



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**“EXOESQUELETO PASIVO DE TOBILLO PARA ASISTENCIA EN
LA CAMINATA”**



LINEA DE INVESTIGACIÓN: Dispositivos tecnológicos

AUTOR: Alan Ricardo Reinoso Carrillo

DIRECTOR: Prof. Marco Antonio Ciaccia Sortino

Ibarra-Ecuador

2024



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	2300195472		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Reinoso Carrillo Alan Ricardo		
DIRECCIÓN:	Av. Fray Vacas Galindo 13-60 y Luis Felipe Borja		
EMAIL:	arreinosoc@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	(02) 3701304	TELÉFONO MÓVIL:	0960520382

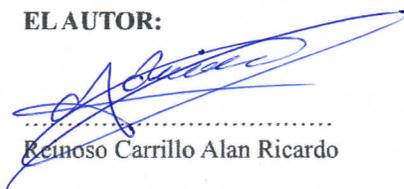
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Exoesqueleto pasivo de tobillo para asistencia en la caminata
AUTOR (ES):	Reinoso Carrillo Alan Ricardo
FECHA DE APROBACIÓN: DD/MM/AAAA	06/03/2024
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Prof. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD.

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 7 días del mes de marzo de 2024

EL AUTOR:


.....
Reinoso Carrillo Alan Ricardo

**CERTIFICACIÓN DIRECTOR DEL TRABAJO DE
INTEGRACIÓN CURRICULAR**

Ibarra, 06 de marzo de 2024

Prof. Marco Ciaccia Sortino, PhD.

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del trabajo de titulación, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Unidad Académica de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

(f) 

Prof. Marco Antonio Ciaccia Sortino, PhD.

C.C.: 1756778252

AGRADECIMIENTO

Las palabras nunca son suficientes cuando la gratitud florece vorazmente del corazón y la mente no logra idear el presente perfecto para devolver la alegría y alivio a las personas que extendieron su mano para apoyarme incondicionalmente a lo largo de los años mientras esta meta se cumplía. Familia, amigos, amores y conocidos, todos formaron parte de un proceso de crecimiento, aunque algunos ya con caminos separados al mío, gracias a todos los que aportaron su esencia, enseñanzas y forma de ver el mundo, sin ellos sería imposible escribir estas palabras.

Aunque lejos, su amor jamás tambaleó a lo largo de este tiempo, son la base de mi proceder ante cualquier situación. Gracias mamá y papá, por las palabras, apoyos imposibles y momentos que quedarán plasmados en mi mente, corazón y canciones. Sin ustedes todo sería infinitamente más difícil, luego de tantos esfuerzos y desvelos, para que no nos falte nunca nada y para que cuando crezcamos lleguemos lejos, digo que alcanzaremos esa felicidad tan anhelada.

A mis hermanos, Sebastián y Toño, que son una fuente incansable de apoyo y consejos. Gracias por ser incondicionales desde que tengo memoria.

Gracias a mis abuelos, Marco y Fanny, que, aunque no mantengamos contacto frecuente, me apoyan y me dan su cariño siempre que me ven y me dan su bendición, espero tenerlos muchísimos años más a mi lado.

Para Jhoanita y Juan Diego, mis palabras quedarán siempre cortas al compararlas con el inmenso agradecimiento que tengo por acogerme en su hogar como si fuera su hijo. De una forma incondicional, ustedes me ayudaron, me apoyaron, me aconsejaron y me tuvieron como uno más en su mesa. De igual manera Analía, Camila, Denis, Andre y Valentino, gracias por darme ese cariño que solo tu familia más cercana podría darte. A mis primos, espero que esta vida me sea suficiente para agradecer y devolver todo lo que ustedes me han regalado a lo largo de estos años.

Gracias a mis amigos por momentos inolvidables y experiencias rozando lo legal, si tuviera que hacer una lista de todos ustedes me faltaría papel, pero sabrán que estas palabras son para ustedes cuando digo esa es los muchachos.

Y dentro de mis amigos quiero mencionar en especial al profesor Ojeda, gracias por su amistad, su ayuda y consejos de vida. Al profesor Ciaccia, gracias por su paciencia, su

tiempo y sus enseñanzas de disciplina y un buen trabajo. A la profesora Brizeida, gracias por su apoyo, cariño y enseñanzas de ser una buena persona. Al profesor Rosero, gracias por sus enseñanzas, visión y consejos sobre ser un profesional con peso en la comunidad. A la licenciada Mónica, gracias por su ayuda, cariño y paciencia para darme guía en todo proceso que yo desconocía. A todos ustedes, gracias por compartir sus conocimientos académicos y de vida a lo largo de esta carrera, espero que esa amistad se mantenga al retomar contacto en un futuro. Gracias a ustedes, y a todos mis demás profesores.

Y quiero agradecer a todas mis mascotas, que fueron un pilar importantísimo toda mi vida. Blondie, Osa, Loba, Darki, Linda, Luna, Jaku, Máx, Kaley, aunque ya no están aquí físicamente, sé que me acompañan siempre en mis caminatas. Thor, Nina, Connie y Millo, gracias por alegrar mis días solo con mover la cola cuando me ven.

Gracias a todos los que mencioné y los que no, en mi mente prevalecerá un deseo de felicidad, prosperidad y paz para todos y cada uno de ustedes.

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo a mis padres, mis abuelos, mis hermanos y mis mascotas. Aunque para mi esto es una meta más, este trabajo fue elaborado pensando en ustedes. Son mi motor para afrontar desafíos en mis tiempos más difíciles. Gracias por todo su cariño y apoyo incondicional.

RESUMEN

El enfoque principal de este estudio consiste en un exoesqueleto pasivo de tobillo, con el objetivo de mejorar la marcha en personas con lesiones musculoesqueléticas, neurológicas, o sin condiciones médicas que limiten la marcha. Para lograr este objetivo, se investigó la cinemática del tobillo y la marcha humana, analizando investigaciones antropométricas sobre la estructura del pie y estudiando su biomecánica con el fin de recopilar los datos esenciales para la elaboración del diseño. El diseño del exoesqueleto se basó en un modelo previamente desarrollado, el cual actúa en paralelo a la extremidad inferior del usuario y termina acoplada debajo de la suela del zapato. Dicho funcionamiento, se estructuró en tres módulos principales: Interfaz de soporte, sistema de asistencia y embrague. Se llevó a cabo una selección de materiales adecuados para la fabricación de los tres módulos, después de un estudio de materiales disponibles en el mercado ecuatoriano, con el fin de seleccionar los mejores materiales. Se utilizó una metodología de investigación experimental, basada en experimentos para llegar a la solución óptima. El dispositivo resultante cuenta con un diseño sencillo y construcción simple. Se realizó la validación del dispositivo mediante instrumentación y técnicas médicas, con el fin de calcular la distancia recorrida por el usuario, a su vez que el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx) con y sin exoesqueleto. En resumen, este trabajo presenta una solución rentable y eficaz para la construcción de un exoesqueleto de tobillo, con el objetivo de mejorar la marcha en los usuarios que lo deseen.

Palabras clave: exoesqueleto, tobillo, resortes, VO_2 máx.

ABSTRACT

The main focus of this study is on an ankle passive exoskeleton aimed at improving gait in people without medical conditions, as well as those with musculoskeletal or neurological injuries. To achieve this goal, research was conducted on ankle kinematics and human gait, analyzing anthropometric studies on foot structure and studying its biomechanics to gather essential data for the design process. The exoskeleton design was based on a previously developed model that acts in parallel with the user's lower limb and ends up coupled underneath the shoe sole. This operation is structured in three main modules: support interface, assistance system, and clutch. A selection of suitable materials was carried out for the manufacturing of the three modules, after a study of the materials available in the Ecuadorian market, in order to select the best materials. An experimental research methodology was used, based on experiments to reach the optimal solution. The resulting device has a simple design and construction. The device was validated using instrumentation and medical techniques to calculate the distance traveled by the user, as well as the maximum oxygen consumption (VO₂ max) with and without the exoskeleton. In summary, this work presents a cost-effective and efficient solution for the construction of an ankle exoskeleton aimed at improving gait in users who need it.

Keywords: exoskeleton, ankle, springs, VO₂ max.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	xvii
Descripción del problema.....	xvii
Objetivo General.....	xviii
Objetivos Específicos.....	xviii
Justificación.....	xviii
Alcance.....	xix
CAPÍTULO 1.....	20
1. MARCO REFERENCIAL.....	20
1.1. Antecedentes.....	20
1.2. Marco teórico.....	23
1.2.1. Marcha humana.....	23
1.2.1.1. La caminata.....	24
1.2.2. Generalidades del tobillo y del pie.....	24
1.2.2.1. Aspectos anatómicos del tobillo y del pie.....	24
1.2.2.2. Cinemática del tobillo y del pie.....	25
1.2.2.3. Antropometría de la población.....	26
1.2.3. Exoesqueletos de tobillo.....	30
1.2.4. Embrague.....	31
1.2.5. Resortes mecánicos.....	32
1.2.5.1. Coeficiente de rigidez de un resorte helicoidal.....	33
1.2.5.2. Índice de resorte.....	34
1.2.5.3. Resortes helicoidales de extensión.....	34
1.2.6. Sistema de asistencia.....	36

1.2.7. Interfaz de la pierna	37
1.2.8. Prueba de marcha de seis minutos (PM6M).....	38
1.2.8.1. Equipos y materiales.....	39
1.2.8.2. Espacio de trabajo.....	39
1.2.8.3. Preparación del sujeto de prueba.....	39
1.2.8.4. Procedimiento antes de la prueba	40
1.2.8.5. Procedimiento durante la prueba	40
1.2.8.6. Procedimiento al finalizar la prueba	41
1.2.9. Investigación experimental	41
1.2.9.1. Definiciones básicas en la experimentación	42
1.2.9.2. Etapas de la investigación experimental	44
CAPÍTULO II.....	46
2. MARCO METODOLÓGICO	46
2.1. Modelo de investigación	46
2.2. Diseño de investigación	46
CAPÍTULO III	49
3. RESULTADOS Y ANÁLISIS	49
3.1. Especificaciones del sistema a diseñar.....	49
3.2. Concepto del exoesqueleto	49
3.3. Concepto del embrague de bajo perfil.....	50
3.4. Concepto del sistema de asistencia.....	53
3.5. Concepto de la interfaz de soporte.....	54
3.6. Selección de materiales	55
3.6.1. Requisitos de los materiales.....	55
3.6.1.1. Requisitos de los materiales para el embrague.....	56
3.6.1.2. Requisitos de los materiales para el sistema de asistencia.....	57
3.6.1.3. Requisitos de los materiales para la interfaz de soporte	58

3.6.2.	Partes del embrague y sus requisitos.....	58
3.6.3.	Partes del sistema de asistencia y sus requisitos.....	60
3.6.4.	Partes de la interfaz de soporte y sus requisitos.....	60
3.6.5.	Ponderación de factores.....	61
3.7.	Especificaciones del sistema diseñado.....	61
3.8.	Construcción del embrague	62
3.9.	Construcción del sistema de asistencia	67
3.10.	Construcción de la interfaz de soporte	70
3.11.	Implementación del exoesqueleto.....	71
3.12.	Pruebas de funcionamiento del dispositivo	73
3.12.1.	Ejecución del PM6M.....	73
3.12.2.	Pruebas sin exoesqueleto.....	76
3.12.3.	Pruebas con exoesqueleto.....	79
3.12.4.	Evaluación de resultados	82
3.12.4.1.	Sujeto de pruebas 1	82
3.12.4.2.	Sujeto de pruebas 2	84
3.12.5.	Interpretación.....	85
3.12.6.	Retroalimentación de los usuarios	86
CAPÍTULO IV		88
4.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	88
4.1.	Conclusiones.....	88
4.2.	Recomendaciones.....	90
REFERENCIAS		91
ANEXOS.....		96
Anexo A: Ponderación de factores		96
Anexo B: Ficha técnica de la goma EVA		98
Anexo C: Ficha técnica del caucho SBR.....		99

Anexo D: Ficha técnica del caucho natural	100
Anexo E: Ficha técnica del alambre al cromo	101
Anexo F: Ficha técnica del alambre templado en aceite (ASTM A229).....	103
Anexo G: Ficha técnica del acero inoxidable 301	105
Anexo H: Ficha técnica del PVC	108

