



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD INGENIERÍA
CARRERA ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

TRABAJO DE TITULACIÓN

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA LA
REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD INFERIOR EN PACIENTES CON PÉRDIDA
DE MOVILIDAD PARCIAL.

Trabajo de Titulación para optar al título de Ingeniero en
Electrónica y Telecomunicaciones

Autor:

Mario Fernando Veintimilla LLivi

Tutor:

PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante.

Riobamba- Ecuador

Año 2022

DERECHOS DE AUTORÍA

Yo, **MARIO FERNANDO VEINTIMILLA LLIVI**, con cédula de ciudadanía 060365349-4, autor del trabajo de investigación titulado: **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD INFERIOR EN PACIENTES CON PÉRDIDA DE MOVILIDAD PARCIAL**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 2 de diciembre del 2022.



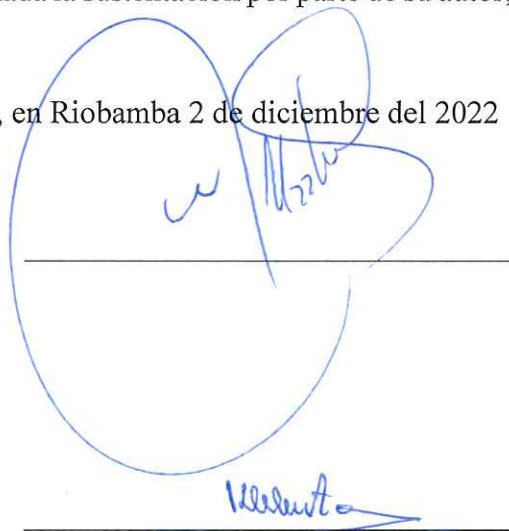
Mario Fernando Veintimilla LLivi
C.I:060365349-4

DICTAMEN FAVORABLE DEL TUTOR Y MIEMBROS DE TRIBUNAL;

Quienes suscribimos, catedráticos designados Tutor y Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación Diseño e implementación de un dispositivo electrónico para la rehabilitación de extremidad Inferior en pacientes con pérdida de movilidad parcial, presentado por Mario Fernando Veintimilla LLivi, con cédula de identidad número 060365349-4, certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha asesorado durante el desarrollo, revisado y evaluado el trabajo de investigación escrito y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 2 de diciembre del 2022

PhD. Marlon Basantes
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



Dr. Klever Torres
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Msc. José Jínez
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



PhD. Leonardo Rentería
TUTOR

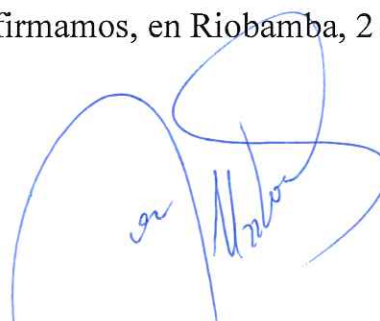


CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD INFERIOR EN PACIENTES CON PÉRDIDA DE MOVILIDAD PARCIAL**, presentado por Mario Fernando Veintimilla LLivi, con cédula de identidad número 060365349-4, bajo la tutoría de PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba, 2 de diciembre del 2022.

Presidente del Tribunal de Grado
PhD. Marlon Basantes



Firma

Miembro del Tribunal de Grado
Msc. José Jínez



Firma

Miembro del Tribunal de Grado
Dr. Klever Torres



Firma

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

Que, **VEINTIMILLA LLIVI MARIO FERNANDO** con C.C. **060365349-4**, estudiante de la Carrera electrónica y telecomunicaciones, no Vigente, Facultad de Ingeniería; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **“DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD INFERIOR EN PACIENTES CON PÉRDIDA DE MOVILIDAD PARCIAL”**, cumple con el 3%, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio URKUND, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 2 de diciembre del 2022



PhD. Leonardo Rentería

DEDICATORIA

“Mis planes para ustedes solamente yo los sé, y no son para su mal, sino para su bien. Voy a darles un futuro lleno de bienestar.”

Jeremías 29:11 (TLA)

El presente trabajo es dedicado a Dios quien siempre provee de la vida, salud y la sabiduría, a mis padres quienes me apoyaron en todo momento de la vida estudiantil, además de mi hermana y a todas aquellas personas conocidas quien brindaron palabra de motivación.

Mario Fernando Veintimilla LLivi.

AGRADECIMIENTO

Un profundo agradecimiento a Dios por permitir de gozar de una buena salud y la vida, y a mis padres Pedro Veintimilla y Juana LLivi quienes han sido un pilar fundamental para culminar este proceso de formación profesional.

A mi hermana Rosa quien ha sido una persona amable, paciente y un apoyo más en mi vida desde niño sin importar los momentos malos o buenos.

A la Universidad Nacional de Chimborazo y la facultad de Ingeniería quienes ha brindado el apoyo necesario y permitir formar de esta noble institución.

ÍNDICE GENERAL

DERECHOS DE AUTORÍA	2
DEDICATORIA	6
AGRADECIMIENTO.....	7
ÍNDICE GENERAL.....	8
ÍNDICE DE TABLAS.	10
ÍNDICE DE FIGURAS.....	11
RESUMEN.....	12
ABSTRACT	13
CAPÍTULO I.....	14
1 INTRODUCCIÓN.	14
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	15
1.2.1 PROBLEMA	15
1.2.2 JUSTIFICACIÓN	15
1.3 OBJETIVOS:	16
1.3.1 GENERAL	16
1.3.2 ESPECÍFICOS.	16
CAPÍTULO II.	17
2. MARCO TEÓRICO.....	17
2.1 ESTADO DEL ARTE.....	17
Concepto general de la prótesis y la órtesis	18
Evolución de las prótesis.....	19
¿Qué es una prótesis?	20
Las pretesis se clasifican en:	20
Que es una órtesis.....	21
Tipos de ortesis	22
Sensores y Actuadores	23
Actuadores.....	26
Requerimientos para el diseño del prototipo.....	26

Peso y el volumen del prototipo	26
Capacidad de adaptación del prototipo al cuerpo del paciente	26
Sistemas de sujeción al cuerpo humano	26
Sistemas o elementos electrónicos que involucran.	27
CAPÍTULO III	31
METODOLOGÍA.	31
3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN	31
Investigación Aplicada.....	31
3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	31
3.3 METODOS DE LA INVESTIGACION.....	31
Descriptivo	31
Experimental	31
3.4 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS	32
Población y Muestra.....	32
Operacionalización de variables.....	32
3.5 PROCEDIMIENTO Y ANALISIS	33
Diagrama de procesos para el respectivo tratamiento	39
Instrumentos de recolección de datos.....	40
CAPÍTULO IV	43
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	43
Primer caso.....	43
Segundo caso.....	47
Discusión acerca de los resultados	49
CAPÍTULO V.	50
Conclusiones	50
Recomendaciones.....	51
BIBLIOGRAFÍA.....	52
ANEXOS.....	54
Anexo 1 código de la programación Arduino	54

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1 Diferencia entre la Prótesis y la Órtesis	19
Tabla 2 variables dependientes y independiente	32
Tabla 3 resistencia y rigidez de los materiales usados en exoesqueleto	33
Tabla 4 diseños 3D de los exoesqueletos	35
Tabla 5 exoesqueletos de sensor y de tratamiento de paciente	38
Tabla 6 diseño del esquemático de control a través de la electrónica.	39
Tabla 7 información recolectada de la entrevista.....	44
Tabla 8 resultados de los datos de la entrevista para el caso 2.....	47
Tabla 9 lista de materiales y sus precios del presupuesto para el proyecto.	58
Tabla 10 características del L293D.....	59
Tabla 11 características y tipos de velcro.....	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura. 1 ortesis aplicada en las rodillas.	21
<i>Figura. 2 tipos de ortesis</i>	23
Figura. 3 procesamiento de una señal y señor-actuador.....	24
Figura.4 sujeción de exoesqueleto mediante correas	27
Figura. 5 Circuito interno del controlador L293D	28
Figura. 6 diagrama de funcionamiento de un servo motor.....	30
Figura. 7 Diagrama de bloque del PID.....	30
Figura. 8 resistencia de materiales	34
Figura. 9 rigidez del material	34
Figura. 10 movimiento traslacional.....	36
Figura. 11 <i>Diagrama general funcional del sistema electrónico.</i>	37
Figura. 12 se describe la manipulación del exoesqueleto con sus respectivos pasos básicos a seguir	39
Figura. 13 la forma correcta de ubicar para el tratamiento con las ortesis.....	40
Figura. 14 ortesis ya colocada en una paciente en fase de experimento	40
Figura. 15 prototipo final haciendo pruebas y mediciones	43
Figura. 16 comparativa de nivel de satisfacción de acuerdo con las edades de los pacientes	45
Figura. 17 comparativas nivel de satisfacción y nivel de confiabilidad con respecto al genero	45
Figura. 18 comparativas del tratamiento en función de satisfacción y confiabilidad	45
Figura.19 mediciones Numero tratamiento que involucra el nivel satisfacción y confiabilidad.....	46
Figura. 20 tipos de lesiones con respecto en mejoría.....	46
Figura. 21 grafica de correlación.....	48
Figura. 22 experimentos realizados.....	61
Figura . 23 circuitos de control cara posterior y frontal	62
Figura. 24 prototipo tipo ortesis	63
Figura. 25 lesiones frecuentes tobillo y el pie.....	64

RESUMEN

El Presente Proyecto De Investigación Expone “Diseño e Implementación De Un Dispositivo Electrónico Para La Rehabilitación De Extremidad Inferior En Pacientes Con Pérdida De Movilidad Parcial”, ya que el prototipo presenta características similares a las órtesis para alinear o corregir deformidades en pacientes con pérdida de movilidad parcial y temporal. De igual manera este prototipo es de bajo coste que contribuye en el tratamiento médico en forma terapias para recuperar el movimiento natural de una extremidad inferior. Así mismo el prototipo se fundamenta en la documentación científica basado en la ciencia médica que conlleven soluciones viables para mejorar la calidad de vida ser humano. Es que las nuevas tecnologías y la medicina, cuando van juntas avanzan a una velocidad inimaginable, cuando referimos al prototipo también involucran a dispositivos y componentes electrónicos ya sea de sensores digitales y analógicos o de plataformas de desarrollo como Arduino se puede lograr resultados muy aceptables y fiables con respecto a dispositivos existentes en el mundo y en especial en países que desarrollan estos dispositivos con miras a prótesis y órtesis cada vez más inteligentes que asisten en la rehabilitación de paciente con lesiones temporales.

Palabras claves: Dispositivo, Parcial, Prototipo, Movilidad, Extremidad, Rehabilitación, órtesis.

ABSTRACT

The current research project presents "Design and implementation of an electronic device for the rehabilitation of the lower extremity in patients with partial mobility loss" since the prototype presents similar characteristics to orthoses to align or correct deformities in patients with partial and temporal mobility loss. In the same way, this low-cost prototype contributes to medical treatment in the form of therapies to recover the natural movement of a lower extremity. Likewise, the prototype is based on scientific documentation based on medical science that entails viable solutions to improve humans' quality of life. It is that new technologies and medicine, when they go together, advance at an unimaginable speed. When we refer to the prototype also involves devices and electronic components, either digital and analog sensors or development platforms such as Arduino can achieve very acceptable and reliable results concerning existing devices in the world and especially in countries that develop these devices with a view to prostheses and smarter orthoses which assist in the rehabilitation of patients with temporary injuries.

Keywords: Device, Partial, Prototype, Mobility, Limb, Rehabilitation, Orthosis

Abstract translation reviewed by

Dr. Narcisa Fuertes, PhD

Professor at Competencias Lingüísticas UNACH

CAPÍTULO I.

1 INTRODUCCIÓN.

La razón de la pérdida de movimiento deriva por la lesión en la médula espinal. Afectando directamente a la capacidad de la médula para enviar y recibir mensajes del cerebro hacia y desde el sistema corporal que controla la función sensorial. Cuando el paciente no tiene una pérdida total de la sensibilidad, se dice que su médula espinal no está totalmente dañada por lo tanto existe la esperanza de recuperación de al menos algunas funciones del movimiento después de una lesión[1]. La lesión medular completa o incompleta es causa común de accidente de tránsito, deporte y accidente laboral; por ende, es una pérdida o alteración de los patrones motores, cuya recuperación depende de la reorganización de los circuitos neurales preservados, y para tratar estas lesiones se requiere de una órtesis y prótesis, conocido también extensión artificial. Los tipos de prótesis van desde la más simple, hasta la prótesis inteligente que ayuda en la recuperación del movimiento natural de las extremidades del paciente [2]. La lesión completa se trata con terapias quirúrgicas y farmacológicas que progresan con rapidez en el campo de la medicina y previenen el avance de la lesión en la médula [1],. En los músculos con pérdida de movilidad temporal y parcial; es más probable una recuperación muscular en la lesión medular incompleta es aproximadamente de 2/3 y requiere de sensibilidad del cuerpo después de la lesión y una valoración médica después de una lesión en la médula espinal [4][2], la probabilidad de recuperación es de 66.66% en las extremidades inferiores. No obstante, cuanto más tiempo pase sin ver recuperaciones, menores son las probabilidades de que se produzcan mejorías por sí solas. De modo que al perder movimiento en una extremidad inferior se complica realizar tareas fundamentales como de tener movimientos naturales; hasta de depender de una tercera persona o de elementos para la movilidad asistida que ayudan moverse de un lugar a otro[1], [3], [4].

Actualmente los dispositivos para la recuperación asistida desarrollados mediante sensores y actuadores basadas en las herramientas computacionales; facilitan la pronta recuperación de la movilidad a las personas con discapacidades temporales a que se desenvuelvan con más facilidad en sus vidas cotidianas. Para dar solución a la pérdida de movilidad parcial se debe tener presente un dispositivo de recuperación que implica de sensores y actuadores; considerar también a las plataformas de desarrollo orientada a objetos y captura de datos.[5]

El proyecto propone el diseño y construcción de un prototipo para tratamientos de paciente con lesiones de movilidad temporal y parcial; además de manipular y monitorear los datos del movimiento del paciente mediante la plataforma Arduino y/o Raspberry[6][7], que brinda la posibilidad de trabajar en áreas de gran interés como es la medicina. Porque es un campo de constante investigación se puede lograr o implementar procedimientos que mejoren y prevengan afectaciones en la salud de los usuarios.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

1.2.1 PROBLEMA

En el mundo existen personas que padecen de movilidad parcial y temporal; eso se traduce a una espasticidad que es el endurecimiento o contracción involuntaria de los músculos o simplemente posee una lesión incompleta causada por accidentes en general. Comúnmente ocurre en las personas con lesiones de la médula espinal, debido a este trastorno presentan complicaciones como: estiramiento de los músculos, hasta impedimento de movimiento del brazo o de la pierna, además de cualquier irritación de la piel que causa dolor. En su mayoría ocasionados por accidentes con vehículos motorizados y otras causas más frecuentes son las caídas relacionadas con los deportes que es muy común en los niños y adolescentes, mientras que las relacionadas con el trabajo especialmente ocurren en el área de la construcción que predominan en adultos [2], [1].

