movimientos de Flexión y Extensión de la pierna Izquierda utilizando el comando "analogWrite".

Aquí se definió que si el conmutador está en su posición normal no será ejecutado ningún movimiento en la pierna Izquierda.

Ilustración 46 Código de programación en Arduino: Definición de los Movimientos a realizar (Pierna Izquierda).

Fuente: Propia (2022)

5.2.2 SUBSISTEMA DE INTERFAZ DE USUARIO

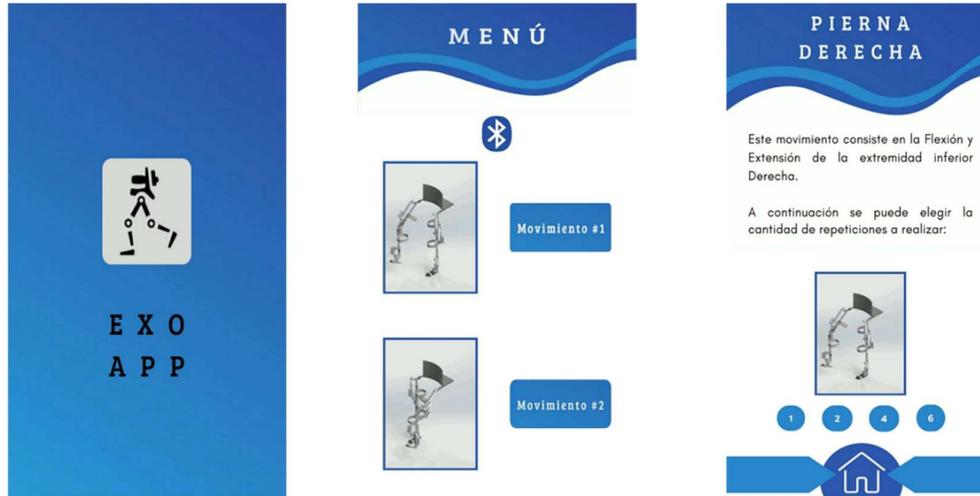


Ilustración 47 Interfaz de la Aplicación Móvil

Fuente: Propia (2022)

Se emplea un subsistema de interfaz de usuario donde el inicio de movimiento se da por el accionar de las palancas de mando, al igual esta variable se puede manipular por medio de la aplicación móvil, donde el movimiento a desarrollarse se ejecuta de manera inmediata.

5.2.3 SUBSISTEMA DE PROCESAMIENTO

En el subsistema de procesamiento se tienen variables de entrada las cuales son por medio de las palancas de mando, o el pulso recibido de la aplicación móvil, para tener una mejor comprensión se realizó un diagrama de flujo donde se detalla el funcionamiento de control y accionamiento del prototipo.

Tabla 19 Comparación de Microcontroladores

Controlador	Memoria	Frecuencia de reloj	Lenguajes de programación
Raspberry Pi 3b	1 Gb	1,2GHz	JavaScript, Java, Python
Arduino Mega	256 kb	16MHz	C ++
PIC18F45K22	32 kb	64MHz	C

Fuente: Propia (2022)

Se determinó que la mejor opción para ser implementada en el prototipo es la del Arduino Mega ya que satisface los requerimientos necesarios para el procesamiento de la información del exoesqueleto y además tiene la suficiente cantidad de entradas y salidas.

5.3 SISTEMA MECÁNICO

Una vez desarrollado las piezas en SolidWorks, se realiza las diferentes uniones, ensambles de este, se procede a generar todas las pruebas de Von Mises a cada pieza dentro del software anteriormente mencionado por medio de la herramienta SolidWorks Simulation, la cual consiste en realizar un estudio estructural que se manifiesta en un indicador de diseño para la toma de decisión de materiales dúctiles, para ello se obtiene valores como ser el factor de seguridad el cual indica el punto de ruptura del material en estudio.

Se toma en consideración todos los posibles materiales que se pueden emplear, las variables en consideración son el rango de peso, propiedades corrosivas, dureza y que se acople de manera ergonómica al modelo anatómico.

Los elementos mecánicos dentro del software de diseño se convierten no son tan complejos el poder realizarlos, al igual se generan sus análisis de esfuerzo, deformaciones, etc. Sin embargo, en los componentes reales no es igual, las actividades se convierten de forma compleja dado por la tecnología actual regional, en muchos casos se ve forzado a utilizar métodos de aproximación la cual depende de la experiencia de la persona a cargo de la máquina que se está empleando.

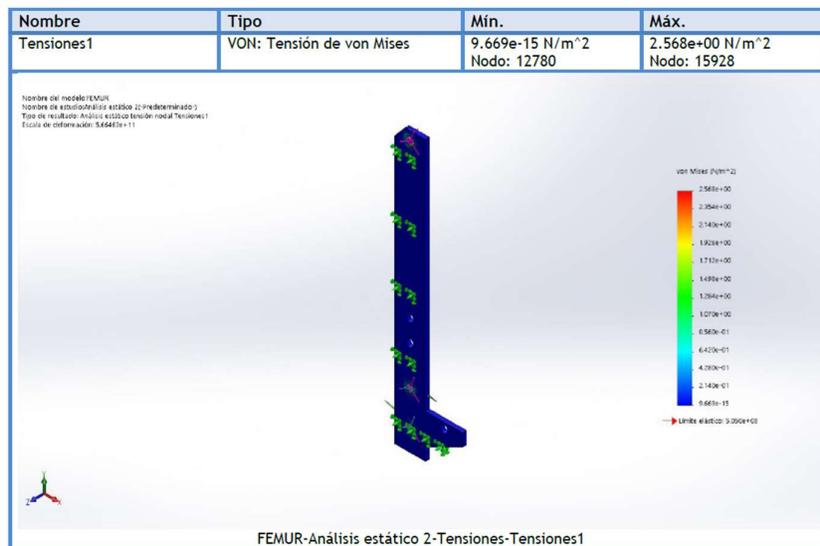


Ilustración 48 Fémur prueba de Von Mises

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 49 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

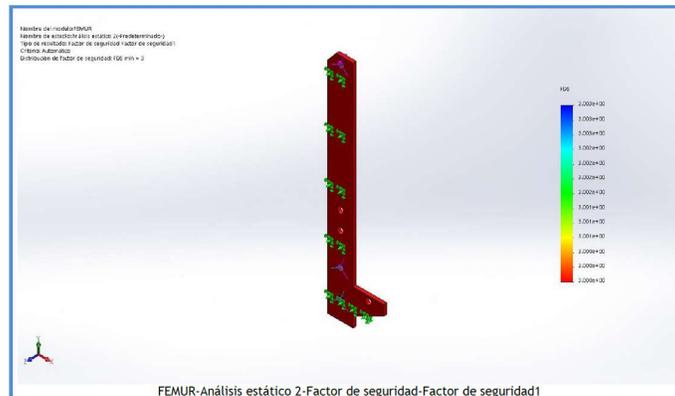


Ilustración 49 Fémur prueba de factor de seguridad

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza fémur, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises y prueba de factor de seguridad en el cual se obtuvieron los siguientes datos como mínimo y máximo oscilando en la escala de $3.000e+00$ lo cual significa que está al límite el factor de seguridad y puede sufrir un quiebre.

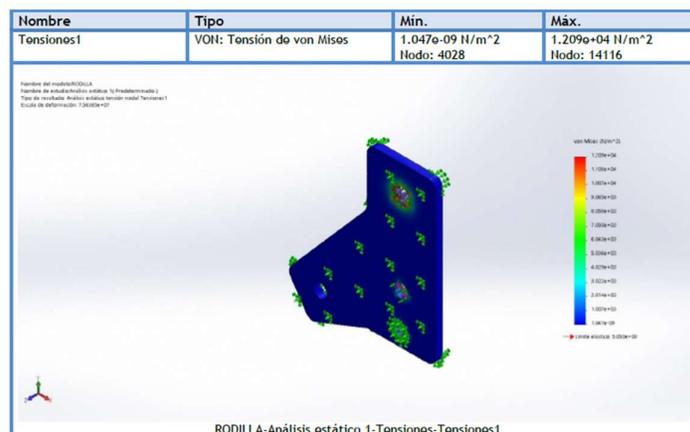


Ilustración 50 Rodilla prueba de Von Mises

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 51 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

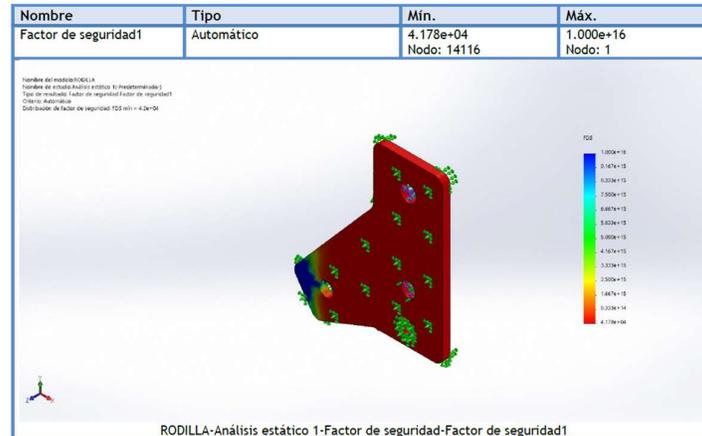


Ilustración 51 Prueba factor de seguridad rodilla

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza rodilla, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises y prueba de factor de seguridad en el cual se obtuvieron los siguientes datos como mínimo $4.178e+04$ y máximo $1.000e+16$.