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Medidas antropométricas de pie, población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).....	27
Tabla 2 Medidas antropométricas sentado, población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).....	28
Tabla 3 Medidas antropométricas de cabeza, pie, y mano. Población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).....	29
Tabla 4 Módulos del embrague, partes, función y requisitos.....	59
Tabla 5 Características del sistema de asistencia.....	60
Tabla 6 Características de la interfaz de soporte.	61
Tabla 7 Materiales óptimos y alternativos para la construcción del exoesqueleto.....	62
Tabla 8 Medición entre puntos durante la fase de apoyo de la marcha.	69
Tabla 9 Precio final del exoesqueleto.	73
Tabla 10 Formato de toma de datos en cada vuelta (Ejemplo).....	76
Tabla 11 Sujeto de prueba 1: Toma de datos en prueba sin exoesqueleto.....	76
Tabla 12 Sujeto de prueba 2: Toma de datos en prueba sin exoesqueleto.	78
Tabla 13 Sujeto de prueba 1: Toma de datos en prueba con exoesqueleto.	79
Tabla 14 Sujeto de prueba 2: Toma de datos en prueba con exoesqueleto.	81
Tabla 15 Resultados de sujeto de prueba 1.....	82
Tabla 16 Resultados de sujeto de prueba 2.....	84
Tabla 17 Resumen de resultados.....	85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Exoesqueleto pasivo de tobillo desarrollado por Yandell <i>et al.</i> , (2018).....	20
Figura 2 Embrague de bajo perfil desarrollado por Chamorro (2023).	21
Figura 3 Exoesqueleto desarrollado por Collins <i>et al.</i> (2015).....	21
Figura 4 Estructura y funcionamiento del exoesqueleto propuesto por Mooney <i>et al.</i> (2014).	22
Figura 5 Diagrama secuencial del ciclo de la marcha propuesto por Nordin <i>et al.</i> (2020).	23
Figura 6 Regiones funcionales del pie. Nordin <i>et al.</i> (2020).	25
Figura 7 Vista superior (A), lateral (B) y posterior (C) del tobillo y pie. Hamill et al. (2020).	25
Figura 8 Ejes cinemáticos de la articulación del tobillo. Nordin <i>et al.</i> (2020).....	26
Figura 9 Posición antropométrica de pie (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).	27
Figura 10 Posición antropométrica sentado (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).....	28
Figura 11 Posición antropométrica mano, cabeza y pie (Chaurand <i>et al.</i> , 2007).	29
Figura 12 Exoesqueleto suave conformado por una unidad de actuadores, cables Bowden, estructura textil y giroscopios. Desarrollado por Quinlivan <i>et al.</i> (2015).....	30
Figura 13 Exoesqueleto de Aquiles: compuesto por una mochila de alimentación y dos botas con actuadores activos y pasivos. Desarrollado por van Dijk <i>et al.</i> (2015).	31
Figura 14 Exoesqueleto pasivo de tobillo que consta de un embrague, un resorte de asistencia, y una interfaz de soporte. Desarrollado por Yandell <i>et al.</i> (2018).	31
Figura 15 Embrague propuesto por Yandell <i>et al.</i> (2018). A: Vista explosionada del diseño, B: Funcionamiento del embrague desacoplado. C: Funcionamiento del embrague acoplado.	32
Figura 16 Tipos de extremos en resortes de extensión (Budynas & Nisbett, 2008).....	35
Figura 17 Geometría de un resorte de extensión (Budynas & Nisbett, 2008).	35
Figura 18 Curva fuerza-deflexión de un resorte helicoidal de extensión (Norton, 2011).	36
Figura 19 Sistema de asistencia embragado y desembragado según la fase de la marcha. Modificado de (Yandell <i>et al.</i> , 2018)	37
Figura 20 Incremento de la tasa metabólica al agregar masa en diferentes partes del cuerpo. A: Tasa metabólica [$W \cdot kg^{-1}$] vs carga [kg]. B: Tasa metabólica [$W \cdot kg^{-1}$] vs momento de inercia de la pierna [$kg \cdot m^2$]. Browning <i>et al.</i> (2007).....	37

Figura 21 Interfaz de la pierna del exoesqueleto pasivo de asistencia para el tobillo desarrollado por Yandell <i>et al.</i> (2018).....	38
Figura 22 Representación gráfica de un proceso experimental. Propuesto por Pulido <i>et al.</i> (2012).	43
Figura 23 Concepto del exoesqueleto pasivo de tobillo propuesto ilustrando sus tres módulos. Modificado de Yandell <i>et al.</i> (2018).	50
Figura 24 Músculos que trabajan durante las fases de la marcha (Enfermeria.top, 2021)	51
Figura 25 Fases de funcionamiento del exoesqueleto sobre el ciclo de la marcha. Yandell <i>et al.</i> (2018).....	51
Figura 26 Diseño del embrague. Modificado de Yandell <i>et al.</i> (2018).....	52
Figura 27 Línea morfológica del pie: a) Ubicación del eje (z) morfológico del pie Jurca <i>et al.</i> (2019); b) Ubicación resorte de asistencia según la morfología del usuario.	53
Figura 28 Boceto del diseño de la interfaz de soporte.	54
Figura 29 Medidas de las plantillas y molde los espaciadores: a) medidas de las plantillas superior e inferior; b) molde del espaciador según las medidas morfológicas del pie.	64
Figura 30 Molde en cartón y medidas de los espaciadores en goma EVA: a) molde del espaciador en cartón prensado; b) espaciador en goma EVA.....	64
Figura 31 Medidas y ubicación del resorte de reinicio del embrague: a) resorte de reinicio acoplado al deslizador; b) parte interna del embrague.	65
Figura 32 Molde y ubicación del brazo de palanca: a) molde del brazo de palanca en papel; b) brazo de palanca acoplado al zapato.	65
Figura 33 Vista superior del zapato con embrague.....	66
Figura 34 Vista inferior del zapato con embrague.....	66
Figura 35 Zapatos acoplados al módulo de embrague.....	66
Figura 36 Distancia medida durante la fase de contacto inicial del talón.....	68
Figura 37 Distancia medida durante la fase de apoyo plano.....	68
Figura 38 Distancia medida durante la fase de despegue del talón.	69
Figura 39 Distancia medida durante la fase de despegue de los dedos.	69
Figura 40 Interfaz de soporte; a) Vista frontal del elemento de soporte; b) Vista lateral del elemento de soporte; c) Vista posterior del elemento de soporte; d) Interfaz de soporte finalizada.....	71
Figura 41 Exoesqueleto implementado sin pantalón.	72

Figura 42 Exoesqueleto implementado con pantalón.	72
Figura 43 Tensiómetro digital utilizado.	74
Figura 44 Tensiómetro analógico utilizado.	74
Figura 45 Oxímetro digital utilizado.....	74
Figura 46 Ejemplo de preparación de los sujetos antes de realizar las pruebas.	75
Figura 47 Sujeto de prueba 1 en prueba sin exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.	77
Figura 48 Sujeto de pruebas 1 en prueba sin exoesqueleto: Caminata del test PM6M. .	77
Figura 49 Sujeto de prueba 2 en prueba sin exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.	78
Figura 50 Sujeto de pruebas 2 en prueba sin exoesqueleto: Caminata del test PM6M. .	79
Figura 51 Sujeto de pruebas 1 en prueba con exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.	80
Figura 52 Sujeto 1 en prueba con exoesqueleto: Caminata del test PM6M.....	80
Figura 53 Sujeto de prueba 2 en prueba con exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.	81
Figura 54 Sujeto de pruebas 2 en prueba con exoesqueleto: Caminata del test PM6M.	82
Figura 55 Sujeto de pruebas 1: Resultante de la frecuencia cardíaca con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.	83
Figura 56 Sujeto de pruebas 1: Resultante de saturación de oxígeno con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.	83
Figura 57 Sujeto de pruebas 2: Resultante de latidos por minuto con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.....	84
Figura 58 Sujeto de pruebas 2: Resultante de saturación de oxígeno con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.	85

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Cálculo del módulo de rigidez de un resorte.....	33
Ecuación 2 Cálculo de diámetro medio de un resorte.....	34
Ecuación 3 Cálculo de índice de resorte.	34
Ecuación 4 Ecuación para calcular el VO ₂ máx.	38

INTRODUCCIÓN

Descripción del problema

Es sabido que los exoesqueletos forman parte de las nuevas tendencias tecnológicas del bienestar y la medicina. Dentro la diversa gama que cobija estos dispositivos, los exoesqueletos de tobillo son diseñados y construidos con el fin de mejorar la locomoción humana, facilitando una marcha saludable o corrigiendo anomalías manifestadas gracias a lesiones musculoesqueléticas o neurológicas. Al expandir sus aplicaciones, existe la rama que busca reducir las calorías necesarias para la marcha en individuos sanos, tarea que, gracias a la pericia indispensable al caminar y varios aspectos de diseño, es inequívocamente compleja (Chen *et al.*, 2018).

Al diseñar los exoesqueletos de tobillo, debe ser prioridad la ergonomía y la biocompatibilidad con la dinámica de la marcha. Para ello, existen los exoesqueletos activos, que emplean motores, y los pasivos, que emplean resortes y elementos mecánicos. Ambos, demuestran capacidad para reducir la tasa metabólica y la actividad muscular durante la marcha, mediante la fuerza generada por sus mecanismos para incrementar el momento del tobillo y la potencia generada por los músculos plantar-flexores (Collins *et al.*, 2015) (Yandell *et al.*, 2018) (Kirtley, 2006).

En la comparación de ambos dispositivos resalta el número de componentes y sus dimensiones. Los exoesqueletos activos necesitan paquetes de baterías y motores, los cuales sobresalen notoriamente y generan ruidos molestos. Por otro lado, los exoesqueletos pasivos no necesitan este tipo de componentes al ser meramente mecánicos, lo que permite clasificarlos como de bajo perfil y cómodos para entornos públicos. Por ello, el diseño pasivo sería el indicado para evitar atención indeseada y mejorar la ergonomía del usuario (Lee, 2016) (Manto *et al.*, 2007) (Leclair *et al.*, 2018).

Por lo tanto, un exoesqueleto pasivo de tobillo para la asistencia en la caminata, ayudaría a las personas que busquen facilitar la caminata, debido a condiciones fisiológicas o económicas, al reducir las calorías necesarias y sin atraer atenciones indeseadas.

Objetivo General

- Desarrollar un exoesqueleto pasivo de tobillo de asistencia en la caminata.

Objetivos Específicos

- Establecer los requisitos de diseño para desarrollar un exoesqueleto pasivo de tobillo que reduzca la tasa metabólica en la caminata.
- Diseñar el exoesqueleto pasivo de tobillo
- Construir el exoesqueleto pasivo de tobillo.
- Validar el exoesqueleto pasivo de tobillo

Justificación

El prototipo propuesto por el presente trabajo tiene como objetivo mejorar la marcha en personas con lesiones musculoesqueléticas o neurológicas, reduciendo la tasa metabólica necesaria en la caminata. Este tipo de exoesqueletos pasivos mejora significativamente la calidad de vida en individuos sanos y aquellos con movilidad reducida, mediante una marcha asistida. Esto facilitaría la ejecución de actividades diarias, tanto físicas como sociales, con mayor facilidad, ya que se reduce la fatiga asociada al consumo energético de la caminata.

Por otro lado, el costo elevado de los exoesqueletos enfocados en asistir la marcha se reduce notablemente al seleccionar componentes pasivos, como resortes y cuerdas, que se encuentran en el mercado local ecuatoriano. Esto permite mantener simplicidad, robustez, eficiencia y bajo costo en el prototipo.

Además, en la práctica clínica, la fatiga al caminar largas distancias genera retrocesos en la rehabilitación de los pacientes con lesiones musculoesqueléticas. Por lo tanto, reducir este factor resultaría beneficioso en el proceso de rehabilitación del paciente.

El presente trabajo servirá como referencia para futuras investigaciones alineadas con la biomecánica en la comunidad científica y los centros de educación superior. Los resultados obtenidos funcionarán como base de optimización del diseño y posible personalización para lesiones o aditamentos tecnológicos.

Alcance

Se propone un prototipo de exoesqueleto pasivo de tobillo para la asistencia en la caminata, que se adapte a la marcha humana.

Se escogerán los componentes que cumplan los requisitos de diseño hallados en el mercado nacional, priorizando el costo para que el precio final de investigación y manufactura sea el más económico posible.

El exoesqueleto será construido para que se adapte a un zapato talla 45, en un rango de edad de 20 a 29 años; considerando los parámetros antropométricos de la población laboral colombiana, documentados por la Universidad de Antioquia, debido a la escasez de esta información para la población ecuatoriana.

CAPÍTULO 1

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

Este trabajo se basa en el artículo elaborado por Yandell *et al.* (2018), el cual se basa en el desarrollo de un exoesqueleto pasivo de tobillo que ayude a personas con fuerza muscular plantar-flexora reducida o a aquellas que realizan actividades que requieran caminar o correr durante mucho tiempo. El exoesqueleto está diseñado para ser económico, discreto y se puede usar debajo de la ropa sin restringir el movimiento del tobillo. Es dispositivo se categoriza como pasivo ya que utiliza un resorte de asistencia rígido que descarga los músculos de la pantorrilla al caminar y se desengancha durante el swing de la pierna para permitir la flexión plantar natural del tobillo, logrando una asistencia meramente mecánica para la persona; mejorando las capacidades físicas y la movilidad general (Yandell *et al.*, 2018). En la figura 1 se ilustra el exoesqueleto de referencia.

Figura 1

Exoesqueleto pasivo de tobillo desarrollado por Yandell et al., (2018).



Consecutivamente, Chamorro (2023) desarrolló el embrague para un exoesqueleto pasivo de tobillo, ilustrado en la figura 2, basándose en el artículo desarrollado por Yandell *et al.* (2018). El embrague se construyó con caucho SBR (estireno-butadieno) y goma EVA (Etilvinilacetato) para el armazón, caucho natural para el sistema de resorte de $k = 0,43$ (N/cm), y acero al carbono para la cuerda unida al hipotético resorte de asistencia.

Figura 2

Embrague de bajo perfil desarrollado por Chamorro (2023).