El problema de la pérdida del movimiento natural en alguna extremidad es causado principalmente por accidentes de tránsito según los datos de ANT. En el año 2019 se reportó un promedio de 66.5 siniestros diarios que dejaron 11 231 heridos y otro estudio realizado por la Universidad San Francisco De Quito (USFQ). Demuestra que el 57,7% mujeres y 42.3% a hombres, dentro de esta población las edades varían entre 14 y 58 años; de acuerdo con las entrevistas realizadas, el 97.1% de los entrevistados conoce lo que es una discapacidad. Sin embargo, el 36.5% no conoce sobre la Parálisis Espinal o la pérdida de movilidad parcial[8], [9]. El problema de la pérdida del movimiento es un factor que involucra utilizar muletas o sillas de ruedas[10]. Para tratar la pérdida de la movilidad o lesión incompleta el tratamiento puede variar según las necesidades del paciente mediante medicamentos como; baclofeno, benzodiazepinas (relajantes musculares), y dantroleno[10], [11]. El problema de estos medicamentos son los efectos secundarios como la fatiga o somnolencia, debilidad, náuseas y a veces baja presión arterial además del costo elevado[12].

1.2.2 JUSTIFICACIÓN

Al diseñar e implementar un dispositivo para tratamientos de movilidad parcial de bajo coste presenta varios beneficios, cabe destacar a uno de ellos es realizar terapias, en pacientes con movilidad parcial, gracias a la ayuda de la tecnología disponible en el mercado ecuatoriano se logró implementar un prototipo para replicar movimiento de una extremidad inferior. Cabe mencionar ¿es viable en Ecuador seguir desarrollando estos tipos de ortesis? Pues la respuesta se conocerá de acuerdo con los experimentos realizados, además que este experimento es controlado, donde presentaremos sus bondades y desventajas acerca de este dispositivo en este caso un prototipo.

1.3 OBJETIVOS:

1.3.1 GENERAL

- Implementar un dispositivo electrónico que replique el movimiento natural de una extremidad inferior para asistir en la rehabilitación terapéutica.

1.3.2 ESPECÍFICOS.

- Analizar los movimientos naturales de las extremidades inferiores de una persona, para replicar el movimiento, basada en documentación, médica, técnica y científica.
- Diseñar e Implementar un prototipo que permita replicar los movimientos naturales de una pierna sana, mediante el uso de ortesis, sensores y actuadores, para la rehabilitación de la otra extremidad inferior con dificultad de movilidad.
- Evaluar la eficiencia y limitación del prototipo, para alcanzar la fiabilidad y satisfacción requerida en el paciente.

CAPÍTULO II.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1 ESTADO DEL ARTE.

El concepto de la lesión medular incompleto y completo se ha relacionado con los trastornos de movimientos que es una discapacidad física o intelectual, sobre todo en personas con cierta irregularidad en el funcionamiento de su cuerpo. Que conlleva ciertas limitaciones para realizar las actividades diarias y comunes[2], [13], [14].

Por lo tanto, la lesión en la médula espinal ha llevado a consecuencias severas para el cuerpo humano, porque constituye la vía principal de comunicación entre el cerebro y el resto del organismo. Su interrupción producirá la parálisis de la movilidad voluntaria, ausencia de sensibilidad, y alteración en el sistema nervioso vegetativo[15]–[17].

De manera que en los hombres el riesgo es mayor en adultos jóvenes de 20 a 29 años y en ancianos de 70 años o más y con respecto a las mujeres, el riesgo aumenta en adolescentes de 15 a 19 años y a partir de los sesenta años. Según los datos publicados por el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), los 453 ecuatorianos han sufrido de una lesión medular traumática de los cuales comprende el 66,7% afectando a los jóvenes de 25 a 44 años del género masculino. además, el otro 33.3% corresponde al género Femenino según Consejo Nacional para igualdad de Discapacidad (CONADIS) a ellos se les considera como discapacitados por lesión medular traumática.

Finalmente, según la Organización mundial de la Salud (OMS) cada año sufren entre 250.000 y 500.000 personas en el mundo de una lesión medular[8], [10]. Por otro lado, el tratamiento de esta patología que corresponde a lesiones incompletas, hay que mencionar, existe la probabilidad de recuperar cierta función del movimiento hasta después de 18 meses de la lesión. En casos muy raros, las personas con lesiones de la médula espinal recuperan algunas funciones años después de la lesión. Sin embargo, sólo una pequeña fracción de los individuos que haya padecido de una lesión en la médula espinal recupera todas sus funciones mediante la fisioterapia y tratamientos médicos que requieren de hospitalización[3], [16], [17].

La fisioterapia siempre ha formado parte de la rehabilitación de los músculos del cuerpo humano. Aprovechando de medios naturales (agua, luz, electricidad), o mecánicos, como el masaje o la gimnasia, por lo contrario, existen dispositivos electrónicos para tratar las lesiones medulares como: exoesqueletos de rehabilitación, artromotores, ejercitadores y sistemas de evaluación psicomotriz[17]. Sin embargo, los artromotores, poseen características específicas

para la rehabilitación de rodilla, cadera, tobillo. Indiscutiblemente cabe destacar al L4D/L4KD, porque es un dispositivo electrónico para la rehabilitación de extremidades inferiores que ofrece un control digital con una variabilidad de velocidad de 30° a 210°/minuto, un amplio rango de movimiento de -10° a 135°, y se adaptan fácilmente a pacientes pediátricos y adultos; ideal para hospitales[18], [19].

Al referir a los dispositivos robóticos con músculos artificiales de textura confortable, además de contar con emulador de los músculos, tendones y ligamentos su uso es adecuado para pacientes con trastornos neuromusculares del pie o el tobillo asociados a parálisis cerebral, esclerosis lateral amiotrófica o conocida también como derrame cerebral[19].

En los últimos años los dispositivos robóticos han estado presentes en distintos entornos de la vida cotidiana brindando soluciones y permitiendo optimizar los recursos cabe señalar también que la Nanomedicina, Biónica, Impresión de órganos... hace unas décadas era imposible de explicar, y ya no digamos de aplicar[18], [20]. Ahora, son una realidad, cuyo auge mejorará muchísimo la calidad de vida y la salud de las personas. Y es que las nuevas tecnologías y la medicina, cuando van juntas, avanzan a una velocidad vertiginosa. Mañana serán cosa del pasado. Hoy, son el futuro[19], [21].

Concepto general de la prótesis y la órtesis

Desde la antigüedad hasta la actualidad una Órtesis ayuda con la funcionalidad y la recuperación de una parte del cuerpo, es un dispositivo de asistencia, además son empleadas de manera temporal mediante el uso de soportes, tiras y agarres lógicamente es para corregir la parte afectada.

Por otro lado, la Prótesis es una parte del cuerpo creada artificialmente para reemplazar la parte o extremidad original y que forman parte del cuerpo para toda la vida, mientras que las Órtesis emplean partes del cuerpo y extremidades artificiales fabricadas a medida, sustituyendo la parte del cuerpo para que recupere funcionalidad perdida a continuación en la Tabla 1 de describen algunas diferencias, [22], [23].

Tabla 1 Diferencia entre la Prótesis y la Órtesis

	Órtesis	Prótesis
Definición	Es un producto ortopédico empleado para mantener y corregir una posición concreta para lesiones y rehabilitaciones	Es un producto ortopédico empleado para mantener y sustituir la función de una parte del cuerpo que ya no está
Categoría	Es un aparato de asistencia	Es un aparato de reemplazo
Tiempo	Es temporal	Es permanente
Función	Soporta, corrige, protege y previene lesiones	Restaurar la funcionalidad y el aspecto del miembro original
Indicaciones	Artritis, parálisis, lesión del sistema nervioso, deformidades...	Amputaciones
Desventajas	✓ Posibles irritaciones en la piel ✓ Debilitamiento de los músculos afectados ✓ Dependencia	✓ Muy caro ✓ Pesado ✓ Se requiere energía y fuerza para utilizarlo

Evolución de las prótesis

Según la historia de las prótesis se remonta a 3.000 años a.C. aproximadamente, el hombre se las ingeniaba a resolver las necesidades de aquella época, siendo los egipcios los primeros pioneros quienes iniciaron en la tecnología de prótesis como hoy lo conocemos, cabe mencionar en aquel tiempo la fabricación de las prótesis se lo hacían con materiales rudimentarias como fibra, hierro, cobre, etc., a principios de 1500 se elaboraron un par de manos de hierro tecnológicamente avanzados pero alrededor de 1512 un cirujano italiano que viajaba por Asia registró una extremidad superior.[23]

A los mediados de y finales de 1500 el barbero y cirujano del ejército Francés Ambroise considerado como padre de la cirugía de amputación quien elaboró una prótesis para extremidades superiores e inferiores, ya en el siglo XVII al XIX, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por de la rodilla sin mecanismos de bloqueo en lo que más tarde sería la base de los actuales dispositivos de actuales, hasta que en 1912, cuando Marcel Desoutter, un famoso aviador inglés quien perdió su pierna en un accidente y elaboró la primera prótesis de aluminio con la ayuda de su hermano Charles, que era un ingeniero [5], [11], [24], [25]

A medida que se iba avanzando conforme al tiempo se ha evolucionado la prótesis, cabe indicar que la primera guerra civil y mundial no fomentó mucho en el ámbito de las prótesis, pero después de la segunda guerra mundial el gobierno de los EE.UU cerró un trato con las compañías militares para mejorar la función protésica, estos dispositivos actuales ya eran más liviano fabricados con plástico y aluminio o materiales más ligeros además con más prestaciones y

funcionalidades muchas de acuerdo al requerimiento del paciente sin embargo debían ser más livianos, y la llegada de los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica en los dispositivos actuales permitieron que los amputados recuperen el estilo de vida, las prótesis son más reales y que pueden emitir la función de una extremidad natural. Al explorar la historia sobre la evolución de la prótesis podemos apreciar todo lo que implicó la elaboración de un dispositivo con funciones, además de poder tener las cuatro extremidades [15],[25]

¿Qué es una prótesis?

Una prótesis se la denomina a una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo humano que haya perdido por diversas razones, en este caso muchas de las prótesis son usado por pacientes con amputaciones o simplemente con una única función como es la estética por ejemplo (prótesis oculares, mamarias, etc.)[10], [23]. Las prótesis cumplen las funciones del parte faltante en el cuerpo del paciente siendo las funciones principales como restaurar la funcionalidad cierta parte del cuerpo humano que se haya perdido a causa de alguna amputación o de alguna malformación congénita, reinstauración parcial del centro gravedad por último por las lesiones causadas [5].



Figura 0.1 prótesis externa aplicada en una extremidad del cuerpo

Las pretesis se clasifican en:

Endoprótesis: son aquellas que precisan o requieren de procedimiento quirúrgico, para su colocación cuentan con diseños de endoesqueletos.

Exoprotesis: este tipo de prótesis se las puede retirar, que es considerado cómo aparatos ortopédicos y se clasifican en:

- **motoras:** estas son ejecutas con una acción simple

- **sensoriales:** En la cual ambas extremidades forman la relación con el entorno y de manera automática calcular la cantidad de fuerza que se debe aplicar por parte del aparato locomotor por el individuo también se clasifican por su material:
 - Plástico
 - Láminas de titanio
 - Resina
 - metal

de igual forma se clasifican de acuerdo con la energía presentada: esto se utilizan para suplir realizar lo movimientos de las articulaciones suplicadas hay de dos tipos:

- **interna:** el propio individuo mueve la articulación prótesis con el resto del aparato locomotor.
- **Externa:** sistema de mecanismos, hidráulicos o eléctricos sobre el individuo que actúan de forma indirecta para activarlos, por motores con baterías.

Que es una órtesis

Las órtesis. – también conocido como atrésica es decir que es una ciencia y arte de tratar pacientes por órtesis, son un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético[10]. Normalmente se utiliza para corrección de parte del cuerpo ya sean en niños y adolescente, porque brinda confort y estética, cabe destacar la órtesis se aplica por enfermedades como espasticidad o contractura en flexión en paciente con parálisis cerebral.[23]



Figura. 1 ortesis aplicada en las rodillas.

Tipos de ortesis

Al referirse de tipos de ortesis existen varios como: órtesis estables, órtesis funcionales, órtesis correctoras y órtesis protectoras. Su uso va dirigido a diferentes partes del cuerpo. Las órtesis estabilizadoras mantienen inmovilizada la parte del cuerpo tratada y se utilizan para cesar o aliviar las zonas inflamadas.

Las órtesis funcionales, por otro lado, permiten el movimiento de partes del cuerpo y partes que han sido procesadas para incluir partes flexibles. Estos incluyen ortesis lumbares diseñadas para tratar la desalineación y el dolor lumbar. Los corsés y cinturones de cintura son semirrígidos y pueden usarse tanto de día como de noche con la función de reducir el dolor y la deformidad y mantener las vértebras en su lugar.

Las órtesis correctivas se usan para corregir deformidades esqueléticas y, a menudo, se usan en la niñez porque son más efectivas durante el desarrollo. Las órtesis protectoras facilitan el ajuste de las partes del cuerpo lesionadas. Entre ellas destacan las órtesis de rodilla destinadas a personas con problemas de ligamentos externos, internos y cruzados, síndrome rotuliano, artrosis y otras enfermedades degenerativas.

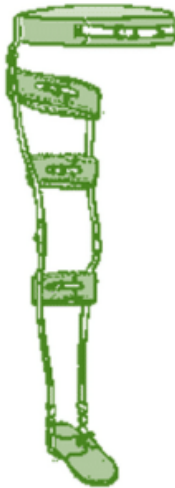
También se usan a menudo después de la cirugía para acelerar la recuperación. Estos incluyen ortesis plantares diseñadas para corregir patrones de marcha anormales o irregulares, como pies planos, o para rehabilitar la cirugía del pie. Las ortesis DAFO también se utilizan para el pie y el tobillo, que es una técnica especial para eliminar las debilidades en esta parte del cuerpo, especialmente en las articulaciones.

Los deportistas son grandes consumidores de ortesis, especialmente OTP y DAFO, ya que ayudan a prevenir lesiones y las complementan en combinación con otros tratamientos como la rehabilitación o la cirugía. Este tipo de aparatos, también conocidos como ortesis OTP (tobillo pie), son muy populares y pueden ser utilizados de forma preventiva por cualquier persona para evitar lesiones deportivas, sobre todo si hay antecedentes de lesiones en esta zona. La otra es una órtesis craneal, cuya función es la corrección de la deformación craneal. Su forma es una especie de casco. Suelen usarse en bebés de entre 4 y 12 meses de edad que tienen un cráneo asimétrico.