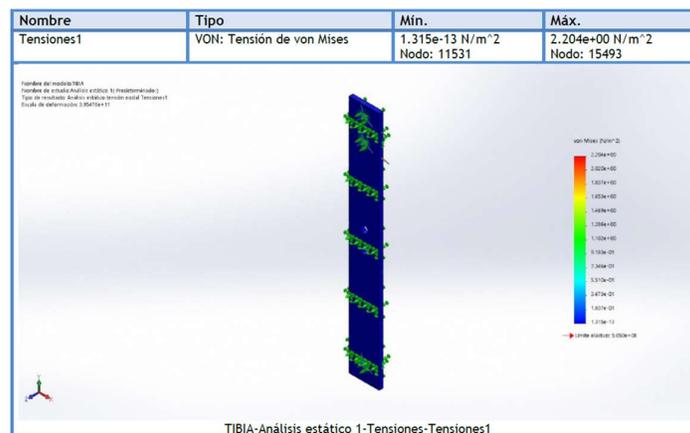


Ilustración 52 Prueba Von Mises a Tibia

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 53 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

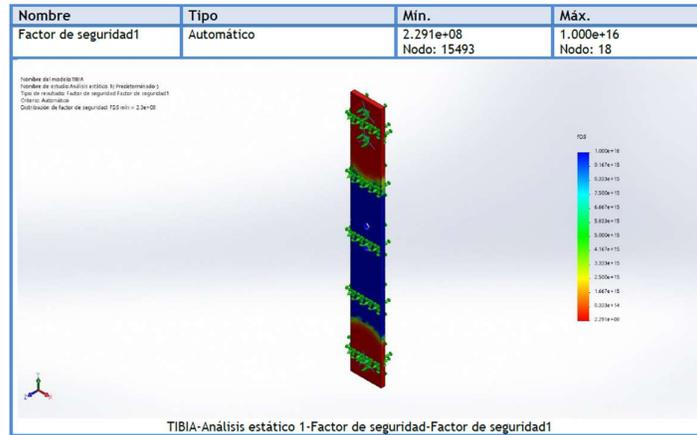


Ilustración 53 Prueba Factor de seguridad a Tibia

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tibia, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $1.315e-13$ N/m² y máximo $2.204e+00$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $2.291e+08$ y máximo $1.000e+16$.

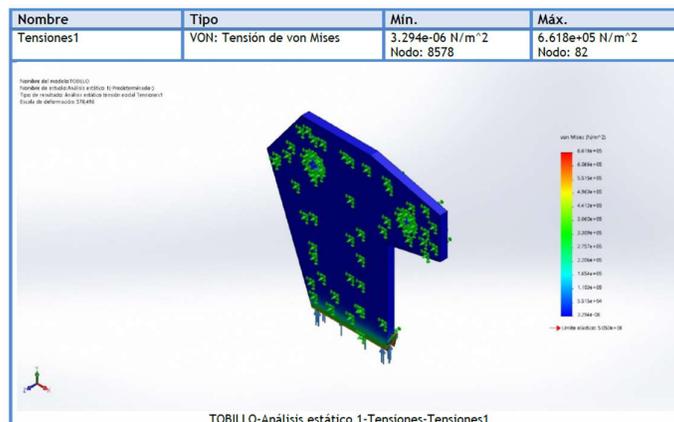


Ilustración 54 Prueba Von mises a Tobillo

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 55 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

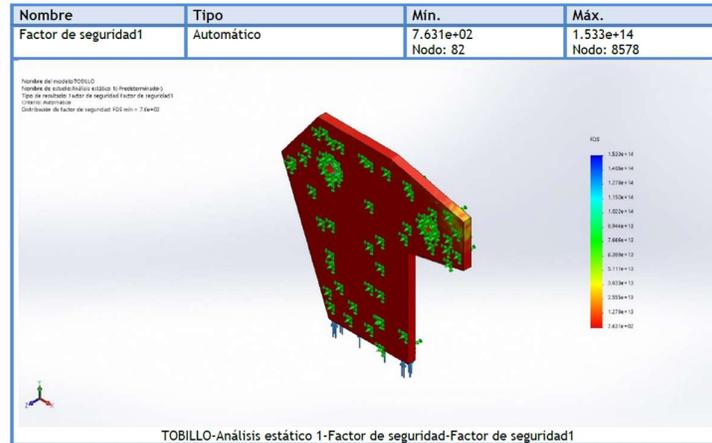


Ilustración 55 Prueba factor de seguridad a Tobillo

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tobillo, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $3.294e-06$ N/m² y máximo $6.618e+05$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $7.631e+02$ y máximo $1.533e+14$.

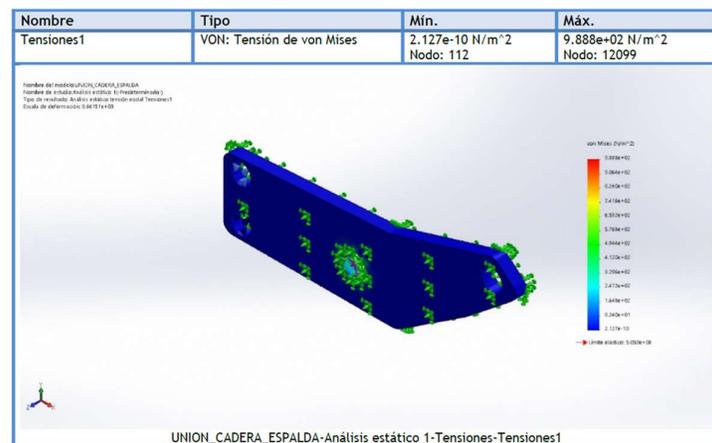


Ilustración 56 Prueba de Von Mises a unión cadera espalda

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 57 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

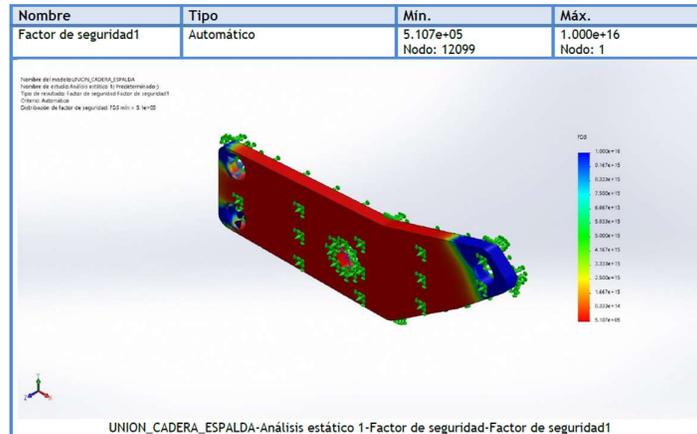


Ilustración 57 Prueba factor de seguridad a Unión cadera espalda

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tobillo, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $2.127e-10$ N/m² y máximo $9.888e+02$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $5.107e+05$ y máximo $1.000e+16$.

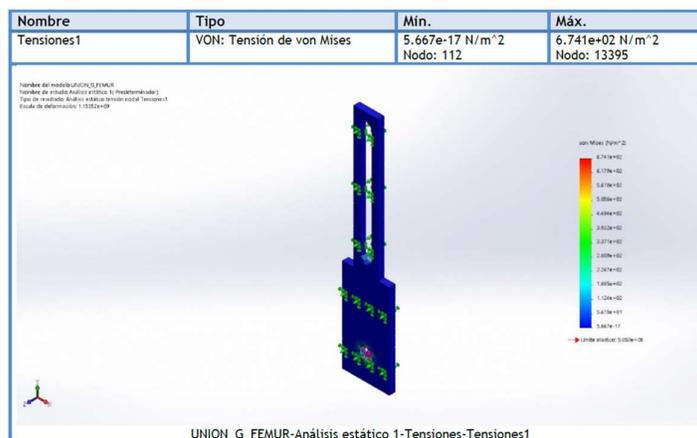


Ilustración 58 Prueba Von Mises a Unión Fémur

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 59 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

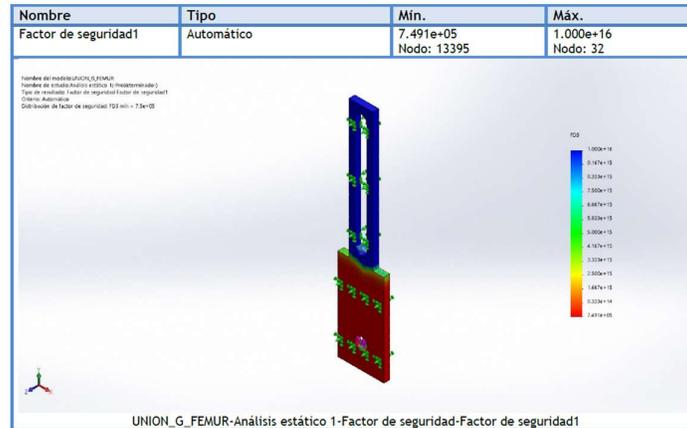


Ilustración 59 Prueba factor de seguridad a Unión Fémur

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tobillo, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $5.667e-17$ N/m² y máximo $6.741e+02$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $7.491e+05$ y máximo $1.000e+16$.

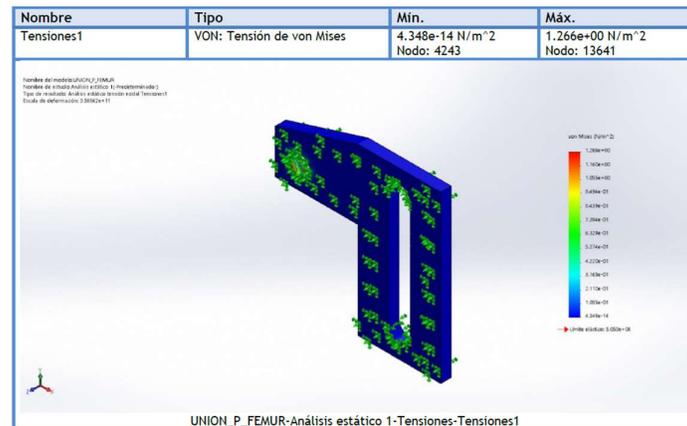


Ilustración 60 Prueba Von Mises a Unión P Fémur

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 61 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

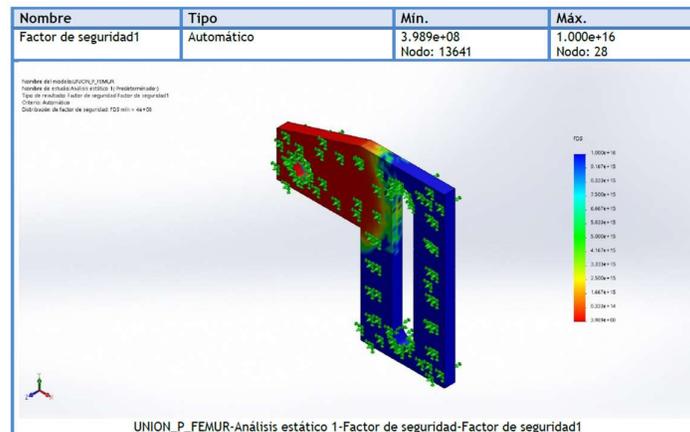


Ilustración 61 Prueba Factor de seguridad Unión P Fémur

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tobillo, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $4.348e-14$ N/m² y máximo $1.266e+00$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $3.989e+08$ y máximo $1.000e+16$.