Por otro lado, Collins *et al.* (2015) propone un exoesqueleto de tobillo pasivo para reducir la tasa metabólica de la marcha humana, cuyo modelo se expone en la figura 3. Los investigadores diseñaron un dispositivo elástico ligero que actúa en paralelo con los músculos de la pantorrilla del usuario, descargando la fuerza muscular. El dispositivo utiliza un embrague pasivo para sujetar un resorte de asistencia mientras se estira y se suelta. El exoesqueleto redujo la tasa metabólica de la marcha en un $7,2 \pm 2,6\%$ para usuarios humanos sanos en condiciones normales. Esta notable reducción en el costo energético es análoga a reducir la fatiga del usuario a caminar por tiempos prolongados, lo que demuestra la viabilidad de este tipo de exoesqueletos.

Figura 3

Exoesqueleto desarrollado por Collins et al. (2015).

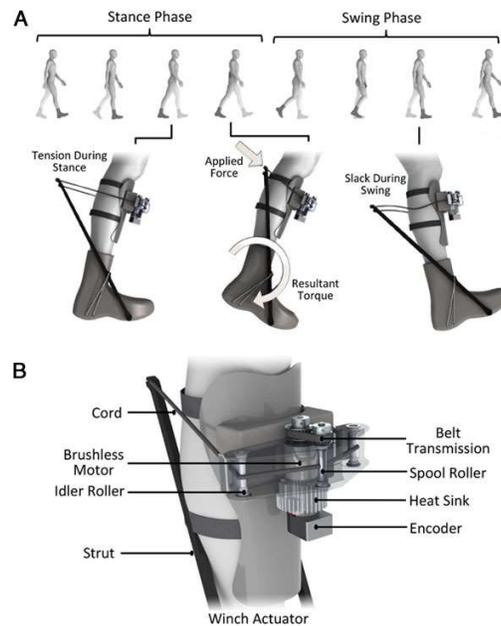


Al estudiar exoesqueletos activos, Mooney *et al.* (2014) propone un exoesqueleto de pierna autónomo (activo), figura 4, capaz de reducir la tasa metabólica en la marcha en un $8 \pm 3\%$, equivalente a 36 ± 12 W, con una carga externa de 23 kg a una

velocidad de marcha de 1,5 m/s. Este exoesqueleto, desarrollado por el MIT Media Lab y la División de Ciencias de la Salud y Tecnología de Harvard-MIT, resultó ser eficaz para reducir la demanda energética de la marcha, mejorar el índice de rendimiento y sustancialmente permitir a las personas llevar cargas mayores a su costo metabólico normal. A pesar de la eficiencia que presenta este diseño, existe la limitación de 2,4 horas de vida de la batería y puede dar asistencia alrededor de 10 km, o de 13 km a 1,5 m/s. Además, la existencia de elementos activos, como baterías y actuadores, eleva el costo del dispositivo, lo que limita el alcance a varios sectores populares.

Figura 4

Estructura y funcionamiento del exoesqueleto propuesto por Mooney et al. (2014).



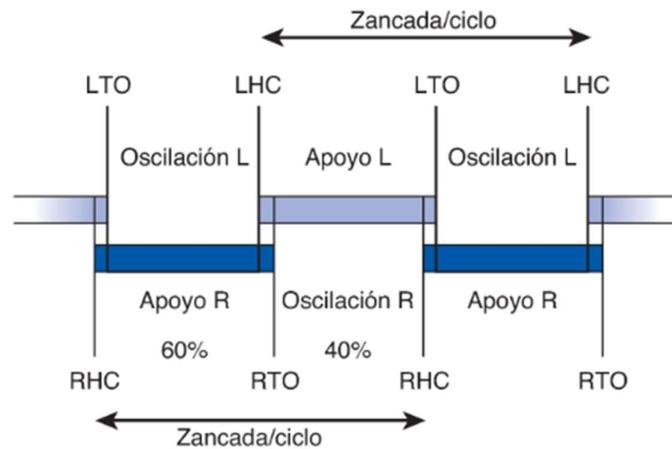
1.2. Marco teórico

1.2.1. Marcha humana

La marcha es resultado de la coordinación de múltiples sistemas articulares, óseos y musculares; siendo la responsable de la locomoción bípeda humana. Debido a la naturaleza cíclica en los movimientos del cuerpo humano, la marcha se ve compuesta de dos fases: una de apoyo y otra de balanceo. Para cumplir con la simetría del cuerpo humano adoptada por la eficiencia natural que este preserva, ambas fases siguen patrones de activación muscular y de soporte de cargas en las extremidades inferiores, buscando trasladar el centro de masa del cuerpo humano (Nordin *et al.*, 2020). En la figura 5 se ilustra la secuencia del ciclo de la marcha.

Figura 5

Diagrama secuencial del ciclo de la marcha propuesto por Nordin et al. (2020).



Como muestra el diagrama, el ciclo de la marcha consta de la fase de apoyo y oscilación, en el que una zancada equivale a un ciclo, HC es el contacto inicial del talón, TO es el momento en que la punta del pie despega de la superficie de contacto, R es el pie derecho, y L es el pie izquierdo. Además, se indica que, en adición a la fase de apoyo (60% del ciclo de la marcha) y balanceo (40% del ciclo de la marcha), existe una fase de doble apoyo que equivale al 10% del ciclo de la marcha.

1.2.1.1. La caminata

Siendo la caminata la forma de marcha más económica en términos metabólicos, posee hasta 70% de conservación de energía (Malcome *et al.*, 2013). Las fases de balanceo y apoyo son ejecutadas por las piernas, donde la pierna líder absorbe energía al tocar el suelo, lo que suaviza el impacto y almacena energía elástica en tejidos blandos para usarla más tarde en el impulso. La pierna que empuja desde atrás proporciona una pequeña ráfaga de energía cuando el pie líder toca el suelo, lo que transfiere energía al péndulo invertido del cuerpo y compensa las pérdidas de energía en la pierna líder. Además, la pierna que empuja desde atrás activa un pequeño músculo flexor de cadera para iniciar el movimiento cuando el pie se despega del suelo. Desde la perspectiva de la pierna trasera, la preparación para el impulso, el impulso en sí y el inicio del movimiento ocurren entre el 30% y el 60% del ciclo de marcha, que se define como el tiempo desde que el talón toca el suelo hasta que lo hace de nuevo (Asbeck *et al.*, 2015). De este análisis, se incorporan los conceptos de energía elástica almacenada en músculos recuperada como energía cinética y gravitacional, y de energía potencial gravitacional convertida al balanceo de las piernas en forma de péndulo (Ishikawa *et al.*, 2005). Por lo tanto, la energía metabólica usada en la caminata es crucial.

1.2.2. Generalidades del tobillo y del pie

1.2.2.1. Aspectos anatómicos del tobillo y del pie

La estructura formada por el tobillo y el pie se conforma por 26 huesos de forma irregular, 30 articulaciones sinoviales, más de 100 ligamentos y 30 músculos (Hamill *et al.*, 2020). La articulación del tobillo está compuesta por la tibia, el peroné y el astrágalo; mientras que se divide al pie en tres unidades funcionales: retropié, mediopié, antepié. El retropié se compone del astrágalo, el calcáneo y la articulación subastragalina, el mediopié se compone de los escafoides, tres cuñas y los cuboides, y el antepié se compone de los metatarsos y falanges (Nordin *et al.*, 2020). La figura 6 ilustra las tres unidades funcionales del pie, mientras que la figura 7 ilustra las vistas superior, lateral e inferior del esqueleto del pie.

Figura 6
Regiones funcionales del pie. Nordin et al. (2020).

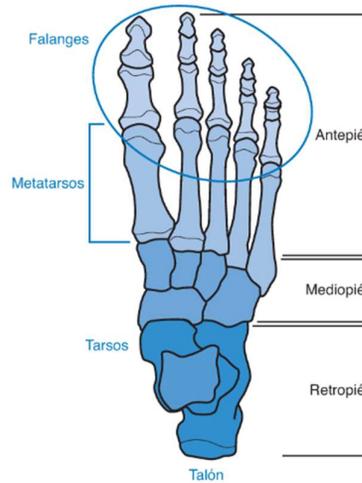
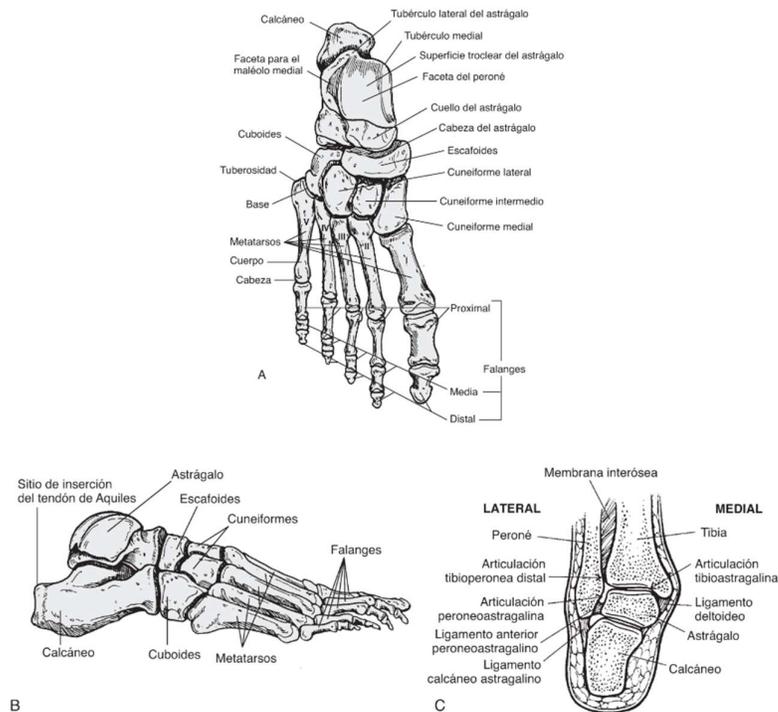


Figura 7
Vista superior (A), lateral (B) y posterior (C) del tobillo y pie. Hamill et al. (2020).



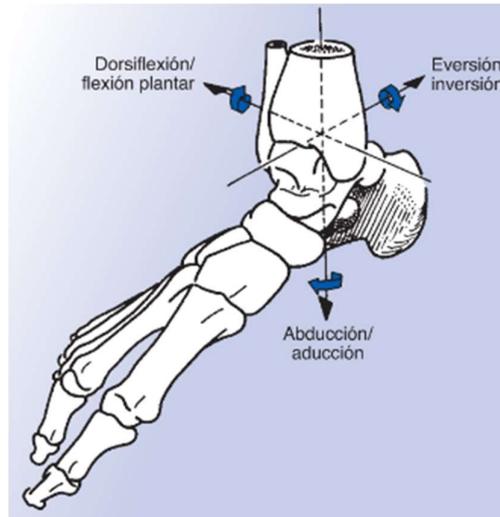
1.2.2.2. Cinemática del tobillo y del pie

La cinemática del pie se debe principalmente a la articulación del tobillo, y se distribuye, figura 8, en los tres ejes anatómicos: eje transversal para el movimiento dorsiflexor, eje cráneo-caudal para la abducción/aducción, y el eje antero-posterior para el movimiento de eversión/inversión. Además,

existe el movimiento de supinación/pronación gracias a las articulaciones suprastragalina, subastragalina y mediotarsiana; este movimiento se da en los ejes oblicuos del pie, resultando en un eje con componentes en los tres principales descritos anteriormente (Nordin *et al.*, 2020).

Figura 8

Ejes cinemáticos de la articulación del tobillo. Nordin et al. (2020).



Los ángulos comprendidos por estos movimientos son: 40°-50° en dorsiflexión, 15°-20° en flexión plantar 30°-40° en abducción, 10°-20° en aducción, 7°-10° en supinación y 0°-3° en pronación (Sánchez *et al.*, 2011) (Physiopedia, 2023).

1.2.2.3. Antropometría de la población

Los datos adquiridos para el presente trabajo se referencian del artículo publicado por Chaurand *et al.* (2007), debido a la escasez de información de la población ecuatoriana, en el que se tabulan los datos antropométricos de la población laboral de Colombia en un rango de 20-39 años. Se obtienen los datos ilustrados en las figuras 9 a 11 y las tablas 1 a 3.

Figura 9
 Posición antropométrica de pie (Chaurand et al., 2007).

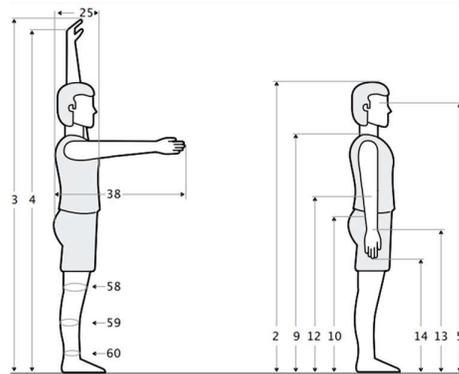


Tabla 1
 Medidas antropométricas de pie, población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand et al., 2007).