TIPOS DE ORTESIS

HKAFO

H ip - Cadera
K nee - Rodilla
A nkle - Tobillo
F oot - Pie
O rthesis - Ortesis



KAFO

K nee - Rodilla
A nkle - Tobillo
F oot - Pie
O rthesis - Ortesis



AFO

A nkle - Tobillo
F oot - Pie
O rthesis - Ortesis



Figura. 2 tipos de ortesis

Sensores y Actuadores

En el mundo real todas señales o variables son analógicos por naturaleza, en las mayorías de los casos es más adecuado el procesamiento digital, porque es más precisos intercalar con la entrada y la salida de los sistemas, a través de sistemas de interfaces como son convertidores analógico-digital (ADC) y digital-digital (ADC). Que facilita hacer el procesador digital y que este se pueda interactuar con el entorno[26]

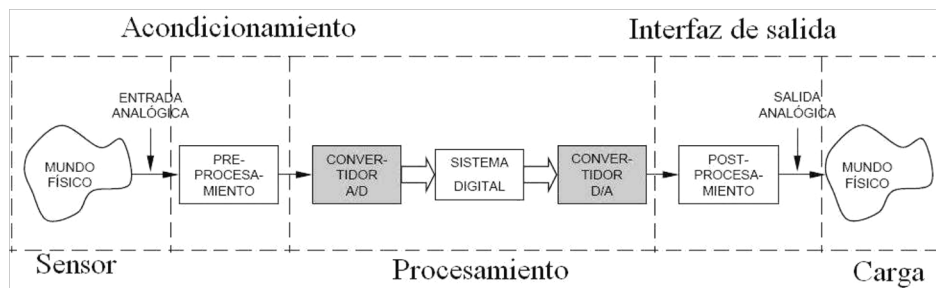


Figura. 3 procesamiento de una señal y señor-actuador.

Sensor. - Dispositivo que convierte un valor o parámetro físico en una cantidad de señal eléctrica, a continuación, se lista que características y su clasificación que debe poseer un sensor.

Sensores Analógicos. - Proporcionan a su salida señales eléctricas llamadas analógicas que pueden tomar cualquier valor dentro de márgenes permitidos y que llevan la información en su amplitud.

Sensores digitales. – pueden generar señales eléctricas que solo toman un número finito de niveles o estados entre un máximo o mínimo que es digital. Las más utilizadas son la binarias que solo pueden tener dos niveles de tensión, que se asigna a los números binarios de cero y uno.

Características de un sensor

- ✓ Rango de medida
- ✓ Precisión
- ✓ Offset o desviación de cero:
- ✓ Linealidad o correlación lineal.
- ✓ Sensibilidad de un sensor
- ✓ Resolución.
- ✓ Rapidez de respuesta
- ✓ Derivas:
- ✓ Repetitividad: error esperado al repetir varias veces la misma medida.

Clasificación de sensores

- Según el principio de funcionamiento
- Según el tipo de señal eléctrica que generan
- Según el Rango de Valores que proporcional
- Según el nivel de integración
- Según el tipo de variable física medida

- **Transductor.** -es un dispositivo que se usa en las mediciones, para determinar y hacer corresponder una magnitud de entrada, con la otra magnitud de salida acorde a una relación determinada.
- **Acondicionamiento.** - es la interfaz de entrada en que se usan amplificadores operaciones de modo que las señales provenientes del sensor se acondicionen.
- **Procesamiento.** - en esta parte toda señal analógica debe ser digitalizada esto se lleva a cabo mediante microcontroladores o microprocesadores, y posteriormente convertirla a un voltaje analógico.
- **Convertidor Analógico Digital (ADC).** - Los convertidores Digital-analógico (D/A) y Analógico-Digital (A/D) son necesarios, debido a que la mayor parte de los sistemas de control transforman fenómenos físicos como la temperatura, presión, peso, etcétera a señales eléctricas o a la inversa. Por consiguiente, las entradas y salidas del sistema deberán ser analógicos. Sin embargo, los sistemas electrónicos digitales son menos susceptibles al ruido que los sistemas analógicos y permiten procesar los datos por medio de circuitos digitales más rápidos y exactos que los circuitos analógicos. En un sistema electrónico se necesitará un convertidor A/D que transforme las entradas analógicas en señales digitales, un circuito digital que procese los datos, generando unas salidas digitales, y un convertidor D/A, que transforme las señales digitales en analógicas[26].
- **Convertidor Digital Analógico (DAC).** - Los convertidores A/D es un sistema de interruptores controlado por entradas digitales que permanecen en estado abierto o cerrado, un circuito divisor que crea un valor analógico en funcionalidad de los interruptores abiertos y cerrados, y una fuente de tensión de alta exactitud. Un ejemplo de convertidor D/A de cuatro bits es mediante uso de resistencias ponderadas, donde las resistencias que dividen por dos sucesivamente desde el bit menos significativo hasta el bit más significativo [26]
- **Interfaz de salida.** - Son dispositivos que sirve de aislamiento en el microcontrolador (uC) y las cargas de alto voltaje o corriente. Estos dispositivos de interfaz de salida típicos son los TRIAC, SCR, Transistores, de potencia, relevadores, etc.
- **Carga.** - las cargas son considerados como motores, bomba, unidades de aire acondicionado, calentadores, etc.

Actuadores

Un actuador es un dispositivo que convierte la energía en movimiento o que se utiliza para aplicar fuerza. El dispositivo toma energía de una determinada fuente (que puede ser energía creada por aire, líquido o electricidad) esto se convierte en el movimiento deseado. Los dos tipos de movimiento básico deseados son lineal y rotativo, pero también es común el movimiento oscilatorio. Los actuadores lineales trabajan convirtiendo energía en movimientos lineales rectos, los cuales sirven para empujar o tirar. Los actuadores rotativos, por otro lado, convierten la energía en movimientos oscilatorios y se utilizan, en general, en distintas válvulas, como las de mariposa [27, p. 5].

Requerimientos para el diseño del prototipo

Peso y el volumen del prototipo

Aunque el peso es una variable muy importante para cualquier exoesqueleto en el caso de la ortesis en la extremidad inferior porque tienen que soportar el peso y mantener el equilibrio de las extremidades que comprende el tobillo y el pie, además el prototipo debe ser pequeño, liviano, compacto, y al mismo tiempo debe ser fácil de colocar, ajustar, usar y remover. Estos requerimientos involucran con respecto al peso y el volumen tanto de la estructura[22], [28].

Capacidad de adaptación del prototipo al cuerpo del paciente

La comodidad es el principal factor que limita en la hora de realizar tratamiento con exoesqueletos, prótesis y en el caso particular con las ortesis se presentan quejas con los usuarios de este tipo de dispositivos según algunos estudios revelan que los usuarios presentan quejas con la incomodidad, debido a las limitaciones tecnológicas y económicas la personalización no es tan viable, sin embargo se han fabricados algunos prototipos con interfaces personalizados mediante el uso de la fabricación por adición comúnmente denominados como impresión en 3D[28].

Sistemas de sujeción al cuerpo humano

Los exoesqueletos y las ortesis se deben sujetar al cuerpo humano en este caso a las extremidades inferiores, de tal forma que se pueda transmitir la carga eficiente de la ortesis, para unir al exoesqueleto y el cuerpo humano se unen mediante correas ajustables como se puede observar en la figura 4. Esto para que obtenga eficiencia al estar en contacto entre el cuerpo humano y la ortesis. Por ende, la estructura debería sujetarse al cuerpo a través de contornos compatibles con las necesidades del paciente.



Figura.4 sujeción de exoesqueleto mediante correas

Sistemas o elementos electrónicos que involucran.

En esta parte se describe de manera general sobre algunos componentes electrónicos que se utilizaron en el proyecto, juntamente con la parte mecánica obteniendo como resultado al prototipo, a continuación, se describen sobre su funcionamiento de cada elemento electrónico que se debe conocer para poder aprovechar las bondades de la electrónica, en combinación con la parte mecánica ósea la ortesis.

- a) Arduino uno
- b) Módulo L293D puente H
- c) Adaptador cargador de 110V/12V 2.8
- d) Servos motores
- e) Motor DC

a) Arduino

La placa Arduino UNO es una buena plataforma de desarrollo por lo que es muy accesible por su bajo coste y la facilidad de su lenguaje programación con respecto a la electrónica. Arduino UNO, es la opción más potente, más utilizada, es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (6 de los cuales pueden usar PWM), 6 entradas analógicas, cristal de 16Mhz, conexión USB, conector de alimentación, terminal de conexión ICSP y botón de reinicio[29]. Tiene toda la electrónica necesaria para ejecutar el microcontrolador, simplemente conéctelo a una fuente de alimentación a través de

un puerto USB o simplemente polarizar mediante una batería de 9V. una de las ventajas que presenta esta placa de desarrollo es las entradas analógicas que fácilmente puede convertir a señales digitales, con una simple programación. Tanto la Raspberry como el Arduino poseen ciertas diferencias, pero cada una cuenta con sus potenciales beneficios que combinando mutuamente trabajan muy bien en ambientes de desarrollo y experimentación. [6]

b) Modulo L293D

El módulo L293D también conocido como puente H que invertir el giro de un motor de lo hemos utilizado el controlador para motores para proporcionarle más corriente al motor ya que las salidas del Arduino o de cualquier microcontrolador/microprocesador poseen salidas de corriente muy bajas ejemplo del Arduino o la Raspberry solo 40 mA en sus pines de salida. De esta manera, con el controlador podemos alimentar el motor con una fuente de alimentación externa de 5V a 12V, existe la posibilidad de alimentar de 16 a 30V de corriente siempre cuando debemos quitar los jumpers de habilitación acorde a la necesidad del usuario[6].

El L293D para responder la siguiente pregunta ¿Qué es el puente en H? Es un sistema para controlar el sentido de giro de un motor DC usando cuatro transistores. En la imagen vemos que los transistores se comportan como interruptores y dependiendo que transistores conducen y cuáles no cambia la polarización del motor, y con esto el sentido de giro[30], [31].

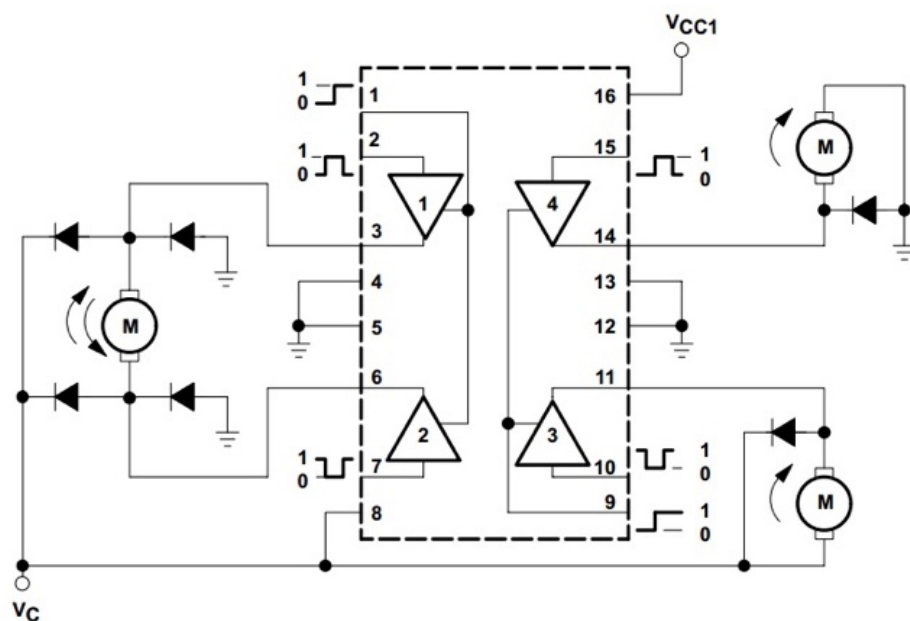


Figura. 5 Circuito interno del controlador L293D

c) Potenciómetro

Esta es una resistencia con un nivel de resistencia variable, que girar hasta cierta posición y los valores generalmente se configuran manualmente a estos dispositivos se observa normalmente en las configuraciones para subir o bajar el nivel de volumen de audio. El potenciómetro tiene tres terminales es un dispositivo para circuitos de baja corriente y un reóstato para circuitos de alta corriente. Un potenciómetro determina la intensidad de la salida en un aparato o dispositivo como un parlante, un potenciómetro controla el volumen, y en una pantalla, desde luego su medida es ohmios existe varias aplicaciones en el mundo de la electrónica.

d) Motor DC

Son los más comunes y económicos, los encontrarás en la mayoría de los juguetes que funcionan con baterías y generalmente consisten en dos imanes permanentes unidos a la carcasa y una serie de bobinados de cobre en el eje del motor, dicho de otra manera; un motor de CC es una máquina que convierte la energía eléctrica en energía mecánica, provocando un movimiento giratorio[32].

e) Servos motores

Los servomotores siempre están presentes en esta tarea, trabajando directamente en líneas de producción, fresadoras como CNC (Control Numérico por Computadora), robots industriales y otros equipos. Los servos, son dispositivos de accionamiento para el control de precisión de velocidad, y posición. Constituyen un buen desempeño y precisión frente a motores que funcionan a convertidores de frecuencia, ya que éstos no nos proporcionan control de posición y resultan poco efectivos en bajas velocidades.

Los elementos que componen un servo motor

- Motor eléctrico
- Sistema de control
- Sistema de regulación
- Potenciómetro

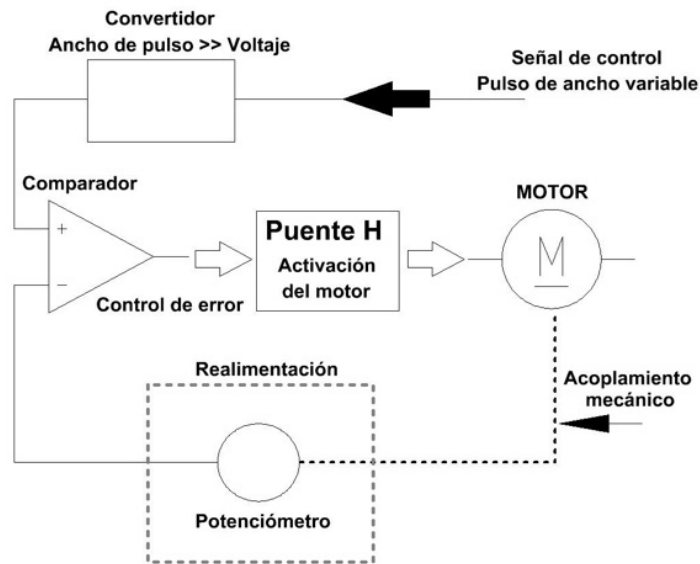


Figura. 6 diagrama de funcionamiento de un servo motor

Control PID

Los controladores PID que han demostrado su solidez en muchas aplicaciones y son los más utilizados en la industria. Los controladores PID son estructuras simples, aunque su simplicidad también es una debilidad ya que limita el rango de objetos que pueden controlar satisfactoriamente (hay un conjunto inestable de objetos que no puede ser estabilizado por ningún miembro de la familia PID). Mientras tanto, cabe señalar que en este proyecto es necesario poseer un controlador PID para poder el control de un motor DC en la figura siguiente se observa el diagrama de funcionamiento del controlador PID.

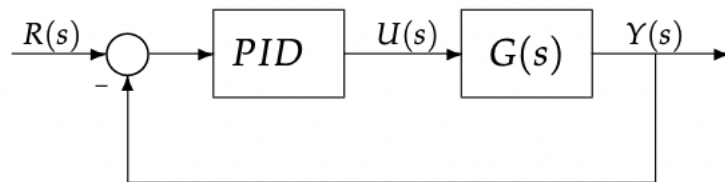


Figura. 7 Diagrama de bloque del PID.

CAPÍTULO III.

METODOLOGÍA.