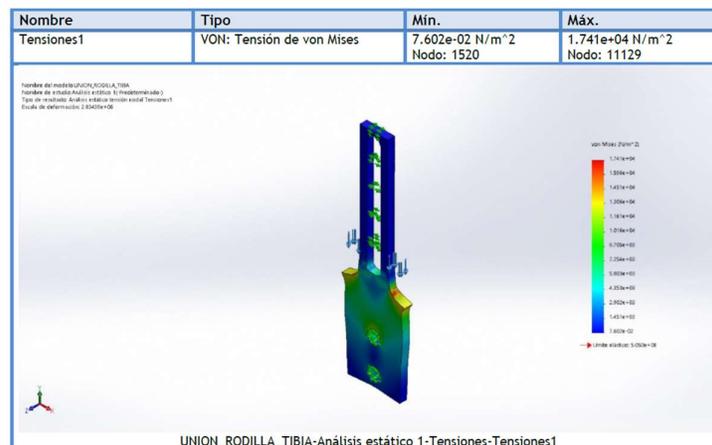


Ilustración 62 Prueba Von Mises a Unión Rodilla Tibia

Fuente: Propia (2022)

Para la interpretación de los límites de elasticidad se deben relacionar los colores que se observan en la pieza con los datos que se encuentran en el gráfico, la flecha que se muestra en el gráfico de la ilustración 63 indica cual es el límite elástico de la pieza en estudio en este caso es de $5.050e+08$ y de esta manera según la escala de colores las secciones de la pieza que superen este límite se mostraran de un determinado color, este grafico otorga información sobre las fuerzas o tensiones que se concentran en un metro cuadrado.

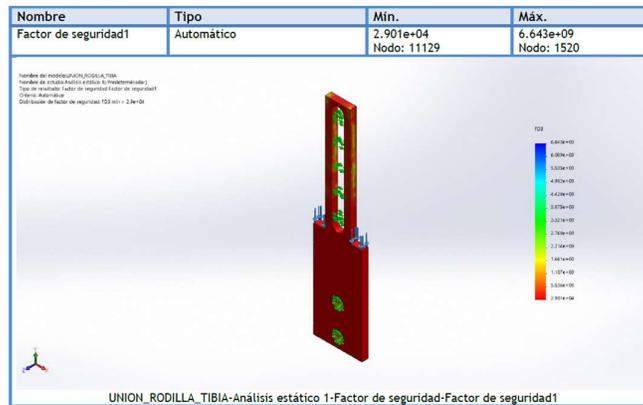


Ilustración 63 Prueba factor de seguridad Unión Rodilla Tibia

Fuente: Propia (2022)

En las ilustraciones anteriores se evidencian las diferentes pruebas realizadas a la pieza tobillo, las cuales consisten en tensión por el método de Von Mises obteniendo como mínimo $7.602e-02$ N/m² y máximo $1.741e+04$ N/m² y prueba de factor de seguridad en el cual se generaron los siguientes datos como mínimo $2.901e+04$ y máximo $6.643e+09$.

5.3.1 SUBSISTEMA DE ESTRUCTURA

Para el desarrollo correcto del prototipo de exoesqueleto se decidió utilizar lámina de aluminio el cual presenta un rango de soporte bastante elevado, el cual, al interactuar con sujeto de prueba o paciente, se garantiza el funcionamiento y su duración de 10 años como mínimo, uno de sus mayores beneficios al emplear aluminio, es que no es necesario crear ninguna aleación lo cual se pudo realizar uniones por medio de tornillos de acero inoxidable.

Tabla 20 Comparación de materiales

Material	Módulo de elasticidad n/mm ²	Tamaño	Precio
Duraluminio	71	61 x 122 cm	Lps. 3430.64
Madera común	9-16	50 x 25 cm	Lps. 620.64
Fibra de vidrio	35-45	100 x 100 cm	Lps. 578.61

Fuente: Propia (2022)

Con la comparación de estos valores acerca de los materiales se concluyó que el duraluminio es el mejor candidato entre la fibra de vidrio y madera ya que su módulo de elasticidad es apto y ofrece una alta relación entre costo- beneficio.

5.3.2 SUBSISTEMA DE MECANISMO DE MOVIMIENTO

Es la estructura física del prototipo del exoesqueleto que realiza el movimiento deseado el cual imita directamente el movimiento corporal de miembro inferior.

Como menciona Lugo et al (2018) el cual nos indica la cantidad de motores necesarios para lograr tener 3 grados de libertad para poder realizar de manera adecuada los movimientos que permitan la marcha del usuario, en la siguiente imagen se puede visualizar que el diseño implementado cuenta con dichos GDL.



Ilustración 64 Mecanismo de movimiento.

Fuente: Propia (2022)

Por medio de los movimientos que realizara el exoesqueleto a través del mecanismo implementado, podrá ofrecer un proceso de rehabilitación a pacientes que sufran de una lesión medular. Cabe destacar que las terapias que se realizan en la actualidad van encaminadas dependiendo del nivel de la lesión y el tipo, plejia o paresia. Plejia es cuando existe un corte total de la médula es decir que se haga lo que sea el paciente no recuperara su movilidad por lo tanto la terapia ira encaminada a mantener los rangos de movimiento, el trofismo, a evitar complicaciones como ser contracturas, que no se pueda estirar, protección de la piel a lesiones y fortalecer los miembros remanentes. Cuando es parcial es decir que queda algo de movimiento y se observa que existe potencial de marcha se fortalecen los

músculos que quedaron inervados, o la pierna porque en algunas ocasiones quedan con movilidad en una pierna o en las 2 pero con deficiencias, de la misma manera se hace para mantener movimientos, prevenir lesiones o contracturas y si tiene potencial de marcha como se mencionó se trata de mejorar con ayudas o aditamentos por ejemplo los afo que son férulas de plástico que evitan el pie caído o bloqueadores de rodilla, bastones canadienses, andadores, etc (F. Teletón, comunicación personal, 2022).



Ilustración 65 Verticalizador utilizado actualmente en la unidad de rehabilitación en Teletón.

Fuente: Propia (2022).

Tabla 21 Comparación de motores

Tipo de actuador	Modelo	Voltaje	Precio
Lineal	X0033WZ1C5	12 V DC	L. 1,395.00
Paso a paso	B01MFA87KI	36 V DC	L. 4,100.00
Rotativo	GI M8108	48 V DC	L. 8,600.00

Fuente: Propia (2022)

Se optó por implementar los actuadores lineales del modelo X0033WZ1C5 ya que ofrecen una carga nominal de 1500 N, el cual satisface las necesidades en cuanto al diseño desarrollado, ya que el exoesqueleto en su totalidad junto con la persona alcanza 931.95 N,

de esta forma garantiza el correcto funcionamiento en cuanto a movimientos del exoesqueleto, el voltaje de funcionamiento es 12V, 3A a máxima carga, ofrecen movimientos precisos y además su costo es más bajo que las demás opciones disponibles.

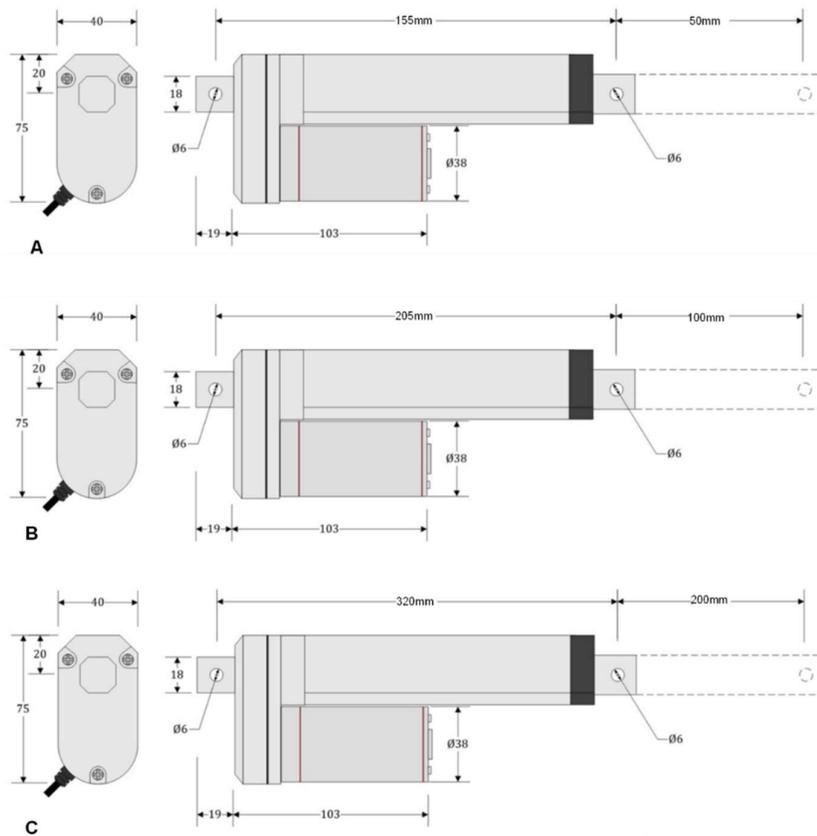


Ilustración 66 Actuadores Lineales utilizados. A) Actuator de Tobillo, B) Actuator de Cadera, C) Actuator de Rodilla.