		20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
Dimensiones, masa en kg, el resto en cm		Percentiles									
		\bar{X}	D.E.	5	50	95	\bar{X}	D.E.	5	50	95
1	Masa corporal	66,9	10,5	52,3	66	85,3	71,2	9,87	55,8	70,4	87,7
2	Estatura	170	6,52	160	169,4	181,1	168,9	6,27	158,3	169,4	178,5
3	Alcance vertical máximo	215	8,81	202	214,1	230,6	213,3	8,7	198,2	213,8	226,1
4	Alcance vertical con asimiento	200	8,17	188	199,5	213,9	198,2	8,07	184,2	198,7	210,8
5	Altura de los ojos	159	6,36	149	158,6	170,4	158,2	6,19	148	158,4	167,6
9	Altura acromial	139	5,72	129	138,2	148,2	138,1	5,76	129,2	138,4	147,4
10	Altura cresta ilíaca medial	102	4,78	94,1	101,4	109,6	100,4	4,69	92,6	100,8	107,6
12	Altura radial	107	4,57	99,1	106,9	115	106,6	4,68	99,7	107	114,4
13	Altura estiloidea	81,7	3,9	75,6	81,6	88,4	81,7	4,02	75,5	81,9	88,2
14	Altura dactilea dedo medio	63,8	3,44	58,4	63,7	69,9	63,9	3,51	58,4	64,2	69,4
25	Anchura del tórax	19,5	1,74	16,8	19,5	22,5	20,5	1,7	17,9	20,5	23,4
38	Alcance anterior brazo	71,4	3,39	66,4	71,3	77,1	71,2	3,23	65,7	71,3	76,7
58	Perímetro rodilla media	36,1	2,37	32,3	36	40	36,8	2,28	33,2	36,7	40,8
59	Perímetro pierna media	35,3	2,59	31,4	35,2	39,9	36,3	2,38	32,4	36,2	40,3
60	Perímetro supramaleolar	21,6	1,35	19,6	21,6	24	21,9	1,28	19,9	22	24,1

Figura 10
Posición antropométrica sentado (Chaurand et al., 2007).

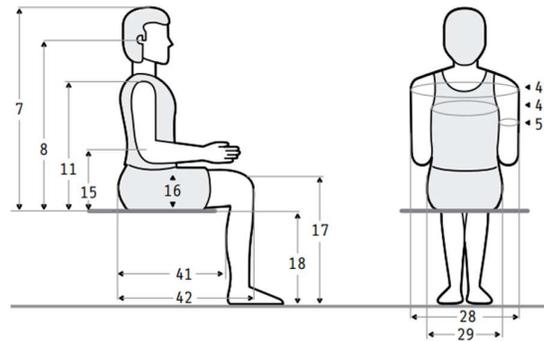


Tabla 2
Medidas antropométricas sentado, población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand et al., 2007).

		20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
Dimensiones en cm		Percentiles									
		\bar{X}	D.E.	5	50	95	\bar{X}	D.E.	5	50	95
6	Altura sentado normal	86,5	3,58	80,6	86,3	92,6	86,3	3,51	80,3	86,3	92,1
7	Altura sentado erguido	89	3,31	83,8	89	94,7	89	3,14	83,7	88,9	94,2
8	Altura de los ojos	78,6	3,31	73,5	78,6	84,1	78,8	3,17	73,6	78,9	83,6
11	Altura acromial	58,8	2,78	54,3	58,8	63,6	59	2,73	54,5	59,2	63,2
15	Altura radial	23,6	2,42	19,4	23,7	27,4	24,1	2,44	19,9	24,2	28,1
16	Altura del muslo	14,8	1,3	12,7	14,8	17	15,1	1,19	13,2	15,2	17,1
17	Altura de la rodilla	52,9	2,56	48,9	52,8	56,9	52,4	2,49	48,3	52,6	56,3
18	Altura de la fosa poplíteica	43	2,21	39,5	42,9	46,5	42,2	2,21	38,5	42,3	45,7
28	Anchura codo a codo	42,9	4,25	36,7	42,2	50,5	45,3	4,24	38,1	45,5	52,4
29	Anchura de las caderas	34,3	2,59	30,5	34,3	38,5	35,2	2,49	31,1	35,1	39,2
41	Largura nalga - fosa poplíteica	47	2,52	42,9	47,2	51,2	46,8	2,3	43,1	46,8	50,5
42	Largura nalga - rodilla	57,2	2,64	53	57,1	61,6	57	2,44	52,8	57,1	61
46	Perímetro bideltoideo	112	7	101	111,2	124,1	114,5	6,55	103,6	114,8	124,8
47	Perímetro mesoesternal	94,2	6,49	84,6	93,6	105,4	97,3	6,08	87,4	97,3	106,9
51	Perímetro brazo flexionado	30,5	2,66	26,3	30,5	35,1	31,5	2,47	27,6	31,5	35,6

Figura 11

Posición antropométrica mano, cabeza y pie (Chaurand et al., 2007).

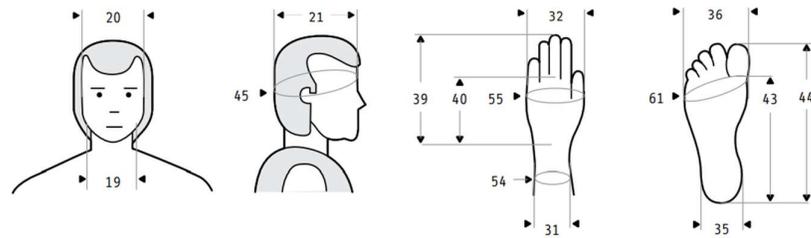


Tabla 3

Medidas antropométricas de cabeza, pie, y mano. Población laboral colombiana masculina (20-39 años de edad) (Chaurand et al., 2007).

Dimensiones en cm		20 - 29 años (n = 487)					30 - 39 años (n = 447)				
				Percentiles					Percentiles		
		\bar{X}	D.E.	5	50	95	\bar{X}	D.E.	5	50	95
19	Anchura de la cara	13,9	0,58	13	114	15	14	0,59	13,1	14	15,1
20	Anchura transversal cabeza	15,4	0,57	14,5	15,4	16,5	15,5	0,6	14,6	15,5	16,5
21	Anchura antero-post. cabeza	18,9	0,74	17,7	18,9	20,1	18,9	0,79	17,6	18,9	20,2
31	Anchura de muñeca	5,4	0,31	4,9	5,4	6	5,5	0,31	5	5,5	6
32	Anchura de mano	8,3	0,39	7,7	8,4	9,1	8,3	0,39	7,7	8,4	9
35	Anchura de talón	6,6	0,49	5,9	6,7	7,5	6,8	0,45	6	6,8	7,6
36	Anchura de pie	9,8	0,54	9	9,9	10,8	9,9	0,52	9,1	9,9	10,8
39	Largura de la mano	18,3	0,9	17	18,4	20	18,3	0,93	16,8	18,3	19,9
40	Largura palma de la mano	10,3	0,56	9,4	10,3	11,3	10,2	0,57	9,3	10,3	11,2
43	Largura de pie	25,4	1,22	23,5	25,3	27,5	25,2	1,19	23,2	25,2	27,1
44	Largura planta del pie	20,4	1,01	18,7	20,4	22,2	20,3	0,93	18,8	20,4	21,8
45	Perímetro de la cabeza	55,3	1,62	52,9	55,4	58,1	55,7	1,77	52,8	55,7	58,9
54	Perímetro de la muñeca	16,2	0,8	14,9	16,2	17,5	16,4	0,79	15,2	16,4	17,9
55	Perímetro metacarpial	20,2	1,02	18,7	20,2	22	20,3	0,99	18,7	20,3	22
61	Perímetro metatarsial	24,6	1,31	22,6	24,6	26,8	24,8	1,18	23	24,8	26,7

1.2.3. Exoesqueletos de tobillo

Los exoesqueletos son dispositivos direccionados a asistir física y cognitivamente a un ser vivo, en especial al ser humano (Pons, 2010). Dentro de dichos exoesqueletos, emergen los de asistencia para las extremidades inferiores, figuras 12 a 14, que buscan disminuir el esfuerzo realizado en la marcha humana mediante sistemas de actuación suaves y pasivos (Cao W., 2021). Este esfuerzo, conceptualizado como tasa metabólica, se logra reducir al aplicar torques adicionales directamente a la articulación del usuario (Panizzolo, y otros, 2016), como resortes en paralelo con la articulación del tobillo y la cadera unidos mediante un amortiguador a la altura de la rodilla (Mooney *et al.*, 2014).

Al enfatizar en la articulación de tobillo, existen dispositivos que aumentan el impulso de despegue del tobillo mediante elementos pasivos de almacenamiento de energía, como resortes, para asistir la fase de contacto inicial hasta la máxima flexión plantar de la marcha, disminuyendo el trabajo realizado por el sistema locomotor (Bregman *et al.*, 2012) (van der Wilk, y otros, 2018). Por ello, los exoesqueletos pasivos de tobillo son motivo de continuo desarrollo para la comunidad científica, tomando como requerimiento de diseño la ergonomía y robustez del diseño (Schiele & van der Helm, 2006).

Figura 12

Exoesqueleto suave conformado por una unidad de actuadores, cables Bowden, estructura textil y giroscopios. Desarrollado por Quinlivan et al. (2015).



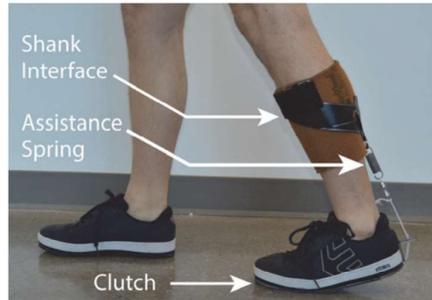
Figura 13

Exoesqueleto de Aquiles: compuesto por una mochila de alimentación y dos botas con actuadores activos y pasivos. Desarrollado por van Dijk et al. (2015).



Figura 14

Exoesqueleto pasivo de tobillo que consta de un embrague, un resorte de asistencia, y una interfaz de soporte. Desarrollado por Yandell et al. (2018).



1.2.4. Embrague

Un embrague es un elemento mecánico que forma parte de un sistema de transmisión de movimiento que, en ingeniería automotriz, es el elemento que permite que el par motor se aplique a las ruedas del automóvil cuando el conductor desee (Alzallú, 2016). Sin embargo, al enfocarlo en exoesqueletos pasivos, estos elementos pueden mejorar el rendimiento al reducir la cantidad de energía utilizada si se acopla en sistemas de resortes o actuadores con potencial almacenamiento de energía (Chamorro, 2023).

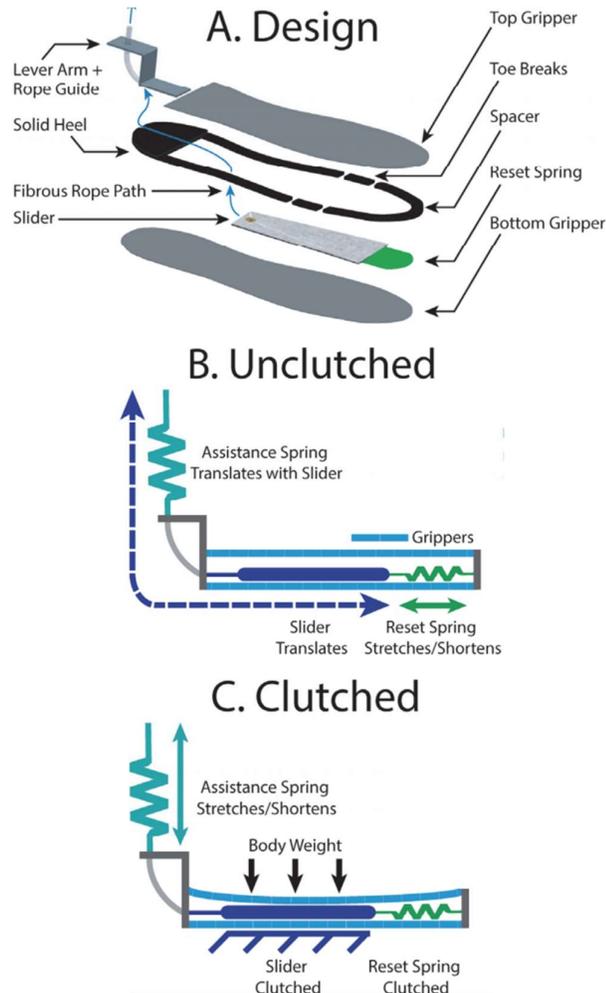
Consecuentemente, el embrague ideal para un exoesqueleto pasivo de tobillo es un embrague de fricción (Chamorro, 2023), véase figura 15, ya que su estructura debe entrar en contacto con una superficie para generar la fricción que acopla y desacopla su función, generando torque mediante la fuerza normal generada al presionar ambas superficies, estas deben ser planas y perpendiculares al eje de giro (Norton, 2011) (Agudelo, 1992).

Tomando en cuenta esto, el embrague de fricción puede adaptarse a la parte inferior del pie para realizar una asistencia pasiva al tobillo durante la marcha

mediante un resorte acoplado como actuador (Cao W., 2021); al aplicar y remover una carga axial a la superficie del elemento activo del embrague, se activaría y desactivaría el mecanismo de actuación, dotando así de energía al mecanismo de asistencia pasivo (Nickel *et al.*, 2012).

Figura 15

Embrague propuesto por Yandell et al. (2018). A: Vista explosionada del diseño, B: Funcionamiento del embrague desacoplado. C: Funcionamiento del embrague acoplado.



1.2.5. Resortes mecánicos

Todas las piezas elaboradas con materiales elásticos tienen la característica de “resorte”, es decir, tienen la capacidad de almacenar energía potencial, y expulsar una fuerza específica, durante una deflexión significativa (Norton, 2011).

Una pieza fabricada en acero, si tiene las características geométricas de una espira, puede poseer la capacidad de almacenamiento y liberación de energía, lo

que permite una aplicación controlada de fuerza o par de torsión (Budynas & Nisbett, 2008). Tales características obligaron a las industrias metalúrgicas a adoptar una producción en masa de estos componentes, lo que reduciría significativamente el costo final de dichos componentes mecánicos (López, 2018).