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Investigación Aplicada

La presente investigación es de tipo aplicada o experimental, porque se adapta a los objetivos planteados, considerando que el tema de investigación tiene sustento teórico, bajo la necesidad del diseño de un prototipo en base a los conocimientos teóricos adquiridos que enlaza a desarrollo practico.[33]

3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

En la presente investigación se utiliza diseño experimental se considera recolectar información bibliográfica y datos necesarios para el diseño del prototipo basado en el diseño longitudinal se realiza experimentos controlados a un grupo de pacientes que acuden al centro de fitoterapias donde reciben su tratamiento con el fisioterapista durante un tiempo aproximado de un mes.

3.3 METODOS DE LA INVESTIGACION

Descriptivo

El método descriptivo para esta investigación se explica como esta de constituido este prototipo en la cual se describe el funcionamiento. Por otro lado, también se describe los casos de experimentos realizados con los pacientes mediante la rehabilitación por las tres formas terapias que son: medicamentos, fisioterapia, y rehabilitación mediante el prototipo para la obtención de resultados.

Experimental

La metodología experimental determina el desempeño del prototipo según los casos sometidos a experimentos en un tiempo determinado conforme a ciertas limitaciones y parámetros preestablecido para su respectiva observación y medición considerando conocimientos previos que ayuden a obtener los resultados.

3.4 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Esta presente investigación se basa en la técnica de entrevista a un grupo de pacientes selectos que reciben tratamientos de fisioterapia, y se aplica una entrevista cerrada y abierta a cada paciente, por otro lado, mediante las técnicas observacionales, documentales se recolectan informaciones y datos acordes a los objetivos planteados para el diseño del prototipo tipo órtesis.

Población y Muestra

De un promedio de 30 personas que acuden a la farmacia “el Cisne” cada jueves a recibir las sesiones de fisioterapia con diferentes lesiones, se realiza un estudio solamente a un grupo selecto de pacientes que poseen lesiones en la extremidad inferior. Es decir, que se toma como muestra de trece a quince personas del total de 30 pacientes. Debido que el resto de las personas no presentaba lesiones en la parte inferior de la extremidad del cuerpo humano. Por lo que podemos mencionar que las lesiones se encontraban en diferentes partes del cuerpo. El estudio se realizó durante un mes aproximadamente para su respectiva toma de datos.

Operacionalización de variables

Tabla 2 variables dependientes y independiente

Tipo de Variable	Variable	Dimensión	Indicadores	Instrumento
Independiente	Eficiencia del prototipo	Comparación de las terapias entre el prototipo, fisioterapia, y medicamentos.	▪ Mejoría del paciente	Experimentación directa
Dependiente	Numero de prueba realizadas	Numero de tratamientos realizados por las tres formas de terapia	Fiabilidad del prototipo con respecto a las dos formas de tratamiento de la lesión ▪ Nivel Satisfacción del paciente	Medición directa

3.5 PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS

Para el Funcionamiento del prototipo es necesario lograr los requerimientos de adaptación y comodidad al usuario o el paciente exigen un diseño ergonómico considerado como órtesis y la comunicación con los sensores, colocados estratégicamente en la extremidad sana, para que lo pueda copiar los movimientos en la pierna que posee pérdida movilidad parcial, finalmente la interfaz y el sistema de monitoreo que interactúan juntamente con el paciente-dispositivo electrónico- exoesqueleto a continuación se detalla cada fase y herramientas que involucran para su respectivo diseño además de su implementación[5].

Fase 1

Investigación teórica y técnica

Se realiza la investigación teórica sobre perdida de movilidad parcial respectivamente su forma de tratamiento, dispositivos y componentes electrónicos que involucren para implementar un prototipo y finalmente los materiales ideales para su construcción.

Fase 2

Selección de material

La obtención de una estructura de alta resistencia y rigidez de bajo peso depende del material seleccionado para esto se debe comparar los tipos de materiales usados tradicionalmente en la fabricación de exoesqueleto en combinación con la impresión 3D, para este proyecto se escogió material ácido polilático (PLA+) que está hecho de polímero termoplástico en combinación de otros aditivos, a continuación, se muestra una tabla de resistencia y rigidez de otros materiales similares que se suele usarse para la ortesis[28].

Tabla 3 resistencia y rigidez de los materiales usados en exoesqueleto

Material	Densidad (kg/m ³)	Resistencia (MPa)	Rigidez (GPa)
Carbono/Epoxi	1480-1600	300 - 1600	60 – 240
Titanio	4360-4840	120 – 1240	90 - 137
Acero	7800-7900	250 - 1760	200 - 215
Aluminio	2520-2950	29 – 510	68 – 88

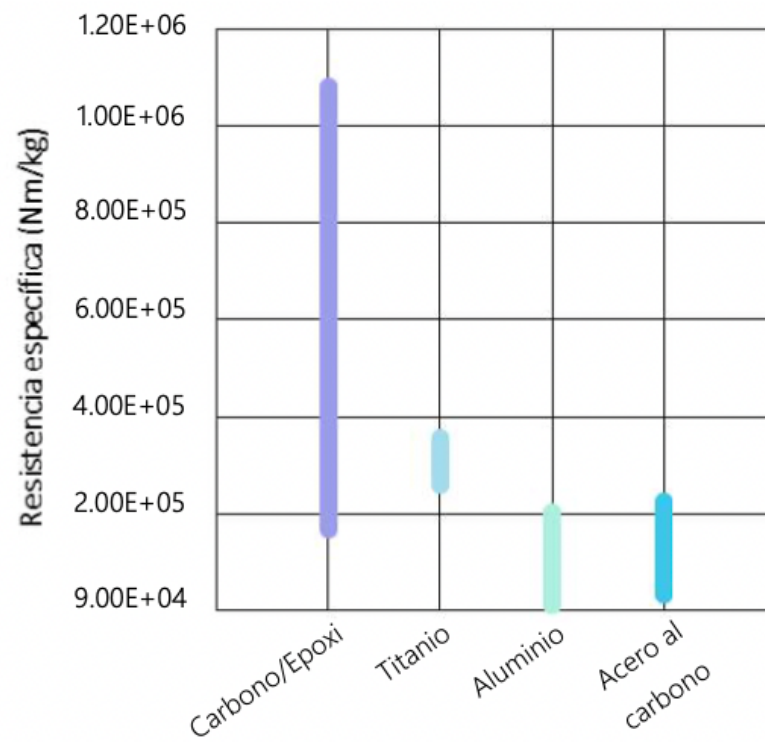


Figura. 8 resistencia de materiales

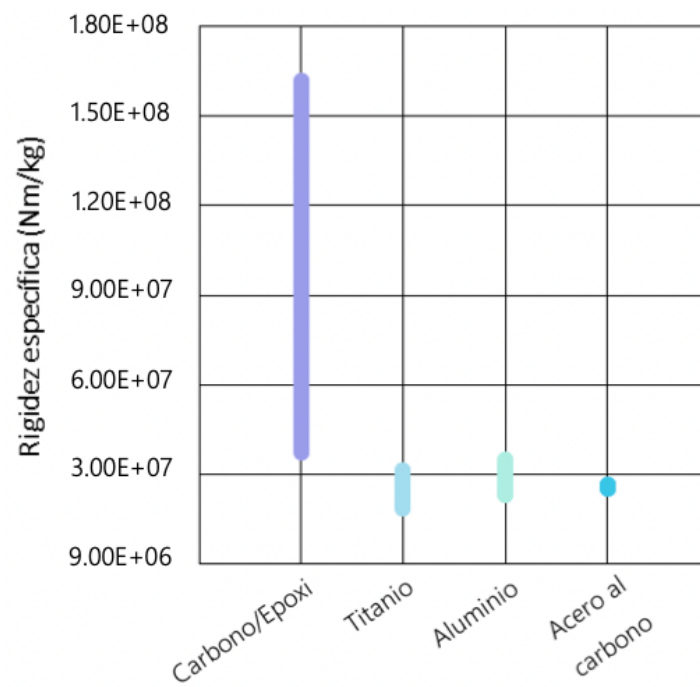


Figura. 9 rigidez del material

Fase 3

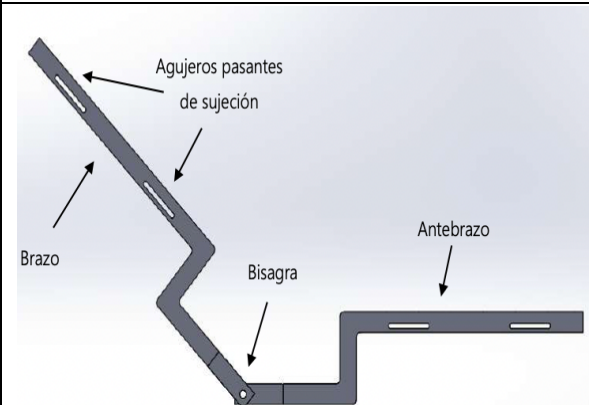
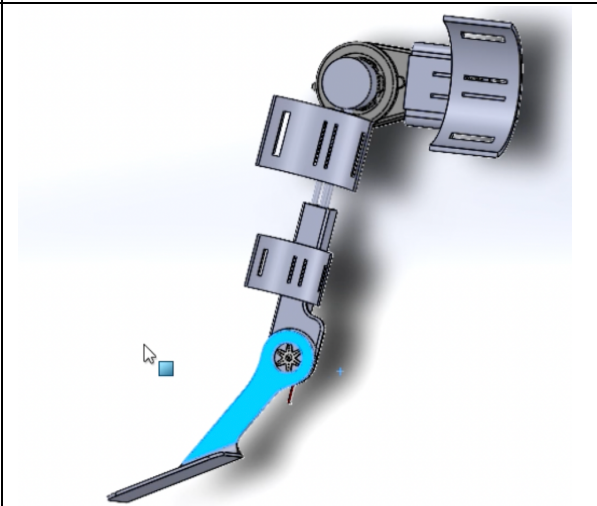
Diseño 3D

A la hora de seleccionar la impresión 3D es una técnica utilizada para productos personalizados con la facilidad de modificar la geometría de las piezas. La fabricación aditiva es el conjunto de tecnologías de fabricación por las que un diseño digital en 3D se transforma en un objeto real mediante la unión de capas de material de forma controlada por un computador.

Diseño geométrico

En la mayoría de los casos, diseñar exoesqueletos simples tiene más éxito que diseños complejos, Por lo tanto, el diseño simple empieza una figura geométrica y como resultado el siguiente diseño definitivo de la tabla 4

Tabla 4 diseños 3D de los exoesqueletos

Diseño preliminar	Diseño final
	

Sin embargo, partimos de conceptos básicos desde un análisis cinemático son técnicas basadas geometría y trigonometría elementales en especial una aplicación de los ángulos internos de un triángulo y el teorema de Pitágoras, ley de los cosenos y las relaciones trigonométricas aplicados a los movimientos de traslación y rotación de un cuerpo en el espacio.[34]

las matrices de rotación dadas en (1a, b, c), donde $\sin(\Phi) = s$ y $\cos(\Phi) = c$. estas matrices permiten expresar las coordenadas de un vector sobre un marco de referencia de otro marco de referencia que se encuentre rotado con respecto al primero. La rotación de un marco de referencia sobre eje x un ángulo Φ se calcula con la matriz de rotación R_x, Φ , sobre al eje y con

la matriz R_y, Φ , mientras que sobre eje z con R_z, Φ a continuación se muestran la siguiente matriz.[34].

Ecuación 1

$$\begin{aligned}
 R_{x,\theta} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c & -s \\ 0 & s & c \end{bmatrix} & R_{y,\theta} &= \begin{bmatrix} c & 0 & -s \\ 0 & 1 & 0 \\ s & 0 & c \end{bmatrix} \\
 &\text{a)} & & \text{b)} \\
 R_{z,\theta} &= \begin{bmatrix} c & -s & 0 \\ s & c & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & A &= \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & O_{3 \times 1} \\ f_{1 \times 3} & w_{1 \times 1} \end{bmatrix} \\
 &\text{c)} & & \text{d)}
 \end{aligned}$$

(1)

Relación entre cantidades angulares y traslacionales.

Estas relaciones se aplican en los movimientos de las extremidades inferiores, y los conceptos matemáticos nos aclaran el panorama

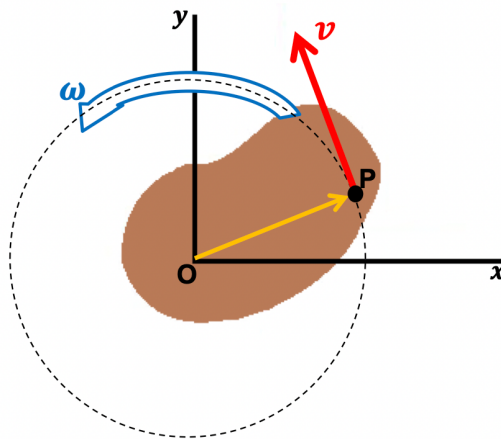


Figura. 10 movimiento traslacional

En un cuerpo que rota alrededor de un origen O, el punto P se mueve en un círculo:
Solo tiene velocidad tangencial

$$v = \frac{ds}{dt} = r \frac{d\theta}{dt} = r\omega$$

(2)

No tiene velocidad en la dirección del origen.

Cada punto del cuerpo tendrá una velocidad tangencial diferente.

Todos los puntos del cuerpo tiene la misma velocidad angular, pero diferente distancia al centro de rotación.

Todo cuerpo que se mueve en una trayectoria circular siente el efecto de una aceleración centrípeta como lo describe la siguiente ecuación.

$$a_c = \frac{v^2}{r} = r\omega^2 \quad (3)$$

Para determinar la fuerza que ejerce una fuerza centrípeta de acuerdo con el siguiente caso como indica la figura 10 exista

aceleración angular α , el punto P se mueve en un círculo con:

aceleración tangencial

$$a_t = \frac{dv}{dt} = r \frac{d\omega}{dt} = r\alpha \quad (4)$$

La aceleración centrípeta es igual a la siguiente ecuación

$$a_c = r\omega^2 \quad (5)$$

Diseño electrónico.

para la implementación de la ortesis es necesario tener una fuente de alimentación de 12V para alimentar los servomotores, controlador puente H (L293D) y motor DC además de un microcontrolador Arduino con su respectiva alimentación independiente, que a continuación se observa en la siguiente figura 10 el diagrama de conexión.

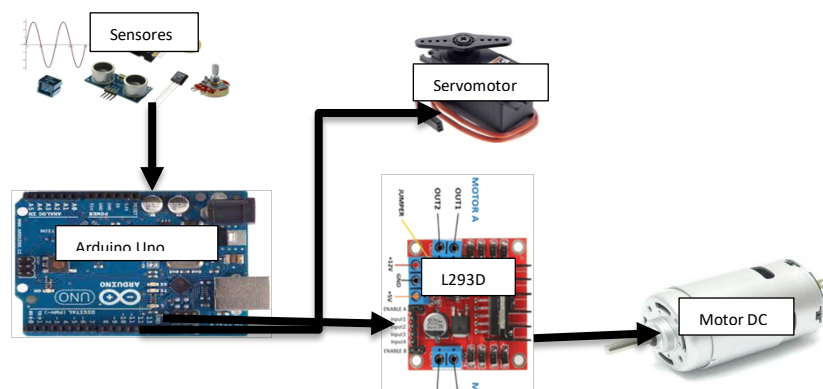


Figura. 11 Diagrama general funcional del sistema electrónico.