Fuente: (Amazon, 2022)

Tabla 22 Comparación de controlador para motor

Tipo de controlador	Modelo	Voltaje	Amperaje	Precio
Puente H	DCM-0010	12 V	9A	L. 1,000.00
Puente H	HW-039	6-27 V	43A	L. 330.00
Puente H	L298N	12 V	2A	L. 250.00

Fuente: Propia (2022)

El controlador puente H modelo HW-039 se tomó en consideración por el voltaje, corriente de trabajo y su eficiencia al momento de realizar la conversión de giro cuando recibe

el pulso del microcontrolador, su tamaño permite fácil adaptación y la relación en cuanto a costo beneficio es mayor en cuanto a otros modelos expuestos en la tabla anterior.

5.4 SISTEMA ELÉCTRICO

El sistema eléctrico es el capaz de suministrar la energía al sistema, el cual consta del microprocesador, motores y drivers necesarios para el movimiento, el sistema es conectado a 110-120 Voltios, el cual consta de sus respectivos transformadores se estará ampliando en la siguiente subsección.

5.4.1 SUBSISTEMA DE ALIMENTACIÓN

En cuanto al subsistema de alimentación se empleó una fuente de voltaje que convierte de 110/220 volts a 12V en voltaje directo, el cual se tomó en consideración el amperaje consumido por los motores a su plena carga.

Tabla 23 Comparación de fuentes de voltaje

Fuente de voltaje	Voltaje	Amperaje	Precio
S12-360	12	30 A	Lps. 1630
KYL-0093	12	2000 mA	Lps. 440
YW-1040	12	4 A	Lps. 550

Fuente: Propia (2022)

Se decidió emplear la fuente de voltaje industrial S12-360 con la finalidad de poder suplir de manera satisfactoria el voltaje y corriente necesaria a todos los motores, el cual constan de 6 motores que según ficha técnica pueden consumir hasta 4 amperios en máxima carga, siendo la fuente de 30 A la elegida para su correcto funcionamiento.

5.5 DISEÑO DE PROTOTIPO EN SOLIDWORKS



Ilustración 67 Diseño 3D del prototipo.

Fuente: Propia (2022)

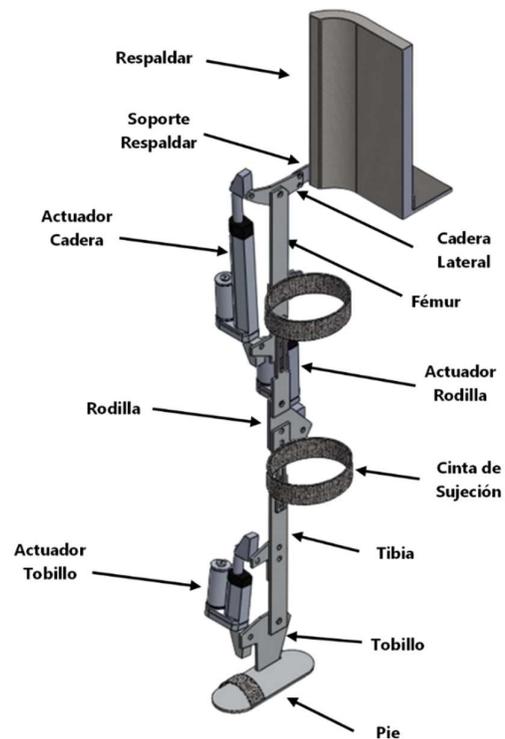


Ilustración 68 Partes del prototipo desarrollado.

Fuente: Propia (2022).

En la Ilustración 43 se presenta el diseño completo con todas las piezas ensambladas, demostrando de esta manera el resultado final del prototipo de exoesqueleto, donde este

presenta medidas antropométricas adecuadas, y se encuentra en el rango de la altura promedio en Honduras la cual es de 1.69 -1.75 metros.

Mediante este diseño desarrollado se aportan muchos beneficios al proceso de terapia de los pacientes lesionados medulares, uno de ellos es la posibilidad de ser utilizado como verticalizador, este dispositivo se utiliza para que se pongan de pie y de esta manera poder estimular las articulaciones. Aparte este podría funcionar como un movilizador pasivo de rodilla, a los que tienen potencial de marcha puede ser de mucha ayuda para entrenar y recuperar poco a poco sus habilidades. El aspecto psicológico para los pacientes medulares es un factor importante. Anteriormente las lesiones medulares se daban mucho por heridas de bala, en la actualidad sigue habiendo por herida de bala, pero también ha aumentado por accidentes (F. Teletón, comunicación personal, 2022).

En la actualidad los procesos de rehabilitación por los que atraviesan estos pacientes poseen muchas deficiencias ya que no todos los pacientes se adaptan de la misma manera a la terapia, en algunas ocasiones existen enfermedades asociadas que no le permiten desarrollar el potencial de marcha que poseen. De la misma manera el acceso que tienen a adquirir los auxiliares de marcha, bloqueadores, afo, etc. No siempre hay en el mercado además que no existen equipos especiales para lesiones medulares lo que se hace es adaptar los que se utilizan en ortopedia y también por el costo de los equipos muchas veces los pacientes no tienen capacidad de obtenerlos.

VI. CONCLUSIONES

1. Se determinaron cuales son algunas de las deficiencias que existen en el ámbito de la rehabilitación actualmente en el país, esto se realizó con base en la experiencia y datos obtenidos en el centro de rehabilitación de Teletón.
2. Se logró recopilar la estadística acerca de pacientes que sufren paraplejia en Honduras, el centro de referencia fue fundación Teletón con el cual podemos describir una población de 124 pacientes parecientes de lesión medular, la estadística es correspondiente del año 2019 al 2022, con una edad promedio de 30 años, el 97% de ellos con secuelas de traumatismo de la medula espinal.
3. Se determino el duraluminio como el material más adecuado para el prototipo, ya que cuenta excelentes propiedades como ser alta resistencia a la corrosión, no moldeable por altas temperaturas, baja densidad, y de ser necesario excelente para ser soldado, en cuanto a factibilidad se logró determinar que es factible el desarrollo del mismo dado que los materiales y mecanizaciones necesarias son asequibles.
4. Algunas de las ventajas que brinda el uso de exoesqueleto para la rehabilitación son: mejoría de la espasticidad, densidades óseas en aumento, incidencia de caídas nulas, y, en cuanto a parte psicológica brindara un alto impacto, dado que el paciente se adaptara a usar el exoesqueleto para replicar los movimientos naturales, esto permitirá que el paciente no entre en un estado de depresión porque ellos son muy vulnerables por su estado físico, lo cual genera una validación del prototipo porque fue consultado ante profesionales de la salud competentes en las diferentes áreas de la rehabilitación que conlleva un paciente con paraplejia.

VII. RECOMENDACIONES

- Utilizar materiales resistentes para el desarrollo de la estructura del prototipo, que permita soportar una carga elevada sin presentar ninguna deformación en la misma.
- Implementar un microprocesador que tenga los requerimientos necesarios para el procesamiento de los datos.
- Utilizar un método de sujeción más robusto para el miembro inferior, dado que la mayoría de los pacientes con lesión medular padecen de espasticidad.
- Definir un modelo biomecánico apropiado para el desarrollo de los cálculos necesarios.
- Realizar cálculos de reacciones incluyendo los centros de masa de cada segmento articular.
- Implementar una batería como fuente de alimentación que tenga la capacidad de otorgar la potencia necesaria a los motores y que de esta manera el exoesqueleto sea más autónomo.
- Utilizar los materiales más livianos como sea posible en la construcción.

REFERENCIAS

- Amazon. (2022). Amazon.com: Rastreador solar de Eco-Worthy, muy resistente, carga de hasta 330 lb, accionamiento lineal, multifunción, uso automático electrónico, 12v: Industrial y Científico. https://www.amazon.com/Rastreador-Eco-Worthy-accionamiento-multifunci%C3%B3n-electr%C3%B3nico/dp/B00NM8H5SC?pd_rd_w=dasmy&content-id=amzn1.sym.deffa092-2e99-4e9f-b814-0d71c40b24af&pf_rd_p=deffa092-2e99-4e9f-b814-0d71c40b24af&pf_rd_r=83RE99X4NQS5MKX5EBK6&pd_rd_wg=2sWJq&pd_rd_r=23e53f96-6d28-4a01-91bc-286fd8769eb9&pd_rd_i=B00NM8H5TG&ref_=pd_bap_d_rp_1_t&th=1
- Anwar, M. A., Al Shehabi, T. S., & Eid, A. H. (2016). Inflammogenesis of Secondary Spinal Cord Injury. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 10. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fncel.2016.00098>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-a). Antropometría | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/antropometría>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-b). Duraluminio | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/duraluminio>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-c). Dureza | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/dureza>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-d). Ergonomía | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/ergonomía>

- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-e). Espasticidad | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/espasticidad>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-f). Ictus | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/ictus>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-g). Isquemia | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/isquemia>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-h). Neurodegenerativo, neurodegenerativa | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/neurodegenerativo>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-i). Prototipo | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/prototipo>
- Azorín, J., Pons, J., & Neto, A. (2017). Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico. Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo.
- CAHI, & Aguilera. (2019, enero 6). Elena Aguilera—Honduras. CAHI SALUD. <https://www.cahisalud.org/post/elena-aguilera-honduras>
- Cenciarini, M., & Dollar, A. M. (2011). Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975366>
- Central American Medical Outreach Inc. (2020). Servicios para personas con discapacidad. CAMO. <https://es.camo.org/servicios/servicios-para-personas-con-discapacidad/>