La clasificación de los resortes, según su configuración, se puede encontrar en la figura 10-2 de Norton, 2011.

1.2.5.1. Coeficiente de rigidez de un resorte helicoidal

Los resortes poseen características que determinan las propiedades mecánicas que tendrán. Dichas características esenciales son (Norton, 2011):

- Espiras activas
- Diámetro del alambre
- Diámetro medio del resorte
- Propiedades mecánicas del material del alambre

Usando estas características, se puede predecir el comportamiento de un resorte de forma analítica; en especial, se puede calcular el coeficiente de rigidez.

El coeficiente de rigidez de un resorte determina la fuerza necesaria para estirarlo una distancia predeterminada; sus unidades son el newton sobre metro [N/m]. En la ecuación 1 se expresa el coeficiente de rigidez de forma matemática y en la ecuación 2 se expresa el diámetro medio (Budynas & Nisbett, 2008).

Ecuación 1

Cálculo del módulo de rigidez de un resorte.

$$k = \frac{d^4 G}{8D^3 N}$$

Donde:

- k : módulo de rigidez del resorte [N/mm]
- d : diámetro de alambre [mm]
- G : módulo de rigidez del material [MPa]
- N : número de espiras [adimensional]

- D : diámetro medio del resorte [mm], que se calcula mediante la ecuación 2.

Ecuación 2

Cálculo de diámetro medio de un resorte.

$$D = \text{diámetro exterior del resorte} - \text{diámetro de alambre}$$

1.2.5.2. Índice de resorte

El índice de resorte es la razón entre su diámetro medio y el diámetro de alambre. Indica la factibilidad de mecanizado del resorte con las características de diseño. Su rango preferido se encuentra entre 4 y 12; con un índice menor a 4 el resorte será difícil de fabricar, mientras que si es mayor a 12 el resorte será propenso al pandeo (Norton, 2011).

La ecuación 3 expresa matemáticamente dicho índice.

Ecuación 3

Cálculo de índice de resorte.

$$C = \frac{D}{d}$$

Donde:

- C : índice de resorte [adimensional]
- d : diámetro del alambre [mm]
- D : diámetro medio del resorte [mm]

1.2.5.3. Resortes helicoidales de extensión

Este tipo de resortes soportan carga de tracción y almacenan energía potencial luego de superar la tensión inicial con la que se enrollan (Budynas & Nisbett, 2008).

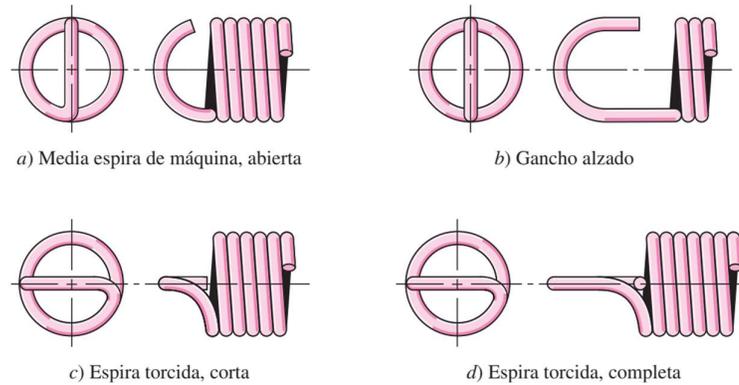
El detalle notorio de estos resortes es la necesidad de poner ganchos en los extremos del cuerpo para permitir la transferencia de fuerza. Por ello, existen cuatro tipos de ganchos para los resortes de extensión (Budynas & Nisbett, 2008):

- Media espira de máquina, abierta
- Gancho alzado
- Espira torcida, corta
- Espira torcida, completa

En la figura 16, se visualizan los tipos de espiras.

Figura 16

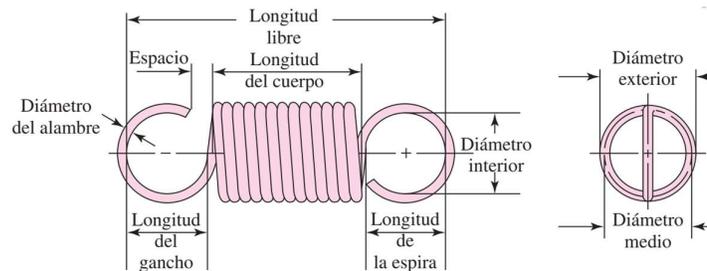
Tipos de extremos en resortes de extensión (Budynas & Nisbett, 2008).



Además del método de transmisión de fuerza, los resortes de extensión poseen la geometría expuesta en la figura 17.

Figura 17

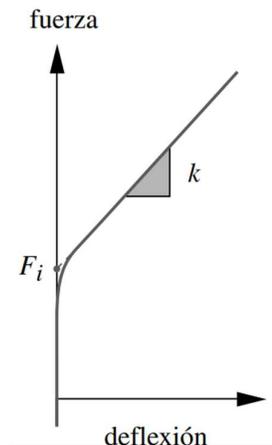
Geometría de un resorte de extensión (Budynas & Nisbett, 2008).



Por otro lado, en la figura 18 se observa el comportamiento de un resorte de extensión. Siendo una curva fuerza-deflexión, se tiene una respuesta exponencial hasta superar la tensión inicial (F_i), pasando a una respuesta lineal constante, donde se puede calcular a la constante de rigidez (k) como la pendiente de dicha respuesta lineal (Norton, 2011).

Figura 18

Curva fuerza-deflexión de un resorte helicoidal de extensión (Norton, 2011).



1.2.6. Sistema de asistencia

El sistema de asistencia es el mecanismo encargado de reducir la tasa metabólica en la marcha (Yandell *et al.*, 2018). Para ello, los resortes rígidos presentan beneficios en la asistencia del movimiento dorsiflexor y plantarflexor del tobillo (Bregman, 2012), ya que pueden controlar su movimiento en la marcha debido a la similitud que presenta con un resorte lineal de torsión (Alam *et al.*, 2014). De esta manera, el resorte puede asistir pasivamente en la marcha a personas que padecen de desórdenes neuromusculares (Faustini *et al.*, 2008), reduciendo la energía necesaria en la marcha y aumentando su velocidad, sin inducir cinemática perjudicial en la rodilla y la cadera (Bregman *et al.*, 2012).

En adición, este sistema usa la energía mecánica almacenada en el resorte para introducir torque adicional en la fase de balanceo de la marcha, reforzando la función de los músculos gemelos y el talón de Aquiles (Yandell *et al.*, 2018) (Collins *et al.*, 2015) gracias al comportamiento similar a un resorte de este último; almacenamiento y liberación de energía de tensión elástica en el inicio de la fase de apoyo hasta la fase de despegue, distribuyendo la energía restante en el movimiento plantar-flexor del tobillo y en desplazar hacia adelante el cuerpo (Fukunaga *et al.*, 2001). En la figura 19 se detalla la función del sistema de asistencia durante las fases de la marcha.

Figura 19

Sistema de asistencia embragado y desembragado según la fase de la marcha. Modificado de (Yandell et al., 2018)

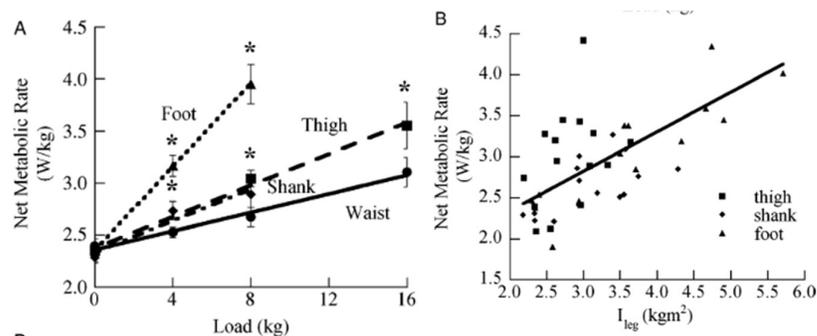


1.2.7. Interfaz de la pierna

La interfaz de la pierna provee soporte para el sistema de asistencia y elimina la necesidad de una articulación de tobillo artificial al acoplarse con el resorte de asistencia, funcionando como un tendón de Aquiles artificial (Yandell *et al.*, 2018). Además, la interfaz anclada a los músculos gemelos debe ser ligera y en forma de prenda, manteniendo la ergonomía y la estética del usuario (Yandell *et al.*, 2018) (Schiele & van der Helm, 2006), pues la tasa metabólica de la marcha aumenta dramáticamente al agregar masa en la sección de la pierna, que, según Browning *et al.* (2007), aumenta un 8% al agregar 2,8 kg en la sección proximal de la pierna, véase la figura 20.

Figura 20

Incremento de la tasa metabólica al agregar masa en diferentes partes del cuerpo. A: Tasa metabólica [$W \cdot kg^{-1}$] vs carga [kg]. B: Tasa metabólica [$W \cdot kg^{-1}$] vs momento de inercia de la pierna [$kg \cdot m^2$]. Browning et al. (2007).



Según el trabajo elaborado por Yandell *et al.* (2018), su interfaz se compone de materiales frecuentemente usados en el área de estudio de prótesis; se compone de un gel elastómero termoplástico, amigable con la piel, y un

plástico semirrígido para la parte externa. En conjunto, estos elementos fijan la interfaz a la pierna evitando deslizamientos y dotando de un punto dijo de apoyo para el sistema de asistencia. La figura 21 ilustra la sujeción de la interfaz de la pierna.

Figura 21

Interfaz de la pierna del exoesqueleto pasivo de asistencia para el tobillo desarrollado por Yandell et al. (2018).



1.2.8. Prueba de marcha de seis minutos (PM6M)

La prueba de marcha de seis minutos funciona como herramienta válida para medir la capacidad de ejercicio, respuesta a rehabilitaciones y pronóstico para enfermedades respiratorias crónicas. Por ejemplo, una distancia recorrida inferior a 350 metros en 6 minutos se asocia con una posible enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), una insuficiencia cardiaca o hipertensión arterial pulmonar (González & Rodríguez, 2016).

Por otro lado, la PM6M permite documentar una distancia recorrida en una determinada cantidad de tiempo que, en este caso, son seis minutos de caminata a la mayor velocidad posible para el usuario. Mediante este dato, se puede estimar la cantidad máxima de oxígeno que el organismo puede transportar al realizar una actividad específica en una cierta cantidad de tiempo (VO₂ máx) (Vásquez *et al.*, 2018).

Para el cálculo del VO₂ máx, se utiliza la ecuación 4 (Huerta *et al.*, 2017).

Ecuación 4

Ecuación para calcular el VO₂ máx.

$$VO_2 \text{ máx} = 41,946 + 0,022 * (t \rightarrow 6min) - 0,875 * IMC + 2,107 * sexo$$

Donde:

- $VO_2 \text{ máx}$: Es la cantidad máxima de oxígeno $\left[\frac{ml}{kg \cdot min}\right]$
- $t \rightarrow 6min$: Es la distancia recorrida por el usuario en un lapso de seis minutos $[m]$
- IMC : Es el índice de masa corporal del usuario $\left[\frac{kg}{m^2}\right]$. Calculado como el peso del usuario, en kilogramos, dividido para su altura elevada al cuadrado, en metros.
- $sexo$: Es el sexo del usuario, que será 1 si es hombre y 0 si es mujer.

Considerando las indicaciones para realizar el test (Gochicoa Rangel, y otros, 2015), se utilizaron únicamente los materiales necesarios para estimar la distancia recorrida y llevar el registro de los signos vitales.

1.2.8.1. Equipos y materiales

- Hoja de recolección de datos, para documentar los resultados.
- Cronómetro, para llevar control de la prueba.
- Tensiómetro, para medir la presión arterial.
- Oxímetro, para medir la saturación de oxígeno ($\%SpO_2$) y la frecuencia cardíaca (latidos por minuto o BPM).
- Silla o elemento para que el sujeto de prueba se sienta durante la fase de reposo.

1.2.8.2. Espacio de trabajo

- Superficie plana, lo suficientemente amplia para moverse libremente.
- Exclusividad de tránsito limitada únicamente al sujeto de estudio.
- La distancia debe ser de 30 metros de extremo a extremo.
- Debe existir señalización en cada extremo, de tal forma que indique el inicio y el final de la distancia de 30 metros.
- Deben realizarse marcas visibles cada 3 metros para mejorar la medición de la distancia.
- Se debe colocar indicadores, por ejemplo, conos, ubicados entre sí a 29 metros de distancia, dejando un espacio de 0,5 metros para que el sujeto de prueba inicie cambio de dirección.

1.2.8.3. Preparación del sujeto de prueba

- Ropa cómoda y ligera.
- Zapatos cómodos, en este caso el exoesqueleto desarrollado y zapatos deportivos para tener un patrón de comparación.
- Haber ingerido alimentos ligeros.
- No suspender medicamentos.
- No haber realizado ejercicio demandante por lo menos 2 horas antes de la prueba.
- Identificar si el sujeto de prueba necesita suplemento de oxígeno.

1.2.8.4. Procedimiento antes de la prueba

- Tomar datos del sujeto de prueba (peso, estatura y edad).
- Solicitar al sujeto de prueba que se mantenga en posición sedente, por lo menos 15 minutos antes de realizar el test, para medir la presión arterial, la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca.
- Establecer el cronómetro en cuenta regresiva para 6 minutos.
- Leer las instrucciones para el sujeto de prueba textualmente: “El objetivo de esta prueba es caminar de un cono a otro, girando por detrás, tantas veces como le sea posible a la mayor velocidad durante 6 minutos exactos. Al final de cada vuelta, tomaré registro de sus signos vitales lo más rápido posible para llevar registro. Recuerde que es una caminata a su velocidad máxima posible, sin correr ni trotar; sin embargo, puede descansar si es necesario, pero deberá retomar la marcha lo más rápido posible. Cuando el lapso de tiempo se termine, usted deberá detenerse inmediatamente. ¿Tiene alguna duda?”