Simulación del diseño mecánico y electrónico

Se realiza las simulaciones pertinentes del diseño mecánico mediante el software SolidWord Como muestra la tabla 5 que se aprecian el diseño de la órtesis se presenta un ensamble y simulación permitiendo verificar las dimensiones de cada pieza mecánica que encajen con la precisión y exactitud, y por otro lado el software de Proteus permite simular y diseñar la palca de control que comprende una serie elementos electrónico, y en combinación de la placa de desarrollo Arduino permite tener el control de una ortesis para tratamientos en las extremidades inferiores.

Tabla 5 exoesqueletos de sensor y de tratamiento de paciente

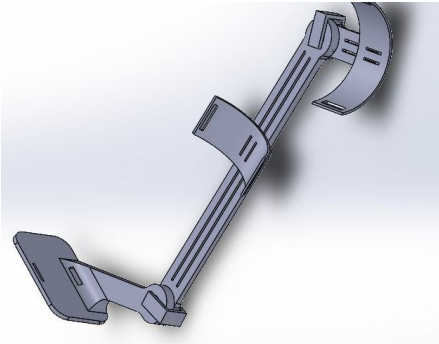
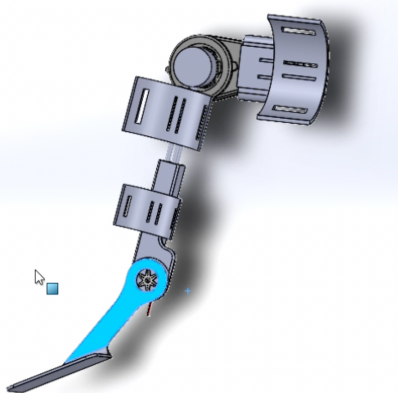
Exoesqueleto en donde ubica los sensores	Exoesqueleto para rehabilitación
	

Tabla 6 diseño del esquemático de control a través de la electrónica.

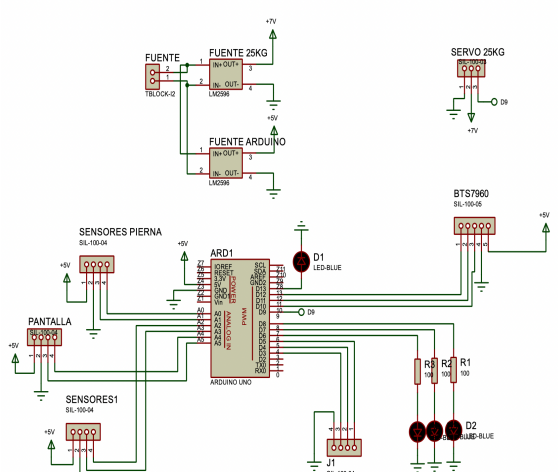
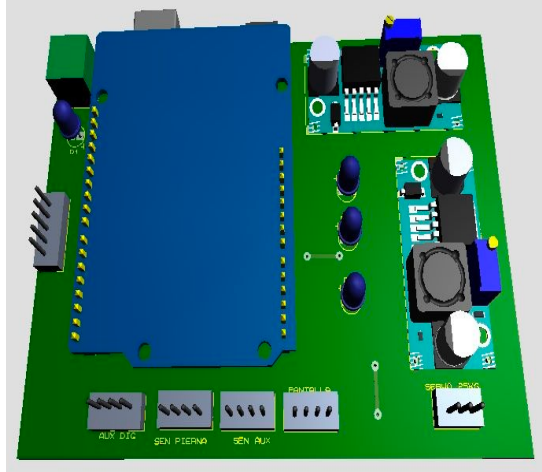
Esquemático del circuito electrónico	Diseño previo antes imprimir en la placa PCB
 The schematic diagram illustrates the electronic control system. It includes a power source (FUENTE) connected to an Arduino Uno (ARD1) and a servo motor (SERVO 25KG). The Arduino is interfaced with various sensors (SENSORES PIERNA, SENSORES1), a display (PANTALLA), and a blue LED (D1). The circuit also features a BTS7960 motor driver and several resistors (R1, R2, R3) for component protection and signal conditioning.	 This 3D rendering shows the physical layout of the PCB before printing. It visualizes the placement of the Arduino Uno, the servo motor, the sensors, the display, and the various passive components like resistors and LEDs on the green printed circuit board.

Diagrama de procesos para el respectivo tratamiento

en el siguiente diagrama se muestra el proceso o pasos a seguir para una colocación de las ortesis en las respectivas extremidades inferiores, cabe señalar que en una extremidad debe poseer la facilidad de moverse en donde se ubica la ortesis con sensores y la otra extremidad con pérdida de movilidad temporal para su tratamiento con el prototipo.

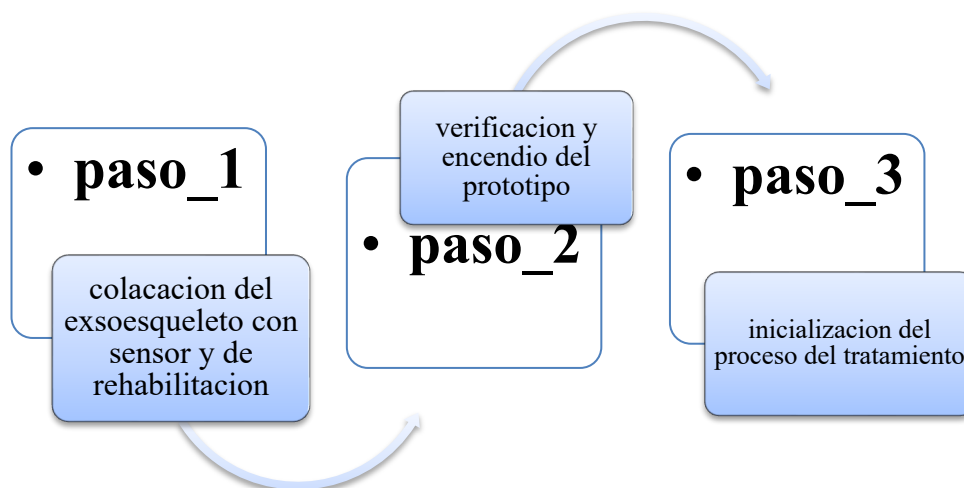


Figura. 12 se describe la manipulación del exoesqueleto con sus respectivos pasos básicos a seguir

las ortesis con los sensores se ubican en una de las extremidades inferiores para poder llevar a cabo el siguiente paso a replicar mediante los sensores que copien los movimientos de una extremidad sana hacia la otra pierna con dificultad de movimiento para su respectiva rehabilitación, la primera condición es dado que el paciente debe estar reposado en la silla como se muestra en la figura 13 y figura 14 y la otra condición es que no haya perdido la movilidad completamente.

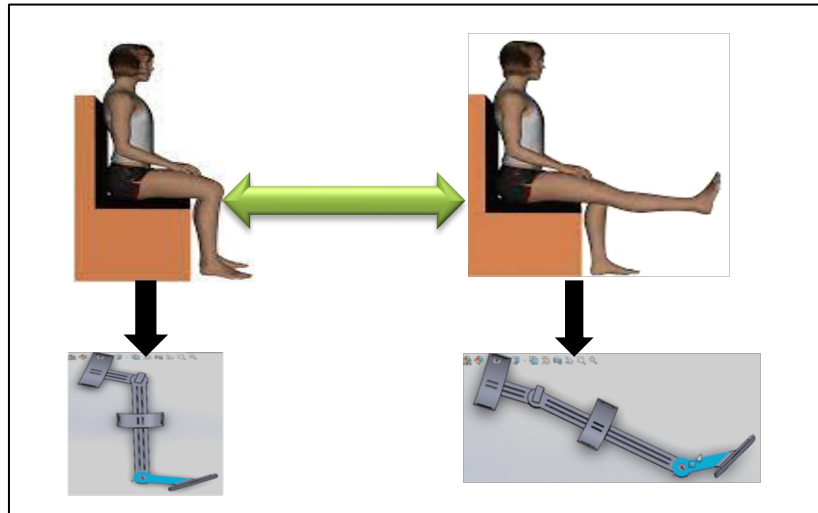


Figura. 13 la forma correcta de ubicar para el tratamiento con las ortesis.



Figura. 14 ortesis ya colocada en una paciente en fase de experimento

Instrumentos de recolección de datos.

Finalmente, los instrumentos a utilizar es la entrevista semiestructurada que contiene preguntas cerradas y abiertas. Por supuesto para llevar a cabo la tabulación de los datos de la entrevista aplicada a los pacientes con lesión en la extremidad inferior del centro de fisioterapia que se ubica en la farmacia “El CISNE” situada en la ciudad de Guamote se utilizará el programa

Microsoft Excel y el lenguaje de programación Python para su análisis de datos en JupyterLAB de Anaconda_Navigator, a continuación se indica las preguntas aplicadas para el experimento.

Entrevista aplicada a los pacientes

la entrevista se aplicará a un grupo selecto de pacientes posibles casos que hayan contraído una lesión en sus extremidades inferiores por cualquier motivo ya sea por accidente laboral, accidente de tránsito, etc. Las posibles entrevistas se pretenden realizar dos veces al mismo paciente para constatar el nivel de satisfacción, y nivel de confiabilidad en base a la mejoría.

En el caso 1

1.- ¿Qué le duele?

- a. Rodilla
- b. Pie
- c. Tobillo
- d. Dedos

2.- ¿Qué le paso?

- a. Accidente de transito
- b. Deporte
- c. Accidente involuntario
- d. Trabajo

3.- ¿Cuántos años tienes? (género)

4.- Que te parece este dispositivo con respecto a la fisioterapia y los medicamento?

Valora la calidad del prototipo.

-a nivel de satisfacción	1 2 3 4 5 6 7
-a nivel de confiabilidad	1 2 3 4 5 6 7
-a nivel de ergonomía	1 2 3 4 5 6 7

Segunda entrevista a los mismos pacientes realizado el tratamiento por segunda vez.

En esta entrevista se aplicará a los pacientes que hayan regresado por segunda vez para su tratamiento en el centro de terapias.

1.- ¿Estas mejorando?

-a nivel de mejoría

1 2 3 4 5 6 7

Entrevista para el caso número 2

En este caso se entrevista solamente a una persona durante 8 días aplicando diferentes formas de terapias entre ellas son medicamentos, fisioterapia y tratamiento mediante el dispositivo tipo ortesis.

1.- ¿Porque se lesionó?

2.- ¿Qué le duele?

3.- ¿Qué te parece este dispositivo con respecto a la fisioterapia y los medicamento?

Valora la calidad del prototipo.

-a nivel de satisfacción

1 2 3 4 5 6 7

-a nivel de confiabilidad

1 2 3 4 5 6 7

-a nivel de ergonomía

1 2 3 4 5 6 7

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Prototipo final

Se tiene un prototipo completo que conforma de dos exoesqueletos el primero que consta con los sensores y el segundo exoesqueleto donde se ubica componentes electrónicos como actuadores y su circuito de control, para su respectiva evaluación por casos.



Figura. 15 prototipo final haciendo pruebas y mediciones

Primer caso

En la siguiente tabla 7 se distingue la información del primer caso de un grupo selecto de 50 pacientes en atención por lesiones en las extremidades inferiores, para recabar la información se realiza una entrevista a cada paciente después de tratar con el medico fisioterapista, se somete a las pruebas al prototipo tipo ortesis para tratamiento en perdida movilidad temporal.

Tabla 7 información recolectada de la entrevista

ID	ubicacion_lesion	porque_lesion	genero	edad	tiempo_tratamiento	nivel_satisfaccion	nivel_confiabilidad	nivel_ergonomia	mejoria	No_tratamientos	terapias_por
1	rodilla	deporte	masculino	15	10min	7	4	5	3	1	fisioterapia
2	tobillo	trabajo	masculino	20	10min	4	5	5	4	2	dispositivo
3	dedos	deporte	masculino	30	10min	3	3	3	4	2	medicamento
4	rodilla	accidente involuntario	femenino	40	10min	5	4	3	3	2	fisioterapia
5	pie	deporte	masculino	20	10min	6	4	4	5	2	dispositivo
6	tobillo	deporte	femenino	15	10min	3	5	3	4	2	dispositivo
7	rodilla	deporte	masculino	36	10min	4	3	4	4	1	dispositivo
8	tobillo	accidente involuntario	masculino	45	10min	7	4	5	3	2	medicamento
9	tobillo	accidente involuntario	femenino	50	10min	6	2	3	5	1	medicamento
10	tobillo	deporte	masculino	30	10min	7	4	5	6	2	medicamento
11	pie	trabajo	masculino	35	10min	6	2	4	4	1	medicamento
12	pie	trabajo	masculino	20	10min	3	4	6	5	2	fisioterapia
13	tobillo	trabajo	masculino	28	10min	7	3	4	6	1	fisioterapia
14	rodilla	trabajo	masculino	18	10min	7	7	7	3	2	fisioterapia
15	pie	deporte	masculino	20	10min	7	7	3	4	1	fisioterapia
16	tobillo	deporte	masculino	17	10min	7	7	2	2	1	fisioterapia
17	pie	deporte	masculino	19	10min	7	7	6	4	2	medicamento
18	rodilla	deporte	masculino	29	10min	4	7	4	3	2	fisioterapia
19	pie	deporte	masculino	17	10min	5	2	3	5	2	fisioterapia
20	rodilla	deporte	masculino	35	10min	5	5	3	2	1	fisioterapia
21	pie	deporte	masculino	25	10min	5	6	5	6	2	fisioterapia
22	pie	accidente involuntario	femenino	55	10min	3	3	5	3	2	dispositivo
23	rodilla	trabajo	masculino	30	10min	6	4	7	5	2	dispositivo
24	rodilla	trabajo	femenino	38	10min	6	4	3	2	2	dispositivo
25	pie	deporte	masculino	40	10min	5	7	4	5	1	fisioterapia
26	rodilla	trabajo	femenino	45	10min	5	4	3	3	2	dispositivo
27	pie	trabajo	femenino	30	10min	5	2	5	3	2	dispositivo
28	rodilla	trabajo	femenino	28	10min	5	4	3	3	1	dispositivo
29	pie	accidente involuntario	femenino	25	10min	5	3	4	5	2	dispositivo
30	dedos	accidente de transito	masculino	40	10min	5	5	3	3	2	dispositivo
31	rodilla	deporte	masculino	37	10min	7	6	7	4	1	fisioterapia
32	tobillo	accidente de transito	femenino	30	10min	4	3	2	5	2	fisioterapia
33	tobillo	deporte	masculino	20	10min	5	4	6	4	2	dispositivo
34	tobillo	deporte	masculino	28	10min	5	7	2	3	2	fisioterapia
35	rodilla	deporte	masculino	30	10min	5	7	4	5	1	fisioterapia
36	pie	accidente involuntario	femenino	50	10min	7	1	3	4	2	medicamento
37	rodilla	trabajo	masculino	42	10min	1	3	2	3	1	medicamento
38	pie	trabajo	masculino	37	10min	5	4	5	5	2	dispositivo
39	pie	trabajo	masculino	34	10min	2	7	2	3	1	medicamento
40	rodilla	trabajo	masculino	20	10min	5	3	5	2	2	fisioterapia
41	rodilla	accidente con animales	femenino	49	10min	7	7	5	3	2	fisioterapia
42	rodilla	accidente involuntario	femenino	60	10min	5	7	5	3	2	fisioterapia
43	pie	deporte	masculino	39	10min	7	7	5	2	1	fisioterapia
44	dedo del pie	deporte	masculino	30	10min	3	7	4	4	3	fisioterapia
45	tobillo	deporte	masculino	27	10min	4	6	5	5	1	dispositivo
46	rodilla	deporte	masculino	38	10min	5	3	6	2	2	medicamento
47	pie	deporte	masculino	20	10min	6	4	3	2	1	dispositivo
48	tobillo	deporte	masculino	19	10min	5	5	2	4	2	medicamento
49	tobillo	deporte	masculino	27	10min	6	6	4	3	1	dispositivo
50	tobillo	accidente involuntario	femenino	39	10min	7	6	2	4	2	medicamento

En las siguientes graficas se realizan medición y análisis de datos para nivel de satisfacción y nivel de confiabilidad.