- Chang, K., & Zelaya, I. (2007). Caracterización de pacientes con lesión medular atendidos en un Centro de Rehabilitación (Teletón) en Honduras.
<https://revistamedicahondurena.hn/assets/Uploads/Vol75-4-2007-4.pdf>
- Chang Zelaya, I. K. (2008). CARACTERIZACIÓN CLÍNICO- EPIDEMIOLÓGICAS DE PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR QUE ASISTEN AL CENTRO DE REHABILITACIÓN (TELETÓN) EN TEGUCIGALPA. 11. <http://www.bvs.hn/RMP/pdf/2008/pdf/Vol11-S-2008-17.pdf>
- Ciencia e investigacion, e investigacion. (2010). ReWalk™: ortesis motorizada para pacientes parapléjicos usuarios de sillas de ruedas. <https://avalia-t.sergas.gal/DXerais/207/avalia-t201001-4rewalk.pdf>
- dos Santos, W. M., Nogueira, S. L., de Oliveira, G. C., Peña, G. G., & Siqueira, A. A. G. (2017). Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 447-451.
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009288>
- farhan. (s. f.). Meet HAL - Hybrid Assistive Limb—RoboFit—Rehabilitation Centre. RoboFit.
Recuperado 3 de agosto de 2022, de <https://robofit.com.au/meet-hal/>
- Haddadin, S., & Croft, E. (2016). Physical Human–Robot Interaction. En B. Siciliano & O. Khatib (Eds.), Springer Handbook of Robotics (pp. 1835-1874). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-32552-1_69
- Harib, O., Hereid, A., Agrawal, A., Gurriet, T., Finet, S., Boeris, G., Duburcq, A., Mungai, M. E., Masselin, M., Ames, A. D., Sreenath, K., & Grizzle, J. (2018). Feedback Control of an Exoskeleton for Paraplegics: Toward Robustly Stable Hands-free Dynamic Walking (arXiv:1802.08322). arXiv. <http://arxiv.org/abs/1802.08322>
- Honda Global. (s. f.). Honda Global | honda walking assist device. Recuperado 4 de agosto de 2022, de <https://global.honda/content/site/global/products/power/walkingassist.html>

- Honduras para Todos. (2017). Identificación y caracterización de las personas con discapacidad en Francisco Morazán.
- Hyperphysics. (2021). Masa, Peso, Densidad. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/mass.html>
- Hyun, D. J., Park, H., Ha, T., Park, S., & Jung, K. (2017). Biomechanical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 95, 181-195. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2017.06.010>
- Jung, J.-Y., Park, H., Yang, H.-D., & Chae, M. (2013). Brief biomechanical analysis on the walking of spinal cord injury patients with a lower limb exoskeleton robot. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650351>
- KEEGO. (s. f.). Keeogo Walking Assistance Device and Exoskeleton. Herculife. Recuperado 3 de agosto de 2022, de <http://www.herculife.com/keeogo-walking-assistance-device-and-exoskeleton.html>
- Kosuge, K., & Hirata, Y. (2004). Human-Robot Interaction. 2004 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 8-11. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2004.1521743>
- Lee, H., Ferguson, P. W., & Rosen, J. (2020). Chapter 11—Lower Limb Exoskeleton Systems—Overview. En J. Rosen & P. W. Ferguson (Eds.), *Wearable Robotics* (pp. 207-229). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00011-4>
- Loya, I. Á. (2017). Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con pérdida de movilidad en extremidades inferiores. 120.
- Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2018). Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(2), 143-156.

- Lyu, M., Chen, W., Ding, X., Wang, J., Bai, S., & Ren, H. (2016). Design of a biologically inspired lower limb exoskeleton for human gait rehabilitation. *Review of Scientific Instruments*, 87(10), 104301. <https://doi.org/10.1063/1.4964136>
- Maderas Callagher, C. L. (2018). (PDF) Camina alto: La historia de Rex Bionics | Revista de Gestión y Organización. https://www.researchgate.net/publication/329761398_Walk_tall_The_story_of_Rex_Bionics
- Mark, P. (2006). Biomechanics of Lower Limb Prosthetics. https://www.academia.edu/10554874/Biomechanics_of_Lower_Limb_Prosthetics
- Naciones Unidas. (2006). Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad. OHCHR. <https://www.ohchr.org/es/instruments-mechanisms/instruments/convention-rights-persons-disabilities>
- Narayan, J., & Kumar Dwivedy, S. (2021). Preliminary design and development of a low-cost lower-limb exoskeleton system for paediatric rehabilitation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 235(5), 530-545. <https://doi.org/10.1177/0954411921994940>
- Nas, K., Yazmalar, L., Şah, V., Aydın, A., & Öneş, K. (2015). Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, 6(1), 8-16. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.8>
- NEOTEC, C. (2019). NEOTEC Laboratorio de ortesis y Protesis: NEOTEC Laboratorio de Ortesis y Protesis. NEOTEC Laboratorio de ortesis y Protesis. <http://neoteclaboratoriodeortesisyprotesis.blogspot.com/2011/03/neotec-laboratorio-de-ortesis-y.html>
- Nuñez, H. (s. f.). SISTEMA HAPTICO PARA LA REHABILITACION EN LAS PIERNAS. Recuperado 11 de agosto de 2022, de

https://www.academia.edu/8869390/SISTEMA_HAPTICO_PARA_LA_REHABILITACION_EN_LAS_PIERNAS

Oh, J., Vidal-Jordana, A., & Montalban, X. (2018). Multiple sclerosis: Clinical aspects. *Current Opinion in Neurology*, 31(6), 752-759. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000622>

OMS. (2013, diciembre 2). OMS | Al menos 500 000 personas sufren lesiones medulares cada año. WHO; World Health Organization.

<https://apps.who.int/mediacentre/news/releases/2013/spinal-cord-injury-20131202/es/index.html>

Organizacion mundial de la Salud. (2014). Lesiones de medula espinal Perspectivas internacionales.

http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/131504/WHO_NMH_VIP_13.03_spa.pdf;jsessionid=F8DC797953382DD3406F377D360AC503?sequence=1

Ortoprotésica HN. (2022). Ortoprotésica HN | Facebook.

https://www.facebook.com/ortoproteticahn/about/?ref=page_internal

Ospina, C. (2006, julio 14). 2a. Ley de Newton – Relación entre fuerza y aceleración.

Monografias.com. <https://www.monografias.com/trabajos35/newton-fuerza-aceleracion/newton-fuerza-aceleracion>

Parker Hannifin. (s. f.). FIGURE 1 | Indego exoskeleton. Photograph courtesy of Parker-Hannifin.

ResearchGate. Recuperado 3 de agosto de 2022, de

https://www.researchgate.net/figure/Indego-exoskeleton-Photograph-courtesy-of-Parker-Hannifin_fig1_325511275

Perez Lopez, M. C. (2021). Máster en neurorehabilitación. 63.

Pilar, A., & Enriquez, L. F. (2018). UNA REVISIÓN DE TÉCNICAS BÁSICAS DE NEUROIMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS.

<http://www.scielo.org.co/pdf/biosa/v17n2/1657-9550-biosa-17-02-00059.pdf>

- Pinto, D., Garnier-Villarreal, M., Barbas, J., Chang, S.-H., Charlifue, S., Field-Fote, E., Furbish, C., Tefertiller, C., Mummidisetty, C., Taylor, H., Jayaraman, A., & Heinemann, A. (2020). Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17.
<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0639-0>
- Powers, W. J. (2020). Acute Ischemic Stroke. *New England Journal of Medicine*, 383(3), 252-260.
<https://doi.org/10.1056/NEJMcp1917030>
- ¿Qué es actuador? Definición, concepto y significado. (2015, diciembre 23). *DiccionarioActual*.
<https://diccionarioactual.com/actuador/>
- ReWalk Robotics. (s. f.). ReWalk™ Personal 6.0—Exoesqueleto de rehabilitación marcha by ReWalk Robotics | MedicalExpo. Recuperado 3 de agosto de 2022, de
<https://www.medicalexpo.es/prod/rewalk-robotics/product-80949-697920.html>
- REX. (2016, septiembre 2). REX. Exoskeleton Report. <https://exoskeletonreport.com/product/rex/>
- San Felipe. (2016). Crece demanda de prótesis por mutilaciones en el Distrito Central.
www.elheraldo.hn. <https://www.elheraldo.hn/tegucigalpa/crece-demanda-de-protesis-por-mutilaciones-en-el-distrito-central-IMEH984639>
- Sanches Prieto, J. A. (2017). (PDF) Evaluación del dermoesqueleto Keeogo TM.
<https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1396624>
- Sánchez-Manchola, M., Gómez-Vargas, D., Casas-Bocanegra, D., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2018). Development of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: AGoRA Exoskeleton. 2018 IEEE ANDESCON, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ANDESCON.2018.8564692>
- Satoh, Y., Yamada, T., Arai, Y., Shimamura, R., Hirose, M., Yamakawa, R., & Takagi, S. (2020). The immediate effect of the Honda Walking Assist Device on foot and ankle function in hemiplegic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 32, 405-409.
<https://doi.org/10.1589/jpts.32.405>

- Selfslagh, A., Shokur, S., Campos, D. S. F., Donati, A. R. C., Almeida, S., Yamauti, S. Y., Coelho, D. B., Bouri, M., & Nicolelis, M. A. L. (2019). Non-invasive, Brain-controlled Functional Electrical Stimulation for Locomotion Rehabilitation in Individuals with Paraplegia. *Scientific Reports*, 9(1), Art. 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-43041-9>
- SESAL. (2019). Protocolo de atención integral de las personas con lesión medular traumática en fase aguda. <http://www.salud.gob.hn/site/index.php/component/edocman/protocolo-de-atencio-n-de-las-personas-con-lesio-n-medular>
- Sheridan, T. B. (2016). Human–Robot Interaction: Status and Challenges. *Human Factors*, 58(4), 525-532. <https://doi.org/10.1177/0018720816644364>
- SOSA MENDEZ, D. M. A. (2017). DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DEL HOMBRO. 200.
- Teletón. (2022). LABORATORIO DE ÓRTESIS Y PRÓTESIS – Teletón Honduras. <http://teleton.org.hn/laboratorio-de-ortesis-y-protesis/>
- Teletón, F. (2022). Datos estadísticos pacientes con lesiones medulares año 2019 -2022 [Comunicación personal].
- Torres, V. M. M., Noa, I. S., & Iglesia, Y. R. de la. (2016). Presentación de un caso de rehabilitación psicosocial en una paciente con paraplejía flácida. *Revista Información Científica*, 95(6), 1009-1018.
- Tsarouchi, P., Makris, S., & Chryssolouris, G. (2016). Human–robot interaction review and challenges on task planning and programming. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 29(8), 916-931. <https://doi.org/10.1080/0951192X.2015.1130251>
- Viera Allahd, P. M. M. (2020). Method for positioning and rehabilitation training with the ExoAtlet[®] powered exoskeleton | Lector mejorado de Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.mex.2020.100849>