1.2.8.5. Procedimiento durante la prueba

- Colocar al sujeto de prueba en la señalización de inicio.
- Iniciar el cronómetro inmediatamente cuando la caminata empiece.
- Observar atentamente al sujeto de prueba.
- Evitar caminar con el sujeto de prueba o atrás de él.
- Registrar SpO₂ y BPM luego de cada vuelta.
- Recitar frases de estimulación en tono de voz uniforme:
 - Al lapso de 1 minuto: “Va muy bien, le quedan 5 minutos”
 - Al lapso de 2 minutos: “Va muy bien, le quedan 4 minutos”
 - Al lapso de 3 minutos: “Va muy bien, le quedan 3 minutos”

- Al lapso de 4 minutos: “Va muy bien, le quedan 2 minutos”
- Al lapso de 5 minutos: “Va muy bien, le queda 1 minuto más”
- Al lapso de 6 minutos: “Deténgase donde está”
- Si el sujeto de prueba se detiene antes de finalizar el tiempo se debe estimular a que se reincorpore en la caminata.
- Se debe llevar control de los signos vitales normales y sin riesgos, en caso de existir anormalidades se debe suspender inmediatamente la prueba.

1.2.8.6. Procedimiento al finalizar la prueba

- Al finalizar los seis minutos, se debe acercar la silla para que el sujeto de prueba se siente; seguidamente se tomarán saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca y presión arterial.
- Marcar el punto donde se detuvo el paciente.
- Registrar el número de vueltas realizadas.
- Calcular la distancia total caminada.
- Anotar la cantidad de metros recorridos.
- Felicitar al sujeto de prueba por el esfuerzo realizado
- Solicitar al sujeto de prueba que se coloque en posición sedente durante 30 minutos y después repetir la prueba con la misma metodología. En este caso, se deben realizar dos pruebas: una con exoesqueleto y una sin exoesqueleto.
- Resumir los resultados en un reporte.

1.2.9. Investigación experimental

Es frecuente realizar experimentos e investigaciones para abordar problemas y verificar ideas; esto implica modificar materiales, métodos o condiciones de operación, y probar diferentes variables para encontrar el mejor resultado. La investigación experimental implica definir las pruebas y su método de realización, analizar los datos estadísticamente para obtener evidencia objetiva, y utilizar esta información para resolver incertidumbres en un proceso, resolver problemas o lograr mejoras. Algunos problemas típicos que pueden resolverse a través del diseño y análisis de experimentos incluyen (Pulido *et al.*, 2012):

- Selección del mejor material
- Empleo de diferentes instrumentos de metrología
- Requisitos y limitaciones del producto final

- Condiciones de operación del producto final
- Aumentar la eficiencia del diseño
- Aumentar la robustez del diseño
- Focos de mejora para el diseño

Al mejorar un proceso, existen dos enfoques principales para obtener información útil: la observación o monitoreo a través de herramientas estadísticas, que provee de datos para mejorar el proceso; esto se conoce como estrategia pasiva. Por otro lado, experimentar implica realizar cambios estratégicos y deliberados en el proceso para provocar dichos datos. Analizar los resultados del experimento permite determinar las pautas a seguir, que a menudo resultan en mejoras sustanciales del proceso. En este sentido, experimentar es preferible a esperar que el proceso indique por sí solo cómo mejorarlo (Pulido *et al.*, 2012).

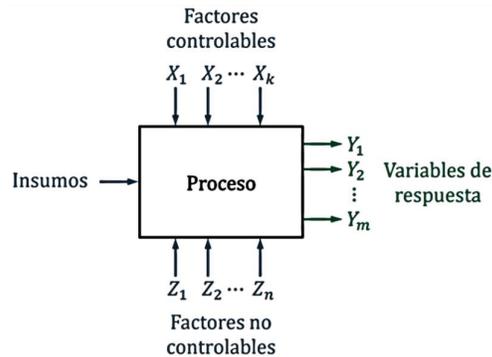
1.2.9.1. Definiciones básicas en la experimentación

- **Experimento**

Es un proceso de investigación en el que se manipulan variables independientes para observar y cuantificar los resultados en una variable dependiente, con el objetivo de obtener información y comprender las relaciones entre las variables. Un experimento bien diseñado es un enfoque sistemático y controlado para estudiar causalidad y efectos en un sistema. Véase figura 22 (Pulido *et al.*, 2012).

Figura 22

Representación gráfica de un proceso experimental. Propuesto por Pulido et al. (2012).



- **Unidad experimental**

Es un grupo de individuos, objetos o eventos que comparten características similares y son sometidos al mismo proceso experimental. El propósito de una unidad experimental es garantizar que las variables independientes sean controladas y que las variables dependientes sean cuantificables y comparables (Pulido *et al.*, 2012).

- **Factores**

Son variables independientes que se someten a un experimento para estudiar su efecto sobre una variable dependiente. Los factores pueden ser de diferentes tipos, como cuantitativos o cualitativos (Pulido *et al.*, 2012).

- **Factores controlables**

Son variables independientes que se manipulan en un experimento de tal manera que su efecto sobre una variable dependiente sea controlable. Los factores controlables son esenciales para garantizar que los resultados del experimento sean confiables y reproducibles (Pulido *et al.*, 2012).

- **Factores no controlables**

Son variables independientes que no se pueden manipular en un experimento. Los factores no controlables pueden introducir variabilidad y ruido en los resultados del experimento, lo que dificulta la interpretación de

los efectos en los factores controlables y genera incertidumbre (Pulido *et al.*, 2012).

- **VARIABLES DE RESPUESTA**

Son variables dependientes que se estudian posterior a un proceso experimental para documentar su efecto ante los cambios sometidos en las variables independientes del experimento. Las variables de respuesta son, de igual manera, cuantitativas o cualitativas (Pulido *et al.*, 2012).

- **NIVELES DE TRATAMIENTOS**

Son un conjunto de condiciones o valores de una variable independiente que se aplican en un experimento para estudiar su efecto sobre una variable dependiente. La combinación de diferentes niveles de los factores involucrados en el proceso experimental se denominan tratamiento o punto de diseño (Pulido *et al.*, 2012).

1.2.9.2. Etapas de la investigación experimental

I. Planificación y ejecución

- Identificar el problema.
- Definir las variables de respuesta confiables.
- Establecer los factores que se someterán al proceso experimental.
- Seleccionar los niveles de tratamiento.
- Establecer un diseño experimental que cumpla los requerimientos de las variables de respuesta.
- Planificar el proceso experimental.
- Ejecutar el proceso experimental.

II. Análisis

Periodo en el que se recopilan y analizan los resultados del proceso experimental, con el objetivo de identificar las relaciones entre las variables dependientes e independientes. Mediante esto, se puede ejecutar cambios en las variables de respuesta convenientes para obtener el resultado deseado del proceso experimental mediante métodos estadísticos inferenciales.

III. Interpretación

Es la fase de evaluación de resultados y extracción de conclusiones de la relación entre las variables dependientes e independientes, se selecciona el mejor tratamiento con base en pruebas estadísticas.

IV. Control y conclusiones

Es la fase donde se evalúan los resultados, se identifican las áreas de mejora y se toman decisiones sobre cómo modificar el proceso experimental para lograr las variables de salida deseadas empleando métodos para documentar dichas mejoras y heredarlas a futuras investigaciones (Pulido *et al.*, 2012).

CAPÍTULO II

2. MARCO METODOLÓGICO

2.1. Modelo de investigación

El presente trabajo de grado se basa en un paradigma de investigación aplicada, debido a que da solución a un problema planteado (Nieto, 2018), mediante la construcción de un exoesqueleto pasivo de tobillo para asistencia en la marcha. Esto requiere una comprensión profunda de los aspectos teóricos y los estudios previos relacionados con el tema, respaldados por una investigación documental exhaustiva. Lo que conlleva a emplear el tipo de investigación documental, puesto que se recopila información de libros, *journals*, *papers*, entre otros (Reyes-Ruiz & Alvarado, 2020). Además, la toma de datos del paciente en cuestión, y el uso de técnicas fisioterapéuticas para validar el dispositivo, dotan de carácter investigativo de campo al presente trabajo (Galeas & Calderón, 2017).

Al formular la solución, se recurre a los métodos asociados con la investigación descriptiva, detallando cada uno de los componentes que constituyen el modelo propuesto (Álvarez-Risco, 2020). Finalmente, se aplican los principios de la investigación experimental en la planificación y las estrategias dentro del ámbito de la ingeniería, en relación con el objetivo principal del estudio (Ortega, 2017).

2.2. Diseño de investigación

A continuación, se definen las fases necesarias para la construcción del exoesqueleto pasivo de tobillo para asistencia en la marcha, con el fin de cumplir con los objetivos planteados y llevar un registro didáctico del desarrollo del dispositivo.

Fase 1: Adquisición de la información

En esta etapa, se realiza un análisis detallado de la marcha humana, abordando sus ciclos y terminología. Tras la culminación de este análisis, se ejecutará una revisión del estado del arte sobre el desarrollo de exoesqueletos para el tobillo.

Actividad 1: Investigación de la marcha humana.

Actividad 2: Investigación sobre el estado del arte del desarrollo de exoesqueletos para la articulación del tobillo.

Fase 2: Diseño estructural y mecánico del prototipo

En esta etapa, se diseñará el prototipo a partir de la literatura estudiada anteriormente.

Actividad 1: Definir los requisitos de diseño.

Listado de los requisitos de diseño basándose en investigación académica previa.

Actividad 2: Definición de las funciones y partes que componen la interfaz de la pierna.

Documentación de las funciones que cumplirá la interfaz de la pierna y las partes necesarias para que las cumpla.

Actividad 3: Definición de las funciones y partes que componen el sistema de asistencia.

Documentación de las funciones que cumplirá el sistema de asistencia y las partes necesarias para que las cumpla.

Actividad 4: Identificación de materiales.

Se recopilarán los materiales que cumplan los requisitos mínimos de diseño.

Actividad 5: Estudio de alternativas de materiales.

Generación de múltiples alternativas de materiales que cumplan los requerimientos mínimos.

Actividad 6: Selección de los materiales óptimos.

Comparación de las alternativas generadas y selección de los materiales óptimos que cumpla las especificaciones de diseño y los objetivos planteados.

Para culminar la etapa se seleccionarán los componentes óptimos según las necesidades de diseño y los objetivos establecidos.

Fase 3: Construcción del prototipo

En esta fase se realizarán las actividades que transformarán el concepto de diseño al prototipo funcional.

Actividad 7: Construcción del prototipo según el diseño.

Se construirá el prototipo según el diseño seleccionado en la fase anterior.

Actividad 8: Corrección del prototipo.

Se corregirá el diseño para satisfacer las necesidades de diseño, objetivos y robustez del prototipo.

Fase 4: Implementación del prototipo

Actividad 9: Sometimiento a pruebas para validar el prototipo.

Se ejecutarán las debidas pruebas para validar el dispositivo planteado.

Actividad 10: Documentación de resultados.

Se documentarán los resultados de las pruebas mediante herramientas digitales y gráficas.

CAPÍTULO III

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el subsiguiente capítulo, se establecen las restricciones, atributos deseables, y posibles soluciones para un exoesqueleto pasivo de tobillo para asistencia en la marcha. Esto es seguido por la selección del diseño más apropiado en concordancia con las especificaciones de diseño. Posteriormente, se detallan los componentes del sistema diseñado y se examinan los materiales disponibles en Ecuador para la construcción del exoesqueleto pasivo de tobillo. Finalmente, se expone el diseño del sistema de embrague que satisface los requerimientos del dispositivo.

3.1. Especificaciones del sistema a diseñar

Las limitaciones de diseño deben definirse claramente para ejecutar la fase de diseño correctamente. Por lo tanto, se enlistan las siguientes limitaciones:

- Bajo perfil: El dispositivo no debe llamar atención indeseada sobre el usuario. Aquí se incluyen los parámetros de estética y ruido emitido por el dispositivo.
- Pasivo: El dispositivo debe brindar asistencia mediante un actuador pasivo, lo que se traduce en la inexistencia de elementos electrónicos.
- Ergonómico: El dispositivo debe ser cómodo e inofensivo para la salud del usuario al entrar en funcionamiento.
- Robusto: El dispositivo debe poseer robustez en su diseño para garantizar la asistencia en condiciones normales funcionamiento.
- Ligero: El dispositivo debe ser relativamente ligero para garantizar la salud del usuario y una asistencia eficiente según la propuesta.
- Disponibilidad de materiales: Los materiales deben encontrarse fácilmente en el mercado nacional ecuatoriano.
- Económico: El dispositivo debe ser accesible y de relativo bajo costo.

3.2. Concepto del exoesqueleto

Según la investigación académica ejecutada en el capítulo 1, existen diversos modelos de exoesqueletos de asistencia en la articulación del tobillo. Sin embargo, el exoesqueleto propuesto por Yandell *et al.* (2018), cumple las limitaciones de diseño planteadas anteriormente. Además, el embrague para un

exoesqueleto pasivo de tobillo desarrollado por Chamorro, (2023) se adopta a dichas limitaciones. Por lo tanto, a partir de los dispositivos descritos se ejecuta el proceso de diseño para el exoesqueleto pasivo de tobillo para asistencia en la marcha.