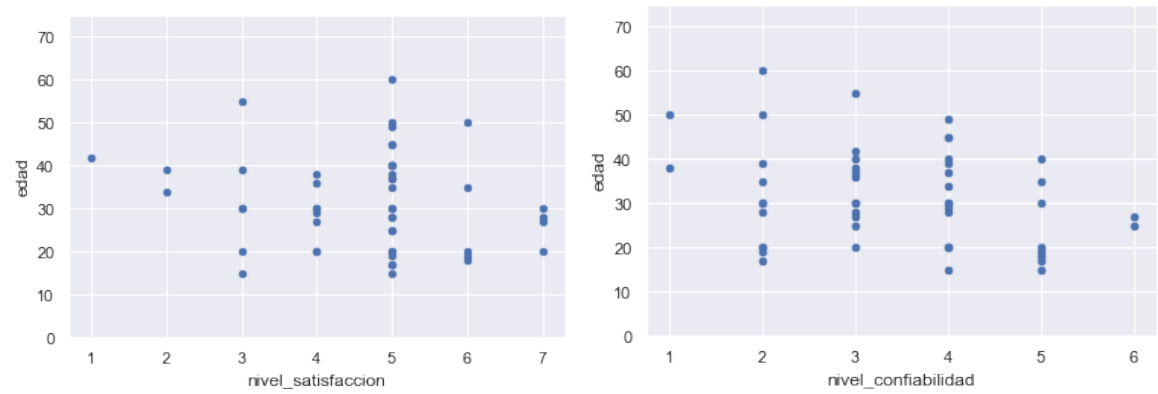


Figura. 16 comparativa de nivel de satisfacción de acuerdo con las edades de los pacientes

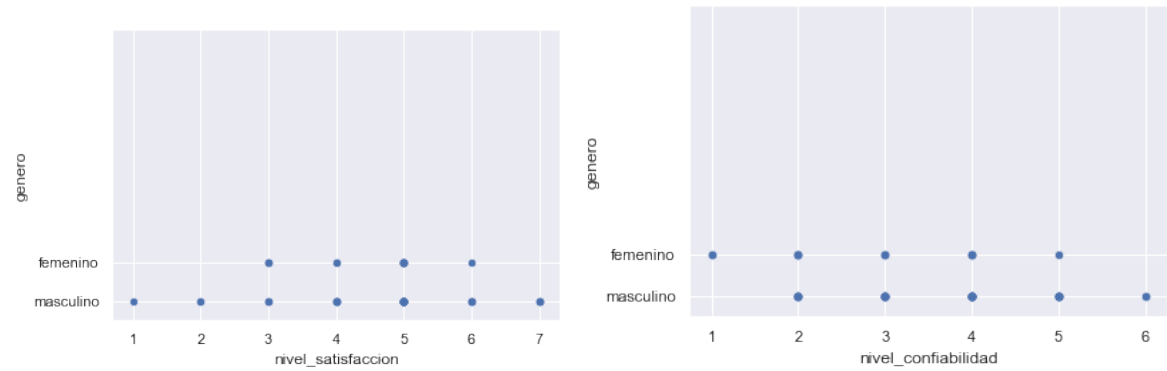


Figura. 17 comparativas nivel de satisfacción y nivel de confiabilidad con respecto al genero

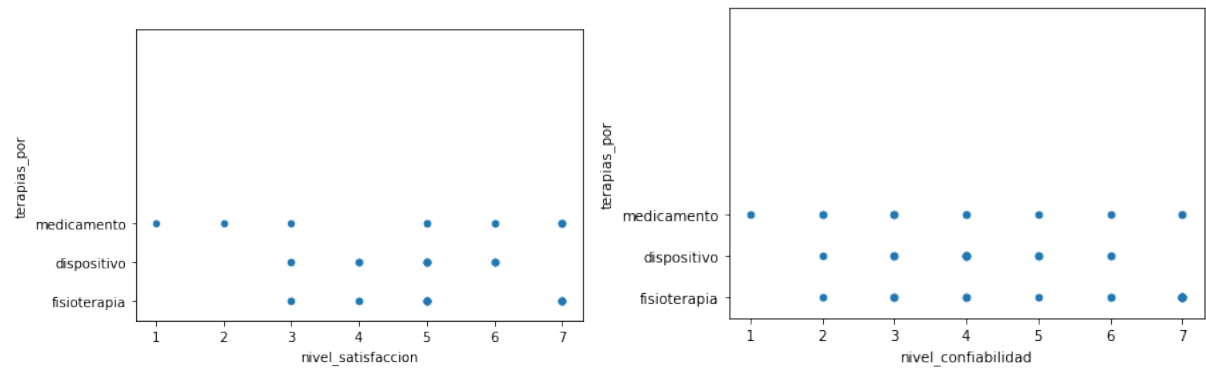


Figura. 18 comparativas del tratamiento en función de satisfacción y confiabilidad

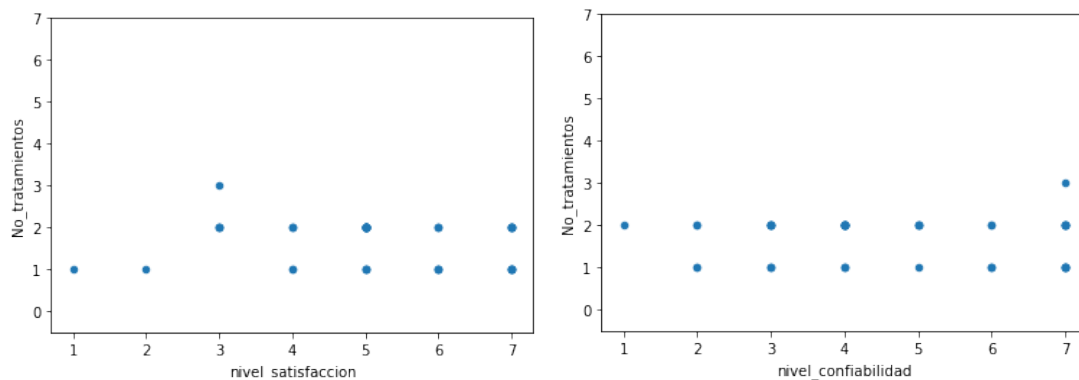


Figura.19 mediciones Numero tratamiento que involucra el nivel satisfacción y confiabilidad.

En la siguiente medición se pretende analizar las lesiones más frecuentes sobre otras lesiones que ocurren por diversas razones en la siguiente figura se observa la mejoría dependiendo la lesión.

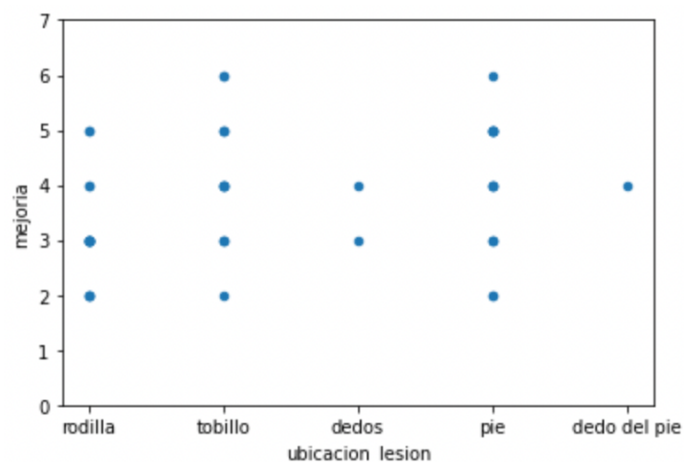


Figura. 20 tipos de lesiones con respecto en mejoría

Eficiencia = E

Nivel satisfacción = $N_s = 5.5$

Nivel de satisfacción máximo = $N_{smax} = 7$

$$E = \frac{N_s}{N_{smax}} * 100\% \text{Ecuación 2}$$

$$E = \frac{5.5}{7} * 100\% = 78,57\% \text{Ecuación 3}$$

Los cálculos se obtuvieron conforme a los datos la entrevista de una media 5.5 de las entrevistas totales y el nivel esperado que es 7 como valor máximo.[35]

Segundo caso

En este caso las pruebas realizadas de experimento con el prototipo tipo ortesis se aplican solo a un paciente por ocho días durante 15 minutos de tratamiento en el paciente posee una lesión leve por accidente que sufrió en la moto, el medico fisioterapista realiza tratamientos saltando un día.

Tabla 8 resultados de los datos de la entrevista para el caso 2

dia	tratamiento_recibido_por	tiempo	No_Tratamiento_prototipo	Nivel_satisfaccion	nivel_confiabledad	mejoria
1	fisioterapia, medicamento, dispositivo	15min	1	3	1	2
2	medicamento,dispositivo	15min	1	5	5	4
3	fisioterapia, medicamento, dispositivo	15min	1	6	2	5
4	dispositivo	15min	1	7	4	5
5	fisioterapia, medicamento, dispositivo	15min	1	5	5	5
6	dispositivo	15min	1	7	6	7
7	fisioterapia, medicamento, dispositivo	15min	1	6	7	6
8	dispositivo	15min	1	6	6	7

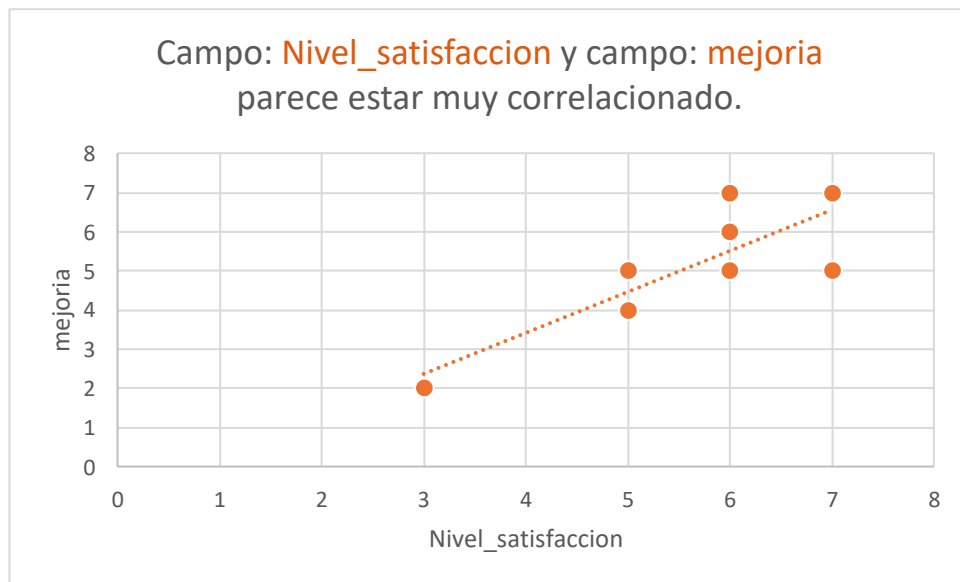


Figura. 21 grafica de correlación

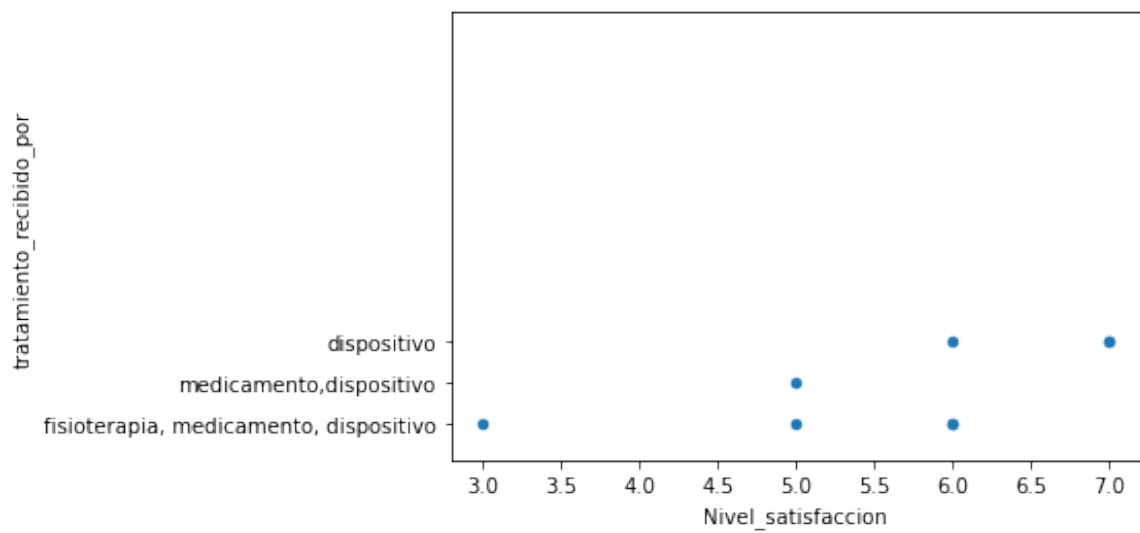


Figura. 21 satisfacción aplicando diversas formas de tratamiento

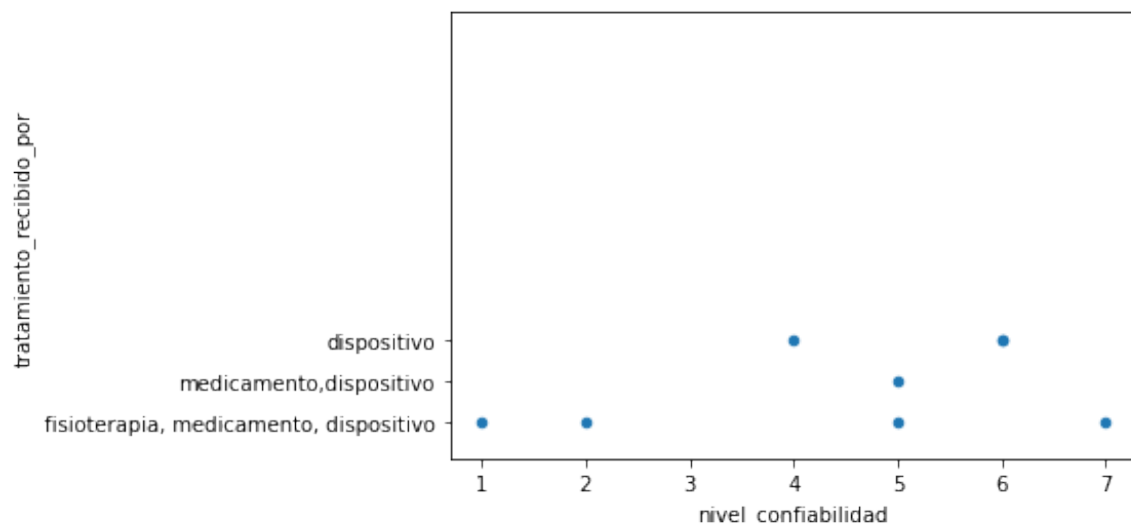


Figura. 22 nivel de confiabilidad por diverso formas de tratamiento

Discusión acerca de los resultados

hay que destacar la eficiencia del prototipo en función de ciertos parámetro y medidas de las variables, según los resultados arrojados de eficiencia del que es de 78% eficiente con respecto a la medicina tradicional que esta debe ser de primera elección, por lo tanto, se puede concluir que requiere muchas mejoras con respecto al tema de la estructura mecánica, sensores, etc.