Watanabe, H., Tanaka, N., Inuta, T., Saitou, H., & Yanagi, H. (2014). Locomotion Improvement Using a Hybrid Assistive Limb in Recovery Phase Stroke Patients: A Randomized Controlled Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.002>

ZARYA COMPANIES. (s. f.-a). E-helper—Exoesqueleto de rehabilitación de la posición erguida by ZARYA | MedicalExpo. Recuperado 3 de agosto de 2022, de

<https://www.medicalexpo.es/prod/zarya/product-127141-948319.html>

ZARYA COMPANIES. (s. f.-b). Exoskeleton «E-Helper» | Group of Companies Zarya. Recuperado 3 de agosto de 2022, de <https://zarya-med.com/catalog/direction/oborudovanie-dlya-manualnoy-terapii/ekzoskelet-e-helper/>

Zhu, Y., Zhang, G., Zhang, C., Liu, G., & Zhao, J. (2015). Biomechanical modeling and load-carrying simulation of lower limb exoskeleton. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S729-S738. <https://doi.org/10.3233/BME-151364>

BIBLIOGRAFÍA

- Amazon. (2022). Amazon.com: Rastreador solar de Eco-Worthy, muy resistente, carga de hasta 330 lb, accionamiento lineal, multifunción, uso automático electrónico, 12v: Industrial y Científico. https://www.amazon.com/Rastreador-Eco-Worthy-accionamiento-multifunci%C3%B3n-electr%C3%B3nico/dp/B00NM8H5SC?pd_rd_w=dasmy&content-id=amzn1.sym.deffa092-2e99-4e9f-b814-0d71c40b24af&pf_rd_p=deffa092-2e99-4e9f-b814-0d71c40b24af&pf_rd_r=83RE99X4NQS5MKX5EBK6&pd_rd_wg=2sWJq&pd_rd_r=23e53f96-6d28-4a01-91bc-286fd8769eb9&pd_rd_i=B00NM8H5TG&ref_=pd_bap_d_rp_1_t&th=1
- Anwar, M. A., Al Shehabi, T. S., & Eid, A. H. (2016). Inflammogenesis of Secondary Spinal Cord Injury. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 10. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fncel.2016.00098>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-a). Antropometría | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/antropometría>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-b). Duraluminio | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/duraluminio>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-c). Dureza | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/dureza>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-d). Ergonomía | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/ergonomía>

- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-e). Espasticidad | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/espasticidad>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-f). Ictus | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/ictus>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-g). Isquemia | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/isquemia>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-h). Neurodegenerativo, neurodegenerativa | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/neurodegenerativo>
- ASALE, R.-, & RAE. (s. f.-i). Prototipo | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. Recuperado 22 de octubre de 2022, de <https://dle.rae.es/prototipo>
- Azorín, J., Pons, J., & Neto, A. (2017). Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico. Programa Iberoamericano de Ciencia y Tecnología para el Desarrollo.
- CAHI, & Aguilera. (2019, enero 6). Elena Aguilera—Honduras. CAHI SALUD. <https://www.cahisalud.org/post/elena-aguilera-honduras>
- Cenciarini, M., & Dollar, A. M. (2011). Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975366>
- Central American Medical Outreach Inc. (2020). Servicios para personas con discapacidad. CAMO. <https://es.camo.org/servicios/servicios-para-personas-con-discapacidad/>

- Chang, K., & Zelaya, I. (2007). Caracterización de pacientes con lesión medular atendidos en un Centro de Rehabilitación (Teletón) en Honduras.
<https://revistamedicahondurena.hn/assets/Uploads/Vol75-4-2007-4.pdf>
- Chang Zelaya, I. K. (2008). CARACTERIZACIÓN CLÍNICO- EPIDEMIOLÓGICAS DE PACIENTES CON LESIÓN MEDULAR QUE ASISTEN AL CENTRO DE REHABILITACIÓN (TELETÓN) EN TEGUCIGALPA. 11. <http://www.bvs.hn/RMP/pdf/2008/pdf/Vol11-S-2008-17.pdf>
- Ciencia e investigacion, e investigacion. (2010). ReWalkTM: ortesis motorizada para pacientes parapléjicos usuarios de sillas de ruedas. <https://avalia-t.sergas.gal/DXerais/207/avalia-t201001-4rewalk.pdf>
- dos Santos, W. M., Nogueira, S. L., de Oliveira, G. C., Peña, G. G., & Siqueira, A. A. G. (2017). Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 447-451.
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009288>
- farhan. (s. f.). Meet HAL - Hybrid Assistive Limb—RoboFit—Rehabilitation Centre. RoboFit.
 Recuperado 3 de agosto de 2022, de <https://robofit.com.au/meet-hal/>
- Haddadin, S., & Croft, E. (2016). Physical Human–Robot Interaction. En B. Siciliano & O. Khatib (Eds.), Springer Handbook of Robotics (pp. 1835-1874). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-32552-1_69
- Harib, O., Hereid, A., Agrawal, A., Gurriet, T., Finet, S., Boeris, G., Duburcq, A., Mungai, M. E., Masselin, M., Ames, A. D., Sreenath, K., & Grizzle, J. (2018). Feedback Control of an Exoskeleton for Paraplegics: Toward Robustly Stable Hands-free Dynamic Walking (arXiv:1802.08322). arXiv. <http://arxiv.org/abs/1802.08322>
- Honda Global. (s. f.). Honda Global | honda walking assist device. Recuperado 4 de agosto de 2022, de <https://global.honda/content/site/global/products/power/walkingassist.html>

- Honduras para Todos. (2017). Identificación y caracterización de las personas con discapacidad en Francisco Morazán.
- Hyperphysics. (2021). Masa, Peso, Densidad. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/mass.html>
- Hyun, D. J., Park, H., Ha, T., Park, S., & Jung, K. (2017). Biomechanical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, 95, 181-195. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2017.06.010>
- Jung, J.-Y., Park, H., Yang, H.-D., & Chae, M. (2013). Brief biomechanical analysis on the walking of spinal cord injury patients with a lower limb exoskeleton robot. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650351>
- KEEGO. (s. f.). Keeogo Walking Assistance Device and Exoskeleton. Herculife. Recuperado 3 de agosto de 2022, de <http://www.herculife.com/keeogo-walking-assistance-device-and-exoskeleton.html>
- Kosuge, K., & Hirata, Y. (2004). Human-Robot Interaction. 2004 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 8-11. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2004.1521743>
- Lee, H., Ferguson, P. W., & Rosen, J. (2020). Chapter 11—Lower Limb Exoskeleton Systems—Overview. En J. Rosen & P. W. Ferguson (Eds.), *Wearable Robotics* (pp. 207-229). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00011-4>
- Loya, I. Á. (2017). Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con pérdida de movilidad en extremidades inferiores. 120.
- Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2018). Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(2), 143-156.

- Lyu, M., Chen, W., Ding, X., Wang, J., Bai, S., & Ren, H. (2016). Design of a biologically inspired lower limb exoskeleton for human gait rehabilitation. *Review of Scientific Instruments*, 87(10), 104301. <https://doi.org/10.1063/1.4964136>
- Maderas Callagher, C. L. (2018). (PDF) Camina alto: La historia de Rex Bionics | Revista de Gestión y Organización. https://www.researchgate.net/publication/329761398_Walk_tall_The_story_of_Rex_Bionics
- Mark, P. (2006). Biomechanics of Lower Limb Prosthetics. https://www.academia.edu/10554874/Biomechanics_of_Lower_Limb_Prosthetics
- Naciones Unidas. (2006). Convención sobre los derechos de las personas con discapacidad. OHCHR. <https://www.ohchr.org/es/instruments-mechanisms/instruments/convention-rights-persons-disabilities>
- Narayan, J., & Kumar Dwivedy, S. (2021). Preliminary design and development of a low-cost lower-limb exoskeleton system for paediatric rehabilitation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 235(5), 530-545. <https://doi.org/10.1177/0954411921994940>
- Nas, K., Yazmalar, L., Şah, V., Aydın, A., & Öneş, K. (2015). Rehabilitation of spinal cord injuries. *World Journal of Orthopedics*, 6(1), 8-16. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.8>
- NEOTEC, C. (2019). NEOTEC Laboratorio de ortesis y Protesis: NEOTEC Laboratorio de Ortesis y Protesis. NEOTEC Laboratorio de ortesis y Protesis. <http://neoteclaboratoriodeortesisyprotesis.blogspot.com/2011/03/neotec-laboratorio-de-ortesis-y.html>
- Nuñez, H. (s. f.). SISTEMA HAPTICO PARA LA REHABILITACION EN LAS PIERNAS. Recuperado 11 de agosto de 2022, de

https://www.academia.edu/8869390/SISTEMA_HAPTICO_PARA_LA_REHABILITACION_EN_LAS_PIERNAS

Oh, J., Vidal-Jordana, A., & Montalban, X. (2018). Multiple sclerosis: Clinical aspects. *Current Opinion in Neurology*, 31(6), 752-759. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000622>

OMS. (2013, diciembre 2). OMS | Al menos 500 000 personas sufren lesiones medulares cada año. WHO; World Health Organization.

<https://apps.who.int/mediacentre/news/releases/2013/spinal-cord-injury-20131202/es/index.html>

Organizacion mundial de la Salud. (2014). Lesiones de medula espinal Perspectivas internacionales.

http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/131504/WHO_NMH_VIP_13.03_spa.pdf;jsessionid=F8DC797953382DD3406F377D360AC503?sequence=1

Ortoprotésica HN. (2022). Ortoprotésica HN | Facebook.

https://www.facebook.com/ortoproteticahn/about/?ref=page_internal

Ospina, C. (2006, julio 14). 2a. Ley de Newton – Relación entre fuerza y aceleración.