El exoesqueleto se compone de tres módulos: embrague de bajo perfil, sistema pasivo de asistencia e interfaz de soporte; véase la figura 23. El embrague de bajo perfil permite la dorsiflexión y flexión plantar del pie, además de acoplar y desacoplar el sistema de asistencia a la marcha. Seguidamente, el sistema pasivo de asistencia impulsa a la pierna en la fase de despegue del pie mediante almacenamiento de energía en un resorte unido por una cuerda al embrague. Por último, la interfaz de soporte es el pivote del resorte, va fijo por encima del músculo gastrocnemio en su zona medial.

Figura 23

Concepto del exoesqueleto pasivo de tobillo propuesto ilustrando sus tres módulos. Modificado de Yandell et al. (2018).



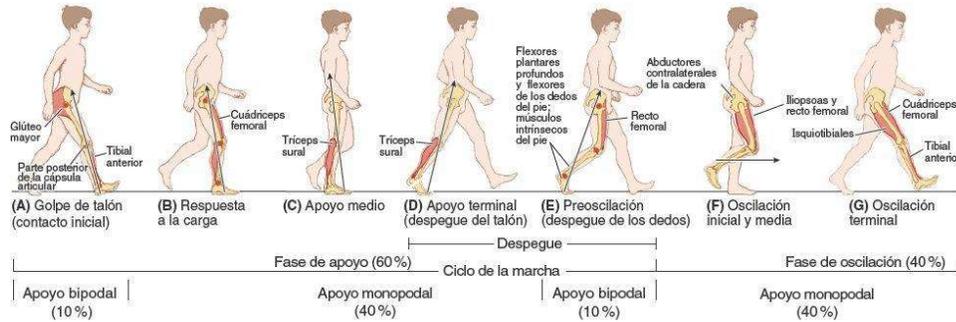
3.3. Concepto del embrague de bajo perfil

El diseño del embrague del exoesqueleto de tobillo se rige por el principio de operación del exoesqueleto, el cual está diseñado para proporcionar asistencia a la musculatura biológica de la pantorrilla durante la fase de despegue de los dedos mediante la flexión plantar del pie. Por ello, para permitir la flexión dorsal del pie durante la fase de balanceo, el embrague debe estar desacoplado, y acoplarse durante la fase de apoyo para que el resorte de asistencia funcione correctamente. Este análisis es fundamental para diseñar adecuadamente el embrague, ya que proporciona una guía clara sobre cómo debe operar en las diferentes etapas del ciclo de marcha, ilustrado en la figura 24. La comprensión de estos principios y

su implementación adecuada en el diseño del embrague contribuye a mejorar el rendimiento y la funcionalidad del exoesqueleto de tobillo, permitiendo una asistencia efectiva y segura durante la marcha.

Figura 24

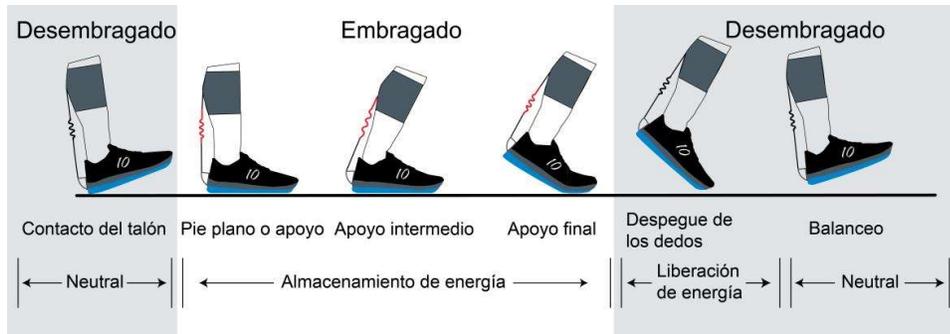
Músculos que trabajan durante las fases de la marcha (Enfermeria.top, 2021)



Tomando esto en cuenta, se adoptó el análisis propuesto por *Yandell et al. (2018)*, descrito en la figura 25.

Figura 25

Fases de funcionamiento del exoesqueleto sobre el ciclo de la marcha. Yandell et al. (2018).



Por lo tanto, el embrague de bajo perfil para el exoesqueleto debe integrarse estratégicamente debajo de la suela del calzado, además de mantener el requisito de bajo perfil del dispositivo. Se ha buscado un equilibrio entre la funcionalidad del embrague y su aspecto estético, asegurando una experiencia agradable y cómoda al recibir la asistencia del exoesqueleto.

El prototipo del embrague se divide en varias partes fundamentales para su correcto funcionamiento. Estas partes se pueden clasificar por su funcionalidad y por su estructura.

Por funcionalidad, las partes del embrague son:

- El deslizador, que acopla y desacopla el embrague mediante fricción.
- El resorte de reinicio, que coloca al deslizador en su posición inicial.
- La cuerda de sujeción al sistema de asistencia, que transmite la fuerza del resorte de asistencia al embrague.
- Brazo de palanca, que brinda guía para la cuerda y torque para el exoesqueleto.
- Recubrimiento de la cuerda, que brinda protección contra el desgaste por fricción debido al recorrido cíclico de la cuerda al estirar y soltar el resorte de asistencia.

Por estructura, las partes del embrague son:

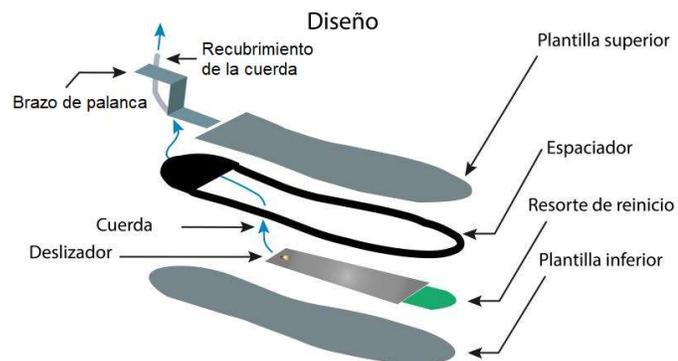
- Las plantillas superior e inferior, que generan fricción en el deslizador.
- El espaciador, que permite que el deslizador se mueva libremente cuando está desacoplado.

Cada una de las partes descritas cumple una función específica y necesaria para que el embrague ejecute su función correctamente. Además, es imperativo que se diseñe y construya con materiales de la mayor calidad posible manteniendo en equilibrio las especificaciones de un diseño económico, robusto y de disponibilidad de materiales del mercado ecuatoriano.

A continuación, se presenta en la figura 26 el diseño propuesto por *Yandell et al. (2018)*, donde se puede apreciar visualmente la posición de todos los componentes del embrague.

Figura 26

Diseño del embrague. Modificado de Yandell et al. (2018).



3.4. Concepto del sistema de asistencia

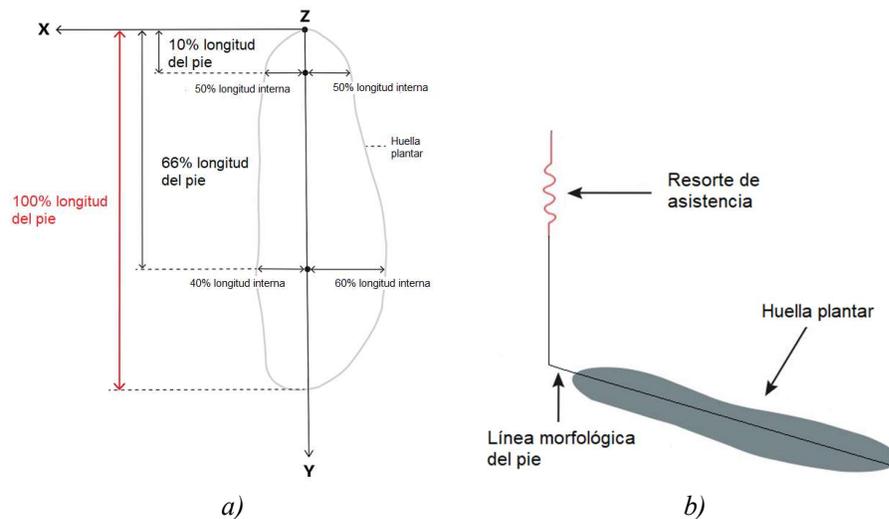
El diseño del sistema de asistencia se rige por el requisito de diseño pasivo, es decir, que conste únicamente de actuadores mecánicos. Siguiendo el concepto del embrague, un resorte de tensión cumple la característica de almacenamiento y liberación de energía según se requiera en las fases de la marcha. Por lo tanto, se requiere que el resorte de asistencia almacene energía al tensionarse en la fase de pie plano, apoyo intermedio y apoyo final, y libere la energía almacenada al pasar a la fase de despegue de los dedos. De esa manera se asiste a la flexión plantar del usuario durante la marcha.

La ubicación del resorte en el exoesqueleto se determina mediante la morfología del usuario. Su línea de acción debe ser colineal al eje morfológico del pie del usuario, para eliminar torques que afecten negativamente a la marcha, y su gancho superior debe hallarse aproximadamente en el punto de inserción del tendón de Aquiles, para dotar de un pivote al resorte y aumentar su rango máximo de estiramiento, véase figura 27. De igual forma, el resorte debe comprender un diámetro máximo para que no roce ni tope la piel del usuario.

Estas especificaciones causarían en el sistema de asistencia estabilidad y eficiencia, asegurando un funcionamiento adecuado en el exoesqueleto y dando ergonomía al usuario.

Figura 27

Línea morfológica del pie: a) Ubicación del eje (z) morfológico del pie Jurca et al. (2019); b) Ubicación resorte de asistencia según la morfología del usuario.



3.5. Concepto de la interfaz de soporte

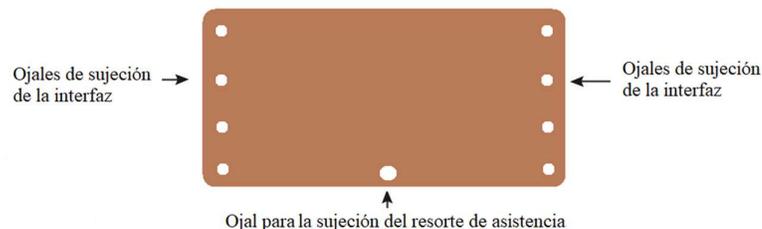
El diseño de la interfaz de soporte se rige por los requisitos de ergonomía y bajo peso, además de dar robustez al diseño. La interfaz es el punto fijo del exoesqueleto que permite a sus demás componentes funcionar correctamente. Además, debe evitar la sudoración del usuario al usar el exoesqueleto durante la marcha. Por ello, se debe escoger un material biocompatible y poroso que tenga una resistencia a la fluencia suficiente para que no se deforme al soportar la carga ejercida por el resorte de asistencia en su punto máximo de elongación, de tal manera que se mantenga fijo en la pantorrilla durante todas las fases de la marcha. Por lo tanto, para el diseño del soporte se considera que la arista inferior del soporte debe ubicarse aproximadamente en el punto de inserción del tendón de Aquiles y su arista superior debe ubicarse en el extremo proximal del tríceps sural, de tal forma de minimizar el potencial deslizamiento debido a la fuerza ejercida por el resorte.

Por otro lado, el soporte debe ajustarse a diferentes diámetros de pantorrilla según el percentil utilizado para la elaboración del embrague (Aliva-Chaurand *et al.*, 2007), que deben ajustarse en simetría con la morfología y sin causar ningún daño a la piel. Por ello, el diseño debe contener una abertura que permita colocar y sacar el soporte de forma fácil, además de que se pueda ajustar en varios puntos de dicha abertura.

Por último, el cuerpo del soporte debe contener un punto de apoyo para el resorte de asistencia, de forma que funcione como un pivote fijo. Para ello, el agujero debe estar alineado con la línea de acción del resorte de asistencia que, a su vez, se alinea con el eje morfológico del pie y el punto de inserción del tendón de Aquiles, véase la figura 23 y 28.

Figura 28

Boceto del diseño de la interfaz de soporte.



3.6. Selección de materiales

En la presente sección se describe el proceso de selección de materiales que se usaron para la construcción del exoesqueleto. El rango de materiales se limita a los hallados en el mercado ecuatoriano, filtrándose a través las especificaciones de diseño.

3.6.1. Requisitos de los materiales

Debido a que el exoesqueleto debe asistir al usuario y evitar efectos adversos durante su uso, el peso total del exoesqueleto debe ser mínimo y debe equilibrarse con durabilidad, resistencia y funcionalidad. Para ello, se identificaron las características esenciales que deben contener cada módulo del exoesqueleto:

Para el embrague (Chamorro, 2023), se identificaron las siguientes características esenciales:

- Alta resistencia a la compresión
- Alta rugosidad
- Alta durabilidad
- Bajo peso
- Bajo precio
- Alta elasticidad

Para el sistema de asistencia, se identificaron las siguientes características:

- Resistencia a la tracción
- Rigidez
- Resistencia a la corrosión
- Peso mínimo
- Precio mínimo

Para la interfaz de soporte, se identificaron las siguientes características:

- Resistencia a la fluencia
- Proceso de manufactura sencillo
- Maleabilidad durante su construcción
- Biocompatible
- Poroso

- Precio mínimo
- Peso mínimo

El propósito de establecer estas restricciones es garantizar que el material elegido pueda complacer los requisitos de diseño establecidos con anterioridad. Por ello, el diseño del exoesqueleto exige materiales capaces de soportar las fuerzas compresivas y las características de la marcha, además de resistir la tracción ejercida durante el movimiento. Estos mismos materiales deben brindar un punto fijo que actúe como pivote para el correcto funcionamiento del embrague, el sistema de asistencia y la interfaz de soporte.