De acuerdo con el análisis de datos nivel de confiabilidad y satisfacción con relación con las diferentes variables se confirma que los datos muy importantes como que las personas que van a tratar diferentes lesiones confían más en la fisioterapia y porque no decir que están satisfecho por terapias tradicionales como de aplicaciones de medicamentos para su alivio a los dolores intensos al momento de la lesión. En cuanto al dispositivo requiere mejorías, para su aceptación en el público que la gente empiece a informarse sobre los beneficios de las órtesis que ayuden para mejor su calidad de vida.

Un dato curioso que resulta de este estudio es de la que producen más lesiones por los deportes en el caso del género masculino, sin dejar de lado los accidentes de tránsito que es segundo en causar lesiones que producen lesiones más frecuentes y severas hasta se requiere de amputaciones de las extremidades inferiores en algunos casos.

CAPÍTULO V.

CONCLUSIONES y RECOMENDACIONES

Conclusiones

En este trabajo de titulación se planteó análisis e implementación de un dispositivo electrónico en la rehabilitación para pacientes con pérdida de movilidad parcial se demostró que todavía no se puede reemplazar al médico fisioterapeuta porque simplemente los pacientes dan la prioridad al médico y los medicamentos porque existe mayor fiabilidad por estos métodos de tratar al paciente con lesión, pero sin dejar de lado al prototipo diseñado para la rehabilitación.

Existe la posibilidad que los usuarios de las prótesis y en especial en énfasis en las ortesis se familiaricen a medida que avanza la tecnología que puedan adaptarse a realizar terapias con dispositivos electromecánicos siempre y cuando el médico tratante lo recomiende después de las sesiones de fisioterapia, debido a que las pruebas realizadas al prototipo demostraron que hay un buen nivel de satisfacción.

Según la entrevista realizada a los pacientes del centro de fisioterapias de la farmacia “El Cisne” Los medicamentos ayudan aliviar rápidamente el dolor y la fisioterapia en recuperar los movimientos perdidos temporalmente, y con respecto al prototipo cabe destacar que responde eficientemente en asistir a moverse con un mínimo esfuerzo del paciente.

De acuerdo con los resultados del nivel de confiabilidad y satisfacción del prototipo, destaca que es más fácil de transportar por lo que más liviano eso quiere decir que se puede realizar tratamientos desde el mismo hogar sin necesidad de viajar o acudir un centro de fisioterapias, porque este dispositivo ayudaría a estimular a los músculos de la extremidad que se está tratando.

Una de las respuestas más frecuentes al momento de hacer la entrevista era muy común escuchar las lesiones por deporte principalmente en jóvenes y adultos que comprende edades de 25 a 40 años y eso lo constata en la figura 15. De hecho, las mejoras siempre priorizan por tratamientos por fisioterapia, según la encuesta realizada a los pacientes, y el comentario que recibimos fue lo siguiente que medicamento alivia el dolor, pero no puede superar al médico por el simple hecho de que el médico aplica las técnicas de la fisioterapia mediante masajes y el alivio es más satisfactorio.

De acuerdo a las pruebas realizadas al prototipo presenta ciertas limitaciones debido a elevados costos de alquiler de la impresora 3D y principal por falta de motores más livianos, además confirma a los resultados de la aplicación en terapias con el dispositivo todavía no tiene un buen nivel de aceptación en los pacientes.

Recomendaciones

El diseño de este prototipo puede servir como base para las futuras investigaciones en lo que respecta a las ortesis de carácter médico que involucren a las partes electrónicas y mecánicas y como resultado obtener unas ortesis mucho más livianas y con más funcionalidades.

Se recomienda aprovechar las bondades de la impresión 3D principalmente en el diseño de piezas mucho más compactas para mejorar la eficiencia y rendimiento del dispositivo y al hablar motores se debe multiplicar la fuerza del motor a través de cajas reductoras y la impresión 3D lo facilita a la hora de imprimir piezas a medidas específicas.

Se recomienda que, para optimizar el proceso de la impresión 3D y para reducir el tiempo de demora en las impresiones, es necesario optimizar las piezas geométricas también recomendable combinar diferentes tipos de materiales que sea resistente y amigable con el usuario, y soportar diferentes magnitudes de peso.

Recomendable combinar materiales resistentes, y referimos al velcro para sus respectivos puntos de sujeción al momento colocar el exoesqueleto tipo órtesis para realizar terapias con el paciente, debido a que el velcro además de ser un material de textura suave y resistivo no lastima al paciente y se adapta a los músculos de las extremidades inferiores fácilmente.

Por otro lado, es recomendable mejorar el sistema de actuación y control debido que presenta ciertas limitaciones el cual es un aspecto fundamental y es el cerebro de la ortesis, no fue explorado sensores de electro-miograma (EMG). El sistema sería capaz de monitorear los impulsos nerviosos que llegan a los músculos de las extremidades. Este impulso sería procesado por la placa de control y se activaría el actuador con la intensidad y dirección requerida del usuario.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. García García, P. Sánchez-Herrera Baeza, and A. Cuesta Gómez, "Efectividad de la realidad virtual en la rehabilitación del miembro superior en la lesión de la médula espinal. Revisión sistemática," *Rev Neurol*, vol. 69, no. 04, 2019, doi: 10.33588/rn.6904.2019034.
- [2] C. M. Peña, D. A. Francés, and Y. L. F. Rey, "Terapias aplicadas a la lesión medular," *Progaleno*, vol. 3, no. 1, 2020.
- [3] M. Veterinaria, "Fisiopatología de la lesión medular. Revisión de literatura," *Veterinaria Mexico*, vol. 36, no. 1, 2005.
- [4] María AngustiasTorres Alaminos, "Aspectos Epidemiológicos De La Lesión Medular En El Hospital Nacional De Paraplégicos," *Neurocirugia*, vol. 28, no. 1, 2017.
- [5] K. Galli and S. Pelozo, "Órtesis Y Prótesis," *Auditoría Médica*, vol. 1, 2017.
- [6] E. Yime, "Diseño mecatrónico de una Shield de Arduino para el control de motores dc con escobillas," *Prospectiva*, vol. 14, no. 1, 2016, doi: 10.15665/rp.v14i1.370.
- [7] J. W. Jolles, "Broad-scale applications of the Raspberry Pi: A review and guide for biologists," *Methods in Ecology and Evolution*, vol. 12, no. 9. 2021. doi: 10.1111/2041-210X.13652.
- [8] INEC, "INEC," *INEC*, 2018.
- [9] ANT, "Estadísticas siniestros de tránsito – Agencia Nacional de Tránsito del Ecuador – ANT," *Agencia Nacional de Tránsito*, 2022.
- [10] I. Com, *NORMAS DE ORTOPROTÉSICA PARTE 1. NORMAS*. [Online]. Available: <http://apps.who.int/bookorders>.
- [11] A. Poussou and L. Poussou, "Ortesis plantares mecánicas infantiles," *EMC - Podología*, vol. 15, no. 2, 2013, doi: 10.1016/s1762-827x(13)64686-6.
- [12] E. Vieta Pascual, *Capítulo 188 – Trastornos depresivos y bipolares*. 2016.
- [13] R. E. Correll and W. B. Scoville, "Effects of medial temporal lesions on visual discrimination performance," *J Comp Physiol Psychol*, vol. 60, no. 2, 1965, doi: 10.1037/h0022290.
- [14] J. Muñoz Castellano, "Manejo prehospitalario de la lesión medular," *Emergencias: Revista de la Sociedad Española de Medicina de Urgencias y Emergencias*, vol. 19, no. 1, 2007.
- [15] S. Allona López, L. Cisneros Larrea, R. Marín Labanda, F. J. Rubio Castañeda, and B. Samper Lamencá, "Descripción de la movilidad física en una muestra de personas de 65 a 75 años de una zona de salud de Zaragoza capital," *Nure Investigación*, vol. 12, no. 79, 2015.
- [16] S. A. Alfonso Silguero, M. Martínez-Reig, L. Gómez Arnedo, G. Juncos Martínez, L. Romero Rizos, and P. Abizanda Soler, "Enfermedad crónica, mortalidad, discapacidad y pérdida de movilidad en ancianos españoles: Estudio FRADEA," *Rev Esp Geriatr Gerontol*, vol. 49, no. 2, 2014, doi: 10.1016/j.regg.2013.05.007.

- [17] P. A. Fierro A, Solari P, "Síndrome de Inmovilidad," *Revista Tendencias Médicas*, vol. 2, no. 47, 2015.
- [18] M. Martínez Pino, "Intervenciones de los dispositivos robóticos de mano en la rehabilitación motora del accidente cerebrovascular," *fisioGlía: revista de divulgación en Fisioterapia*, ISSN-e 2340-6151, Vol. 5, Nº. 2, 2018, págs. 26-34, vol. 5, no. 2, 2018.
- [19] J. I. Alfonso Mantilla and J. Martínez Santa, "Innovación y Tecnología en Fisioterapia Futuras herramientas de intervención," *Movimiento Científico*, vol. 11, no. 1, 2017, doi: 10.33881/2011-7191.mct.11105.
- [20] H. León Rodríguez, "Sistema Macro & Micro robótico para aplicaciones médicas," *Revista de Tecnología*, vol. 16, no. 2, 2019, doi: 10.18270/rt.v16i2.2524.
- [21] M. Medford, B. Ordoñez, R. Garzo, and C. Dianelis, "Ética en la ciencia y tecnología. Un enfoque desde la educación médica superior," *Rev med electron*, vol. 32, no. 1, 2010.
- [22] L. V. Ocello Monica, *Ortesis y prótesis*. 2020.
- [23] K. Galli and S. Pelozo, "Órtesis y prótesis Monografía Auditoria medica 2017."
- [24] C. Rencurel *et al.*, "Ortesis plantares: tipos, familias y conceptos," *EMC - Podología*, vol. 20, no. 1, 2018, doi: 10.1016/s1762-827x(17)87774-9.
- [25] J. Brito, M. Quinde, D. Cusco, and J. Calle, "Estudio del estado del arte de las prótesis de mano," *Ingenius*, no. 9, 2013, doi: 10.17163/ings.n9.2013.08.
- [26] H. Ramírez, "Convertidores Digital a Analógico y Analógico a Digital," *Instituto de Electrónica y Mecatrónica*, 2012.
- [27] Revista especificar, "Todo sobre los actuadores," 2018. 2018.
- [28] C. Miranda Director Juan Ignacio Morán, "DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EXOESQUELETOS ULTRALIVIANOS Proyecto Final de Grado Ingeniería en Materiales."
- [29] ELECTRONILAB.CO, "Tutorial: Uso de Driver L298N para motores DC y paso a paso con Arduino," *Internet*, 2017.
- [30] Naylamp Mechatronics, "Driver Puente H L298N 2A," *Naylamp Mechatronics Web Site*, 2021.
- [31] M. A. Rodríguez Pozueta, "Máquinas De Corriente Continua," *Universidad De Cantabria (España)*, vol. 0, no. 0, 2017.
- [32] A. L. Bender, D. R. Sbardelotto, and W. C. Magno, "Usando motores DC em experimentos de Física," *Revista Brasileira de Ensino de Física*, vol. 26, no. 4, 2004, doi: 10.1590/s1806-11172004000400015.
- [33] N. Nicomedes Teodoro, "Tipo de investigacion," *core*, 2018.
- [34] J. Rodríguez, "Modelo cinemático y control de un brazo robótico imprimible," *universidad carlos III de madrid*, 2012.
- [35] E. Sandoval, M. López, E. Gómez, and U. Cortes, "Diseño asistido por computadora de una órtesis mecánica manufacturada en CPVC," 2017.

ANEXOS

Anexo 1 código de la programación Arduino

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_GrayOLED.h>
#include <Adafruit_SPITFT.h>
#include <Adafruit_SPITFT_Macros.h>
#include <gfont.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>
#include <Wire.h>
#include <Servo.h>

#define ancho 128
#define alto 64
#define OLED_RESET 4

Adafruit_SSD1306 oled(ancho, alto, &Wire, OLED_RESET);

Servo myservo;
int led=13;
int ledv=8;
int leda=7;
int ledr=6;
int potpin = A0;
int val;
int estadoLed; /
int periodo = 100;
unsigned long tiempoAnterior = 0;
int aux1,aux2,aux3;
int tobillo,rodilla,IN;

int enabled=12;
int dirup=11;
int dirdown=10;
```

```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  myservo.attach(9);
  pinMode(led, OUTPUT);
  pinMode(ledv, OUTPUT);
  pinMode(leda, OUTPUT);
  pinMode(ledr, OUTPUT);
  pinMode(enabled, OUTPUT);
  pinMode(dirup, OUTPUT);
  pinMode(dirdown, OUTPUT);

  Wire.begin();
  oled.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC , 0x3C);

  digitalWrite(ledv, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(leda, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(ledr, HIGH);
  delay(1000);
  digitalWrite(ledr, LOW);
  delay(500);
  digitalWrite(leda, LOW);
  delay(500);
  digitalWrite(ledv, LOW);
  delay(500);
}

```

```

Serial.println("ARRIBA");
digitalWrite(enabled,HIGH);
analogWrite(dirup,50);
analogWrite(dirdown,0);
delay(300);
Serial.println("ABAJO");
analogWrite(dirup,0);
analogWrite(dirdown,100);
delay(1000);
Serial.println("STOP");
analogWrite(dirup,0);
analogWrite(dirdown,0);
digitalWrite(enabled,LOW);
delay(100);

}

void loop() {
  tiempo();
  leersensores();
  datos();
  pantalla();

  if(rodilla>=120)
  {

    digitalWrite(enabled,HIGH);
    analogWrite(dirup,50);
    analogWrite(dirdown,0);

  }else{
    analogWrite(dirup,0);
    analogWrite(dirdown,0);
    digitalWrite(enabled,LOW);
  }
}

```