Monografias.com. <https://www.monografias.com/trabajos35/newton-fuerza-aceleracion/newton-fuerza-aceleracion>

Parker Hannifin. (s. f.). FIGURE 1 | Indego exoskeleton. Photograph courtesy of Parker-Hannifin.

ResearchGate. Recuperado 3 de agosto de 2022, de

https://www.researchgate.net/figure/Indego-exoskeleton-Photograph-courtesy-of-Parker-Hannifin_fig1_325511275

Perez Lopez, M. C. (2021). Máster en neurorehabilitación. 63.

Pilar, A., & Enriquez, L. F. (2018). UNA REVISIÓN DE TÉCNICAS BÁSICAS DE NEUROIMAGEN PARA EL DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES NEURODEGENERATIVAS.

<http://www.scielo.org.co/pdf/biosa/v17n2/1657-9550-biosa-17-02-00059.pdf>

- Pinto, D., Garnier-Villarreal, M., Barbas, J., Chang, S.-H., Charlifue, S., Field-Fote, E., Furbish, C., Tefertiller, C., Mummidisetty, C., Taylor, H., Jayaraman, A., & Heinemann, A. (2020). Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17.
<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0639-0>
- Powers, W. J. (2020). Acute Ischemic Stroke. *New England Journal of Medicine*, 383(3), 252-260.
<https://doi.org/10.1056/NEJMc1917030>
- ¿Qué es actuador? Definición, concepto y significado. (2015, diciembre 23). *DiccionarioActual*.
<https://diccionarioactual.com/actuador/>
- ReWalk Robotics. (s. f.). ReWalk™ Personal 6.0—Exoesqueleto de rehabilitación marcha by ReWalk Robotics | MedicalExpo. Recuperado 3 de agosto de 2022, de
<https://www.medicalexpo.es/prod/rewalk-robotics/product-80949-697920.html>
- REX. (2016, septiembre 2). REX. Exoskeleton Report. <https://exoskeletonreport.com/product/rex/>
- San Felipe. (2016). Crece demanda de prótesis por mutilaciones en el Distrito Central.
www.elheraldo.hn. <https://www.elheraldo.hn/tegucigalpa/crece-demanda-de-protesis-por-mutilaciones-en-el-distrito-central-IMEH984639>
- Sanches Prieto, J. A. (2017). (PDF) Evaluación del dermoesqueleto Keeogo TM.
<https://doi.org/10.1080/17483107.2017.1396624>
- Sánchez-Manchola, M., Gómez-Vargas, D., Casas-Bocanegra, D., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2018). Development of a Robotic Lower-Limb Exoskeleton for Gait Rehabilitation: AGoRA Exoskeleton. 2018 IEEE ANDESCON, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ANDESCON.2018.8564692>
- Satoh, Y., Yamada, T., Arai, Y., Shimamura, R., Hirose, M., Yamakawa, R., & Takagi, S. (2020). The immediate effect of the Honda Walking Assist Device on foot and ankle function in hemiplegic stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 32, 405-409.
<https://doi.org/10.1589/jpts.32.405>

- Selfslagh, A., Shokur, S., Campos, D. S. F., Donati, A. R. C., Almeida, S., Yamauti, S. Y., Coelho, D. B., Bouri, M., & Nicolelis, M. A. L. (2019). Non-invasive, Brain-controlled Functional Electrical Stimulation for Locomotion Rehabilitation in Individuals with Paraplegia. *Scientific Reports*, 9(1), Art. 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-43041-9>
- SESAL. (2019). Protocolo de atención integral de las personas con lesión medular traumática en fase aguda. <http://www.salud.gob.hn/site/index.php/component/edocman/protocolo-de-atencio-n-de-las-personas-con-lesio-n-medular>
- Sheridan, T. B. (2016). Human–Robot Interaction: Status and Challenges. *Human Factors*, 58(4), 525-532. <https://doi.org/10.1177/0018720816644364>
- SOSA MENDEZ, D. M. A. (2017). DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DEL HOMBRO. 200.
- Teletón. (2022). LABORATORIO DE ÓRTESIS Y PRÓTESIS – Teletón Honduras. <http://teleton.org.hn/laboratorio-de-ortesis-y-protesis/>
- Teletón, F. (2022). Datos estadísticos pacientes con lesiones medulares año 2019 -2022 [Comunicación personal].
- Torres, V. M. M., Noa, I. S., & Iglesia, Y. R. de la. (2016). Presentación de un caso de rehabilitación psicosocial en una paciente con paraplejía flácida. *Revista Información Científica*, 95(6), 1009-1018.
- Tsarouchi, P., Makris, S., & Chryssolouris, G. (2016). Human–robot interaction review and challenges on task planning and programming. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 29(8), 916-931. <https://doi.org/10.1080/0951192X.2015.1130251>
- Viera Allahd, P. M. M. (2020). Method for positioning and rehabilitation training with the ExoAtlet[®] powered exoskeleton | Lector mejorado de Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.mex.2020.100849>

Watanabe, H., Tanaka, N., Inuta, T., Saitou, H., & Yanagi, H. (2014). Locomotion Improvement Using a Hybrid Assistive Limb in Recovery Phase Stroke Patients: A Randomized Controlled Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.002>

ZARYA COMPANIES. (s. f.-a). E-helper—Exoesqueleto de rehabilitación de la posición erguida by ZARYA | MedicalExpo. Recuperado 3 de agosto de 2022, de

<https://www.medicalexpo.es/prod/zarya/product-127141-948319.html>

ZARYA COMPANIES. (s. f.-b). Exoskeleton «E-Helper» | Group of Companies Zarya. Recuperado 3 de agosto de 2022, de <https://zarya-med.com/catalog/direction/oborudovanie-dlya-manualnoy-terapii/ekzoskelet-e-helper/>

Zhu, Y., Zhang, G., Zhang, C., Liu, G., & Zhao, J. (2015). Biomechanical modeling and load-carrying simulation of lower limb exoskeleton. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 26(s1), S729-S738. <https://doi.org/10.3233/BME-151364>

Patient Use | Indego® Therapy Exoskeleton. (s. f.). Recuperado 26 de mayo de 2022, de <https://discover.parker.com/indego-for-patients>

Barrios, N. (2019, 5 julio). El ruido y sus nocivos efectos para la salud. Alianza El Heraldo - Universidad de la Costa. <https://www.cuc.edu.co/noticias/67-generales/4530-el-ruido-y-sus-nocivos-efectos-para-la-salud>

Pareja, C. (2020). EVALUACIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO MECÁNICO PARA UN EXOESQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES EN PACIENTES POST ACV DEL PERÚ (TFG). Universidad de Ingeniería y Tecnología. <https://www.conadisperu.gob.pe/observatorio/wp-content/uploads/2020/11/Evaluacion-de-los-criterios-de-diseno-mecanico-para-un-exoesqueleto-de-miembros-inferiores.pdf>

Indego | Powering People Forward. (2021). Parker Hannifin Corporation. <https://www.indego.com/indego/us/en/home>

- Álvarez, R. (2016, 12 marzo). Llegó el día, la comercialización masiva de exoesqueletos es una realidad. Xataka. <https://www.xataka.com/robotica-e-ia/llego-el-dia-la-comercializacion-masiva-de-exoesqueletos-ha-llegado>
- Gómez, L., & Oliver, J. (2016). EXOESQUELETO.
http://www.cs.umss.edu.bo/doc/material/mat_gral_237/Exoesqueleto.pdf
- Griswold, K. (2021, 12 diciembre). Ekso Bionics - Kunxi Griswold. Medium.
<https://medium.com/@kgriswo1/ekso-bionics-186713142160>
- Mechatech. (2021). Exoskeletons History - part 3. Mechatech Embrace Technology.
<https://www.mechatech.co.uk/journal/exoskeletons-history-part-3>
- Redacción Protección Laboral. (2015). Exoesqueletos: la edad del 'hombre de hierro'. Interempresas.
<https://www.interempresas.net/Proteccion-laboral/Articulos/211884-Exoesqueletos-la-edad-del-hombre-de-hierro.html>
- Mardomingo Medialdea, H., Fernández González, P., & Molina Rueda, F. (2018). Usabilidad y aceptabilidad de los exoesqueletos portables para el entrenamiento de la marcha en sujetos con lesión medular: revisión sistemática. Revista de Neurología, 66(02), 35.
<https://doi.org/10.33588/rn.6602.2017315>
- García, R. (19 de Enero de 2019). Que son los exoesqueletos y como pueden mejorar nuestra vida. Obtenido de AdslZone: <https://www.adslzone.net/reportajes/tecnologia/que-son-exoesqueletos/>
- Parker. (2022). Origen Biomedica. Obtenido de Origen Biomedica:
<https://www.origenbiomedica.com/exqueleton-terapeutico>
- Indego warranty options by Anatomical Concepts (UK) Ltd—Issuu. (s. f.). Recuperado 29 de mayo de 2022, de https://issuu.com/anatomicalconcepts/docs/indego_service_flyer_emea

Lopez Sanchez, J. (2017, enero 11). #exoesqueleton—Búsqueda de Twitter / Twitter. Twitter.

<https://mobile.twitter.com/hashtag/exoesqueleton?src=hash>,

<https://mobile.twitter.com/neuroredhabil/status/819084912573681665/photo/2>

Nefab. (s. f.). Embalaje para equipos médicos a medida | Nefab. Recuperado 29 de mayo de 2022, de

<https://www.nefab.com/es/home/blog/soluciones-de-embalaje-para-equipos-medicos/>,
[/es/home/blog/soluciones-de-embalaje-para-equipos-medicos/](https://www.nefab.com/es/home/blog/soluciones-de-embalaje-para-equipos-medicos/)

Olaia Ferreira García. (2020). Uso de exoesqueletos robóticos portables en personas con lesión medular: Una revisión sistemática.

https://ruc.udc.es/dspace/bitstream/handle/2183/26900/FerreiraGarc%C3%ADa_Olaia_TFM_2020.pdf

Platino (Pt) Propiedades químicas y efectos sobre la salud y el medio ambiente. (s. f.). Recuperado 29 de mayo de 2022, de <https://www.lenntech.es/periodica/elementos/pt.htm>

ANEXOS



Ilustración 69 Maquinado 1 piezas

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 70 Maquinado 2 piezas

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 71 Maquinado 3 piezas

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 72 Piezas ya maquinadas

Fuente: Propia (2022)



Ilustración 73 Proceso de integración de sistema de control
Fuente: Propia (2022)



Ilustración 74 Primeras capas de fibra a respaldar
Fuente: Propia (2022)



Ilustración 75 Creación molde respaldar
Fuente: Propia (2022)



Ilustración 76 Respaldar finalizado
Fuente: Propia (2022)



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD Y NO DIVULGACIÓN DE INFORMACIÓN



En nombre y representación de sí mismo Juan Carlos Rivera Alvarenga, cédula de identidad número 0401-1998-00104, en su condición de estudiante de la carrera de Ingeniería en Biomedica en la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con domicilio en San Pedro Sula, Cortes, Honduras con capacidad legal para obligarse, suscribe el presente Acuerdo de Confidencialidad y de No Divulgación de Información en base a las siguientes ESTIPULACIONES

PRIMERA.- Objeto. El presente Acuerdo se refiere a la información que la Fundación Teletón Honduras proporcione a Juan Carlos Rivera Alvarenga, relativa a la base de Datos con información estadística de los expedientes, extraídos del sistema Florence y Crystal. Entrevistas con pacientes, visita a instalaciones y conversaciones sobre protocolos utilizados con fines exclusivamente académicos y cualquier otro tipo de información sea de manera verbal o escrita a la que se proporcione acceso

SEGUNDA.-1. Juan Carlos Rivera Alvarenga únicamente utilizará la información facilitada por Fundación Teletón Honduras para el fin mencionado en la Estipulación anterior, comprometiéndose a mantener la más estricta confidencialidad respecto de dicha información, advirtiéndose de dicho deber de confidencialidad y secreto a cualquier persona ajena a los interesados.

2. Juan Carlos Rivera Alvarenga no podrá reproducir, modificar, hacer pública o divulgar a terceros la información objeto del presente Acuerdo sin previa autorización escrita y expresa de Fundación Teletón Honduras.

3. De igual forma, Juan Carlos Rivera Alvarenga adoptará respecto de la información objeto de este Acuerdo las mismas medidas de seguridad que adoptaría normalmente respecto a la información confidencial de su propia autoría, evitando en la medida de lo posible su pérdida, robo o sustracción.

TERCERA.- Sin perjuicio de lo estipulado en el presente Acuerdo, ambas partes aceptan que la obligación de confidencialidad no se aplicará en los siguientes casos:

- a) Cuando la información se encontrará en el dominio público en el momento de su suministro a Juan Carlos Rivera Alvarenga o, una vez suministrada la información, ésta acceda al dominio público sin infracción de ninguna de las Estipulaciones del presente Acuerdo.
b) Cuando la información ya estuviera en el conocimiento de Juan Carlos Rivera Alvarenga con anterioridad a la firma del presente Acuerdo y sin obligación de guardar confidencialidad.
c) Cuando la legislación vigente o un mandato judicial exija su divulgación. En ese caso, Juan Carlos Rivera Alvarenga notificará al DIVULGANTE tal eventualidad y hará todo lo posible por garantizar que se dé un tratamiento confidencial a la información.

Table with 6 columns: Tegucigalpa, San Pedro Sula, Santa Rosa de Copán, Choluteca, Olancha, La Esperanza. Each column contains contact information (Tel, Fax, Cel) for various locations.



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD Y NO DIVULGACIÓN DE INFORMACIÓN



CUARTA.- Los derechos de propiedad intelectual de la información objeto de este Acuerdo pertenecen a Fundación Teletón Honduras y el hecho de revelarla a Juan Carlos Rivera Alvarenga para el fin mencionado en la Estipulación Primera no cambiará tal situación

En caso de que la información resulte revelada o divulgada o utilizada por Juan Carlos Rivera Alvarenga de cualquier forma distinta al objeto de este Acuerdo, ya sea de forma dolosa o por mera negligencia, habrá de indemnizar a Fundación Teletón Honduras los daños y perjuicios ocasionados, sin perjuicio de las acciones civiles o penales que puedan corresponder a este último

QUINTA.- El presente Acuerdo entrará en vigor en el momento de la firma del mismo por ambas partes, extendiéndose de manera permanente después de finalizada la relación entre las partes o, en su caso, la prestación del servicio.

Y en señal de expresa conformidad y aceptación de los términos recogidos en el presente Acuerdo, lo firman las partes por duplicado ejemplar y a un solo efecto en el lugar y fecha al comienzo indicados.

Dado en la ciudad de San Pedro Sula, Honduras a los 26 días de agosto de 2022

Juan C Rivera
Juan Carlos Rivera Alvarenga
Estudiante
0401-1998-00104

Dr. Sergio Murillo Flores
Jefe de atención Médica
CRIT San Pedro Sula

Ing. Remy Mercedes Recarte Quiroz
Directora
CRIT San Pedro Sula

Table with 6 columns: Tegucigalpa, San Pedro Sula, Santa Rosa de Copán, Choluteca, Olancha, La Esperanza. Each column contains contact information (Tel, Fax, Cel) for various locations.

Ilustración 77 Acuerdo de confidencialidad y no divulgación Teletón Juan Rivera
Fuente: Propia (2022)



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD Y NO DIVULGACIÓN DE INFORMACIÓN



En nombre y representación de sí mismo Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía, cédula de identidad número 0501-1998-02343, en su condición de estudiante de la carrera de Ingeniería en Biomedica en la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con domicilio en San Pedro Sula, Cortes, Honduras con capacidad legal para obligarse, suscribe el presente Acuerdo de Confidencialidad y de No Divulgación de Información en base a las siguientes ESTIPULACIONES

PRIMERA.- Objeto. El presente Acuerdo se refiere a la información que la Fundación Teletón Honduras proporcione a Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía, relativa a la base de Datos con información estadística de los expedientes, extraídos del sistema Florence y Crystal. Entrevistas con pacientes, visita a instalaciones y conversaciones sobre protocolos utilizados con fines exclusivamente académicos y cualquier otro tipo de información sea de manera verbal o escrita a la que se proporcione acceso

SEGUNDA.-1. Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía únicamente utilizará la información facilitada por Fundación Teletón Honduras para el fin mencionado en la Estipulación anterior, comprometiéndose a mantener la más estricta confidencialidad respecto de dicha información, advirtiéndose de dicho deber de confidencialidad y secreto a cualquier persona ajena a los interesados.

2. Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía no podrá reproducir, modificar, hacer pública o divulgar a terceros la información objeto del presente Acuerdo sin previa autorización escrita y expresa de Fundación Teletón Honduras.

3. De igual forma, Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía adoptará respecto de la información objeto de este Acuerdo las mismas medidas de seguridad que adoptaría normalmente respecto a la información confidencial de su propia autoría, evitando en la medida de lo posible su pérdida, robo o sustracción.

TERCERA.- Sin perjuicio de lo estipulado en el presente Acuerdo, ambas partes aceptan que la obligación de confidencialidad no se aplicará en los siguientes casos:

- a) Cuando la información se encontrará en el dominio público en el momento de su suministro a Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía o, una vez suministrada la información, ésta acceda al dominio público sin infracción de ninguna de las Estipulaciones del presente Acuerdo.
b) Cuando la información ya estuviera en el conocimiento de Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía con anterioridad a la firma del presente Acuerdo y sin obligación de guardar confidencialidad.
c) Cuando la legislación vigente o un mandato judicial exija su divulgación. En ese caso, Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía notificará al DIVULGANTE tal eventualidad y hará todo lo posible por garantizar que se dé un tratamiento confidencial a la información.

Table with 6 columns: Tegucigalpa, San Pedro Sula, Santa Rosa de Copán, Choluteca, Olancha, La Esperanza. Each column contains contact information (Tel, Fax, Cel) for various locations.



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD Y NO DIVULGACIÓN DE INFORMACIÓN



CUARTA.- Los derechos de propiedad intelectual de la información objeto de este Acuerdo pertenecen a Fundación Teletón Honduras y el hecho de revelarla a Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía para el fin mencionado en la Estipulación Primera no cambiará tal situación

En caso de que la información resulte revelada o divulgada o utilizada por Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía de cualquier forma distinta al objeto de este Acuerdo, ya sea de forma dolosa o por mera negligencia, habrá de indemnizar a Fundación Teletón Honduras los daños y perjuicios ocasionados, sin perjuicio de las acciones civiles o penales que puedan corresponder a este último

QUINTA.- El presente Acuerdo entrará en vigor en el momento de la firma del mismo por ambas partes, extendiéndose de manera permanente después de finalizada la relación entre las partes o, en su caso, la prestación del servicio.

Y en señal de expresa conformidad y aceptación de los términos recogidos en el presente Acuerdo, lo firman las partes por duplicado ejemplar y a un solo efecto en el lugar y fecha al comienzo indicados.

Dado en la ciudad de San Pedro Sula, Honduras a los 26 días de agosto de 2022

Jonathan Ottoniel Rodríguez Mejía
Estudiante
0501-1998-02343

Dr. Sergio Murillo Flores
Jefe de atención Médica
CRIT San Pedro Sula

Ing. Remy Mercedes Recarte Quiroz
Directora
CRIT San Pedro Sula

Table with 6 columns: Tegucigalpa, San Pedro Sula, Santa Rosa de Copán, Choluteca, Olancha, La Esperanza. Each column contains contact information (Tel, Fax, Cel) for various locations.

Ilustración 78 Acuerdo de confidencialidad y no divulgación Teletón Jonathan Rodriguez
Fuente: Propia (2022)