```

    val = analogRead(A1);          //
    val = map(val, 0, 1023, 180, 0); //
    myservo.write(val);            //
                                   //
}

void tiempo()
{
    if(millis()-tiempoAnterior>=periodo){ //si ha transcurrido el periodo programado
        digitalWrite(led,!digitalRead(led)); //actualiza el estado del led
        tiempoAnterior=millis(); //guarda el tiempo actual como referencia
    }
}

void leersensores()
{
    aux1=analogRead(A0);
    aux2=analogRead(A1);
    aux3=analogRead(A2);

    rodilla=map(aux1,0,1023,0,180);
    tobillo=map(aux2,0,1023,0,180);
    IN=map(aux3,0,1023,180,0);

    if(rodilla>=100) { digitalWrite(ledv,HIGH); }else{digitalWrite(ledv,LOW);}
    if(tobillo>=100) { digitalWrite(leda,HIGH); }else{digitalWrite(leda,LOW);}
}

void datos()
{
    Serial.print("Rodilla: ");
    Serial.print(rodilla);
    Serial.print(" Tobillo: ");
    Serial.print(tobillo);
    Serial.print(" Input: ");

```

```

    Serial.println(IN);
}

void pantalla()
{

oled.clearDisplay();
oled.setTextCursor(WHITE);
oled.setCursor(0 , 0);
oled.setTextSize(1);
oled.print("Rodilla: ");
oled.print(rodilla);
oled.print("g");
oled.setCursor(0 , 20);
oled.print("Tobillo:");
oled.print(tobillo);
oled.print("g");
oled.setCursor(0 , 40);
oled.print("Input:");
oled.print(IN);
oled.print("g");

oled.display();

delay(50);
}

```

Tabla 9 lista de materiales y sus precios del presupuesto para el proyecto.

1	Arduino uno	\$20.00
2	Servos motores	\$50.00
3	Impresora 3D y materiales adicionales	\$350.00
4	Filamento PLA+ PLUS 1.75mm Marca Sunlu.	\$40.00
5	Motor DC de 12V a 3A	\$160.00
6	Componentes electrónicos y mecánicos	\$100.00
7	Diseño de velcros	\$30.00
Total		\$750.00

Tabla 10 características del L293D

L293D - L293DD

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (for each channel, $V_S = 24\text{ V}$, $V_{SS} = 5\text{ V}$, $T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_S	Supply Voltage (pin 10)		V_{SS}		36	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage (pin 20)		4.5		36	V
I_S	Total Quiescent Supply Current (pin 10)	$V_i = L$; $I_O = 0$; $V_{en} = H$		2	6	mA
		$V_i = H$; $I_O = 0$; $V_{en} = H$		16	24	mA
		$V_{en} = L$			4	mA
I_{SS}	Total Quiescent Logic Supply Current (pin 20)	$V_i = L$; $I_O = 0$; $V_{en} = H$		44	60	mA
		$V_i = H$; $I_O = 0$; $V_{en} = H$		16	22	mA
		$V_{en} = L$		16	24	mA
V_{iL}	Input Low Voltage (pin 2, 9, 12, 19)		-0.3		1.5	V
V_{iH}	Input High Voltage (pin 2, 9, 12, 19)	$V_{SS} \leq 7\text{ V}$	2.3		V_{SS}	V
		$V_{SS} > 7\text{ V}$	2.3		7	V
I_{iL}	Low Voltage Input Current (pin 2, 9, 12, 19)	$V_{iL} = 1.5\text{ V}$			-10	μA
I_{iH}	High Voltage Input Current (pin 2, 9, 12, 19)	$2.3\text{ V} \leq V_{iH} \leq V_{SS} - 0.6\text{ V}$		30	100	μA
V_{enL}	Enable Low Voltage (pin 1, 11)		-0.3		1.5	V
V_{enH}	Enable High Voltage (pin 1, 11)	$V_{SS} \leq 7\text{ V}$	2.3		V_{SS}	V
		$V_{SS} > 7\text{ V}$	2.3		7	V
I_{enL}	Low Voltage Enable Current (pin 1, 11)	$V_{enL} = 1.5\text{ V}$		-30	-100	μA
I_{enH}	High Voltage Enable Current (pin 1, 11)	$2.3\text{ V} \leq V_{enH} \leq V_{SS} - 0.6\text{ V}$			± 10	μA
$V_{CE(sat)H}$	Source Output Saturation Voltage (pins 3, 8, 13, 18)	$I_O = -0.6\text{ A}$		1.4	1.8	V
$V_{CE(sat)L}$	Sink Output Saturation Voltage (pins 3, 8, 13, 18)	$I_O = +0.6\text{ A}$		1.2	1.8	V
V_F	Clamp Diode Forward Voltage	$I_O = 600\text{ nA}$		1.3		V
t_r	Rise Time (*)	0.1 to 0.9 V_O		250		ns
t_f	Fall Time (*)	0.9 to 0.1 V_O		250		ns
t_{on}	Turn-on Delay (*)	0.5 V_i to 0.5 V_O		750		ns
t_{off}	Turn-off Delay (*)	0.5 V_i to 0.5 V_O		200		ns

(*) See fig. 1.

Tabla 11 características y tipos de velcro

	 GANCHOS TEJIDOS				 GANCHOS TIPO SETA TEJIDOS		
CARACTERÍSTICAS	Hook 088 * ***	Hook PSI ****	Hook 066 HI-AIR® *	Hook 081 Poliéster *	VEL-LOC® 085 *	SUPER VEL-LOC® 083 *	SUPER VEL-LOC® Quadrilobal *
CIERRE RECOMENDADO	Loop 001	Loop PSI	Loop 003 HI-AIR®	Loop 9000 Poliéster	Velour 3165 estándar	Loop 001	Loop 001
MATERIAL BASE	Poliamida	Poliamida	Poliamida Fibras ¹ de NOMEX®	Poliéster	Poliéster Polipropileno	Poliéster Polipropileno	Poliéster Polipropileno
CONSTRUCCIÓN	Ganchos de altas prestaciones	Bordes tejidos	Bordes tejidos	Tejido	Gancho "tipo seta"	Gancho "tipo seta" de alta densidad	Gancho "tipo seta" en forma de arpón muy agresivo
 CICLO DE VIDA	Alto	Alto	Medio	Medio	Medio	Medio/Bajo	Bajo
 FUERZA DE PELAJE (MEDIA)	2 N/cm	**	0,9 N/cm	1,4 N/cm	2 N/cm	7 N/cm	24 N/cm
 FUERZA DE CIZALLADURA (MEDIA)	10,3 N/cm²	**	5,2 N/cm²	9,7 N/cm²	20 N/cm²	70 N/cm²	115 N/cm²
FUERZA DE ROTURA (MÍNIMA)	210 N/cm	**	-	-	220 N/cm	350 N/cm	Min. 300 N/cm
COLORES ESTÁNDAR	20 colores	Negro, blanco, verde nato, marino, azulina	Natural, verde camuflaje	Negro, blanco, verde camuflaje	10 colores	Negro, blanco, beige, gris	Negro, blanco
ANCHOS ESTÁNDAR (mm)	16, 20, 25, 30, 38, 50, 100, 107, 150	16, 20, 25, 30, 38, 50, 105	25,4mm (1") 50,8mm (2")	25,4mm (1") 50,8mm (2") 101,6mm (4")	16, 20, 25, 30, 38, 50, 100, 125, 160, 190	16, 20, 30, 50, 100	Max. 111
PRESENTACIONES ESTÁNDAR	Rollos de 25m	Rollos de 25m	Rollos de 45,72m (50 yardas)	Rollos de 45,72m (50 yardas)	Rollos de 25m	Rollos de 25m	Rollos de 25m
	Cajas dispensadoras				Cajas dispensadoras		
	Carretes				Carretes		

* Disponibles con tratamiento de resistencia al fuego o F.R.T. (de acuerdo con la normativa FAR 25853 y MVSS 302).

** Cumple con los requisitos militares establecidos por el ejército francés (BROCHURE 5508 GPEM/TC) y por el ejército sueco (FVM) (especificación técnica 11861 E).

*** Disponibles con tratamiento antibacteriano.

**** Disponibles con tratamiento de infrarrojos.

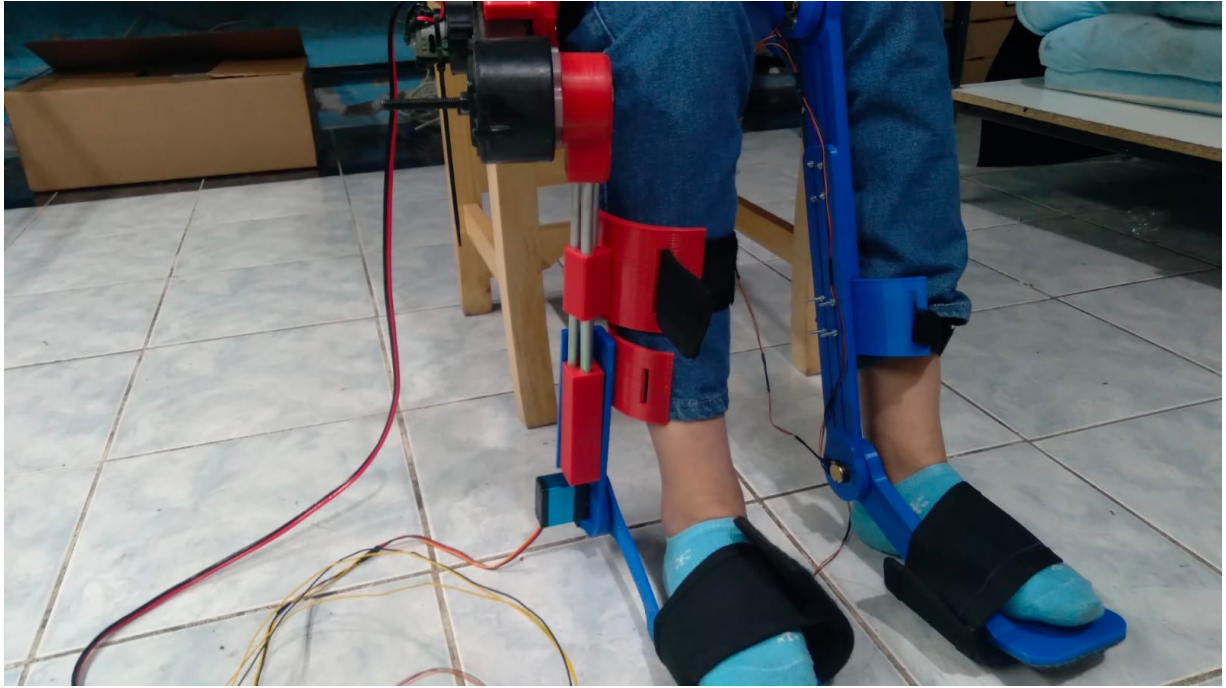


Figura. 22 experimentos realizados

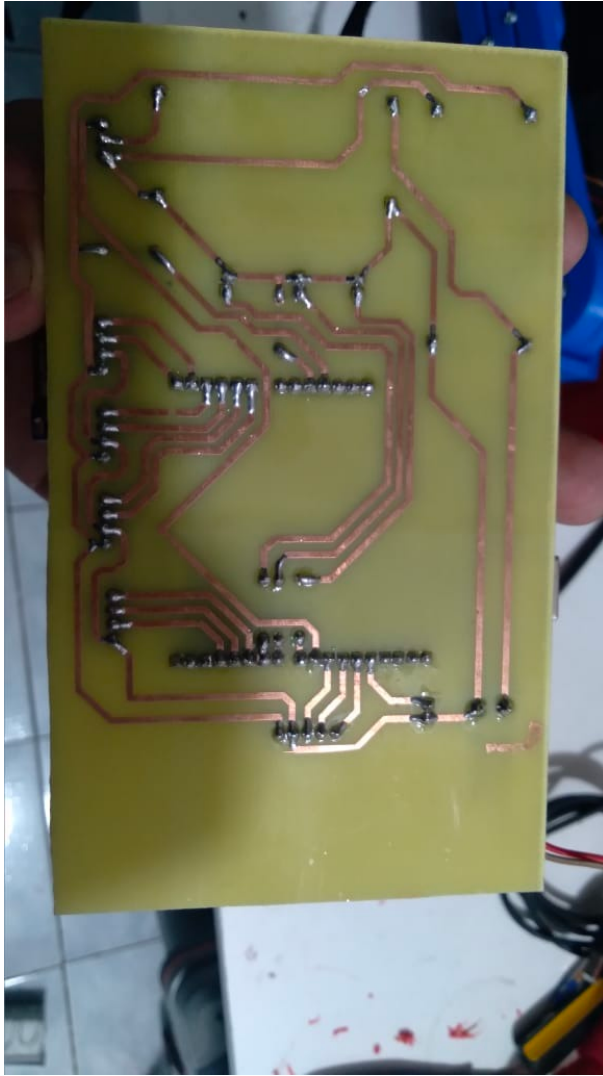


Figura . 23 circuitos de control cara posterior y frontal

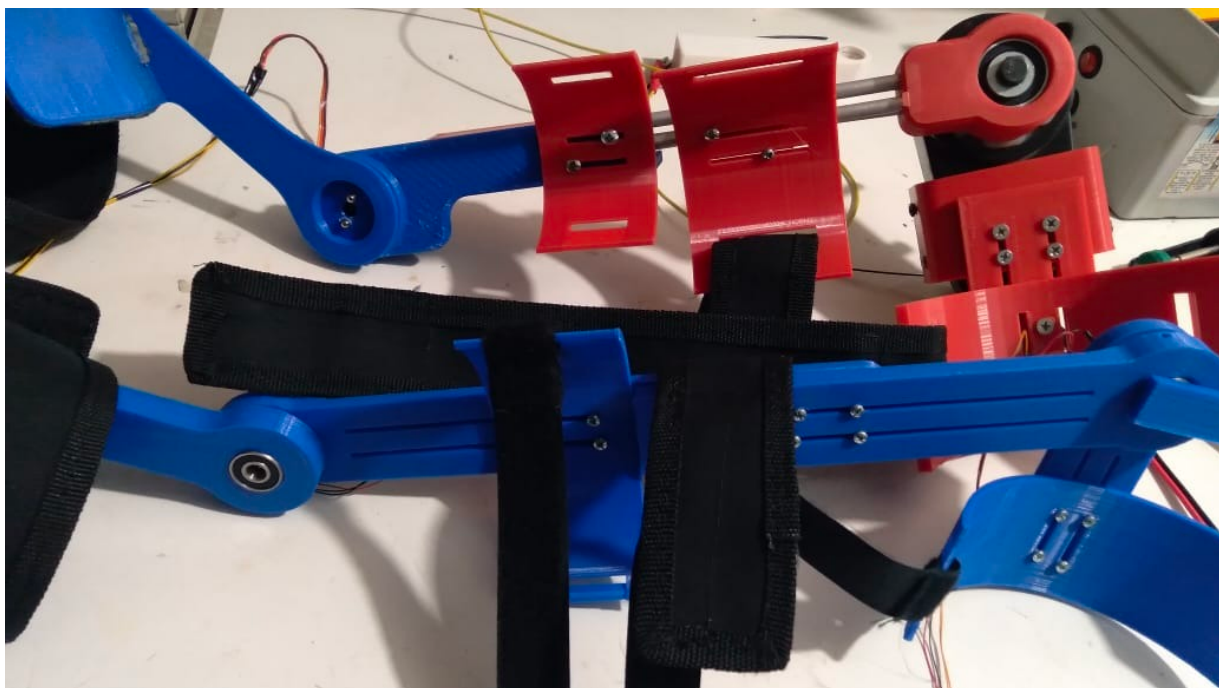


Figura. 24 prototipo tipo ortesis



Figura. 25 lesiones frecuentes tobillo y el pie