3.6.1.1. Requisitos de los materiales para el embrague

Según el estudio previo (Chamorro, 2023), en la selección de materiales para el embrague se utiliza un enfoque personalizado en lugar de utilizar una tabla preestablecida; siempre rigiéndose por las características del diseño del exoesqueleto. Por lo tanto, para las plantillas, el espaciador, el deslizador y el resorte de reinicio, se establecen los siguientes materiales:

- Goma o caucho SBR
- Goma EVA
- Caucho natural

Para el brazo de palanca se consideran materiales según su maleabilidad, resistencia a la fluencia, resistencia a la corrosión, precio y disponibilidad en el mercado. Consecuentemente, se contemplan los siguientes materiales:

- Aluminio
- Acero inoxidable
- Acero al carbono
- Acero aleado
- Acero para herramientas
- Acero negro

Se elige el material con mejor balance entre las características mencionadas anteriormente.

Para la cuerda de sujeción al sistema de asistencia se consideran materiales según su resistencia a la fluencia, resistencia a la corrosión, precio y disponibilidad en el mercado. Consecuentemente, se contemplan los siguientes materiales:

- Acero al cromo
- Acero galvanizado
- Nylon
- Algodón
- Polipropileno
- Polietileno

Se elige el material con mejor balance entre las características mencionadas anteriormente.

Para el recubrimiento de la cuerda se consideran materiales según su maleabilidad, resistencia a la corrosión, coeficiente de fricción, precio y disponibilidad en el mercado. Consecuentemente, se contemplan los siguientes materiales:

- Policloruro de vinilo (PVC)
- Polipropileno (PP)
- Polietileno (PET)
- Poliestireno (PS)

Se elige el material con mejor balance entre las características mencionadas anteriormente.

3.6.1.2. Requisitos de los materiales para el sistema de asistencia

Para la posible gama de materiales se selecciona la tabla 10-3 de Budynas & Nisbett (2008), donde se indican los alambres comunes para la elaboración de resortes. Dentro de dicha tabla, se encuentran los siguientes materiales:

- Alambre de piano
- Alambre templado en aceite
- Alambre estirado duro
- Alambre al cromo vanadio

- Alambre al cromo silicio

3.6.1.3. Requisitos de los materiales para la interfaz de soporte

Según las especificaciones de diseño, el exoesqueleto debe dar comodidad y ergonomía al usuario, además de ser económico y de fácil mecanizado. De esta manera, se determinan los materiales que serían adecuados para construir la interfaz de soporte.

- Poliuretano termoplástico (TPU)
- Ácido poliláctico (PLA)
- Cuero

Para seleccionar el material adecuado se realizó un análisis por ponderación de factores en la sección 3.6.5.

3.6.2. Partes del embrague y sus requisitos

Como se describe en la figura 26, el embrague consta de siete partes diferentes, de las cuales cuatro fueron diseñadas en el trabajo de Chamorro (2023). Dichas partes son: las plantillas superior e inferior, el espaciador, el resorte de reinicio y el deslizador. El presente trabajo prevalece dicho diseño y se acopla a las tres partes restantes.

Al seleccionar el material del brazo de palanca, la cuerda, y el recubrimiento de la cuerda, se debe garantizar la compatibilidad entre los materiales ya establecidos de las demás partes del embrague, además de cumplir su función correctamente.

Cabe recalcar que cada componente necesita su propio análisis según las especificaciones de diseño, compatibilidad con los demás materiales, y funcionalidad dentro del prototipo.

En cuanto al brazo de palanca, se investiga la disponibilidad en el mercado ecuatoriano de los materiales mencionados anteriormente. Se encuentra que algunos de ellos, como el acero al carbono, acero aleado y el acero para herramientas, no se adquieren fácilmente, lo que eleva el precio final del exoesqueleto. Por lo que, los materiales con disponibilidad inmediata en el mercado ecuatoriano es el acero negro, el aluminio y el acero inoxidable, que se pueden encontrar en forma de perfiles arquitectónicos y planchas para producción en masa.

En cuanto a la cuerda, se investiga la disponibilidad en el mercado ecuatoriano de los materiales mencionados anteriormente. Se encuentra que el polietileno no es común en el mercado, lo que elevaría el precio final del exoesqueleto. Por lo tanto, los materiales con disponibilidad inmediata en el mercado ecuatoriano son: el acero galvanizado, acero al cromo, nylon, algodón y el polipropileno.

En cuanto al recubrimiento de la cuerda, se investiga la disponibilidad en el mercado ecuatoriano. Se encontró que el tubo de poliestireno no es común en el mercado, lo que elevaría el precio final del exoesqueleto. Por lo tanto, los materiales con disponibilidad inmediata en el mercado ecuatoriano es tubo de PVC, PP y PET.

Con base en este análisis, se consideran las mejores opciones de materiales para las distintas partes del embrague. La tabla 4 muestra los diferentes módulos del embrague, sus funciones y los requisitos mínimos para su correcto funcionamiento. Esta información se utiliza para plantear alternativas de materiales para cada módulo.

Tabla 4

Módulos del embrague, partes, función y requisitos.

Módulos	Partes	Función	Requisitos
Estructura	Plantilla superior, plantilla inferior.	Aumentar la fuerza de fricción necesaria para impedir el desplazamiento del deslizador.	Alta resistencia al desgaste, baja densidad, alta resistencia a la compresión, alta rugosidad, rigidez.
Espaciador	Espaciador	Crear una cámara donde el deslizador se desplaza libremente.	Alta resistencia a la compresión, rigidez.
Resorte	Resorte de reinicio.	Ayudar a que el deslizador vuelva a su posición original durante la fase de balanceo de la marcha, permitiendo que el deslizador se mueva libremente en el espaciador.	Alta rigidez, alta resistencia a la tracción.
Deslizador	Deslizador.	Evita que la cuerda se mueva en la fase de apoyo de la marcha, permitiendo que el resorte de asistencia almacene energía potencial para ayudar en el despegue de los dedos.	Alta resistencia al desgaste, alta densidad, alta rigidez, alta resistencia a la compresión, alta rugosidad.
Cuerda	Cuerda.	La función de la cuerda es conectar el deslizador con el resorte de reinicio y el resorte de asistencia.	Alta resistencia a la tracción, diámetro mínimo
Recubierta de la cuerda	Tubo	Guiar la cuerda a través del embrague hacia el brazo de palanca, reduciendo al mínimo la fricción al contacto con la cuerda.	Alta maleabilidad, baja fricción, alta resistencia a la corrosión
Brazo de palanca	Brazo de palanca	Guiar y dar torque al exoesqueleto.	Alta maleabilidad, alta resistencia a la fluencia, alta resistencia a la corrosión

3.6.3. Partes del sistema de asistencia y sus requisitos

Como se describe en la figura 27, el sistema de asistencia consta únicamente del actuador mecánico que, como se analizó previamente, es un resorte de extensión.

Al elegir el material del resorte de extensión, es importante tener en cuenta su rendimiento en el exoesqueleto y su comodidad para el usuario. El resorte está ubicado cerca de la piel y los vellos corporales, por lo que es importante que no entre en contacto con el cuerpo del usuario. Además, el resorte es el elemento principal de asistencia durante la marcha, por lo que debe ser lo suficientemente rígido como para soportar el desplazamiento de la cuerda durante la marcha.

Por otro lado, se investiga la disponibilidad en el mercado ecuatoriano de los materiales para el resorte. Se encontró que algunos de ellos, como el alambre estirado duro, el alambre al cromo vanadio y el alambre al cromo silicio, son escasos en el mercado, lo que eleva el precio final del exoesqueleto. Por lo que los materiales con disponibilidad inmediata en el mercado ecuatoriano son: el alambre de piano y el acero templado en aceite, que se pueden encontrar normalmente en talleres fabricantes de resortes y proveedores para producción en masa. La tabla 5 establece las características del sistema de asistencia.

Tabla 5
Características del sistema de asistencia.

Módulos	Partes	Función	Requisitos
Sistema de asistencia	Resorte de asistencia	Asistir al usuario durante la marcha mediante liberación de energía acumulada por tracción en el resorte	Bajo costo Diámetro mínimo

3.6.4. Partes de la interfaz de soporte y sus requisitos

Como se describe en la figura 27, la interfaz de soporte consta únicamente del elemento que funciona como punto fijo. En la figura 28 se realizó un boceto de cómo debería estructurarse dicho elemento.

Su estructura debe ser como la de una faja a la altura del músculo soleo, que consta de puntos de ajuste y un punto central donde se acoplará al resorte de asistencia.

Al elegir el material para la interfaz de soporte, es importante tener en cuenta la flexibilidad para ajustarse a la morfología del usuario y, al mismo tiempo, debe

ser lo suficientemente rígido como para no deformarse con la fuerza aplicada por el resorte de asistencia. También debe priorizarse la comodidad y ergonomía para el usuario durante todas las fases de la marcha.

La arista inferior del soporte, y el punto de enganche del resorte de asistencia deben coincidir aproximadamente con el punto de inserción del tendón de Aquiles al músculo soleo, con el fin de maximizar la eficiencia del exoesqueleto al asistir el tríceps sural del usuario.

Por otro lado, se investiga la disponibilidad en el mercado ecuatoriano de los materiales mencionados anteriormente para el elemento de soporte. Se encuentra que el TPU y el PLA, al ser materiales para manufactura aditiva (impresión 3D), tienen un alto costo que elevaría el precio final del exoesqueleto, por lo que, el material con disponibilidad inmediata en el mercado ecuatoriano y bajo costo de manufactura es el cuero, que se puede personalizar en talleres artesanos. La tabla 6 establece las características de la interfaz de soporte.

Tabla 6
Características de la interfaz de soporte.

Módulos	Partes	Función	Requisitos
Interfaz de soporte	Elemento de soporte	Dotar de un pivote al resorte de asistencia para que el exoesqueleto ejecute la asistencia planificada durante todas las fases de la marcha	Bajo costo Alta flexibilidad

3.6.5. Ponderación de factores

Para seleccionar los materiales del exoesqueleto, se ejecuta el método de ponderación de factores para identificar la mejor alternativa para cada parte del exoesqueleto.

En las tablas de ponderación de factores se establece que P es la ponderación y C es la clasificación; establece una escala de 1 a 5, donde 1 es mínimo y 5 es máximo. La selección se documenta en el anexo A, en las tablas A.1 a A.5.

3.7. Especificaciones del sistema diseñado

El diseño del exoesqueleto pasivo de tobillo de bajo perfil se basó en los resultados de las tablas A.1 a A.5 del anexo A, que detallan el material adecuado para cada

componente del exoesqueleto. Estos resultados se resumen en la tabla 12. La información técnica de los materiales seleccionados se encuentra en los anexos A, B, C, D y E.

Se confirma que las propiedades de los materiales cumplen con todos los requisitos necesarios para el funcionamiento adecuado de cada componente del exoesqueleto. Cabe destacar que se mantendrán los materiales seleccionados en el trabajo de Chamorro (2023) para las plantillas, el espaciador, el resorte de reinicio y el deslizador.

Tabla 7
Materiales óptimos y alternativos para la construcción del exoesqueleto.

Partes	Módulo	Material óptimo	Alternativa del material	Fuente
Plantilla superior	Embrague	Caucho SBR	Goma EVA	(Chamorro, 2023)
Plantilla inferior	Embrague	Caucho SBR	Goma EVA	
Espaciador	Embrague	Goma EVA	Caucho SBR	
Resorte de reinicio	Embrague	Látex de caucho natural	Látex sintético	
Deslizador	Embrague	Goma Eva	Caucho SBR Cinta antideslizante	
Cuerda	Embrague	Acero al cromo	Nylon	Este trabajo
Recubrimiento de la cuerda	Embrague	PVC	PET	
Brazo de palanca	Embrague	Acero inoxidable	Acero negro	
Resorte de asistencia	Sistema de asistencia	Alambre templado en aceite	Alambre de piano	
Elemento de soporte	Interfaz de soporte	Cuero	TPU	

3.8. Construcción del embrague

Se desarrolló el embrague siguiendo la estructura mostrada en la figura 23.

Las dimensiones de las plantillas y el espaciador dependen directamente del tamaño del zapato del usuario. En este caso, se trata de un zapato de talla 45, y el proceso de construcción se presenta en las figuras 29 a 35.

El espesor total del embrague es de 9 mm, compuesto por 4 mm del espaciador, 3 mm de la plantilla inferior y 3 mm de la plantilla superior. Internamente, se

compone del deslizador, el resorte de reinicio, la cuerda y el recubrimiento de la cuerda. Las dimensiones de estos componentes son las siguientes:

- Deslizador: 2 mm de espesor
- Resorte de reinicio: 0,1 mm de espesor
- Cuerda: 1 mm de diámetro
- Recubrimiento de la cuerda: 3/16 pulgadas de diámetro externo

En la figura 29 se establecen las medidas de las plantillas superior e inferior. Adicionalmente, se diseñó un molde para el espaciador según la dimensión morfológica del pie del usuario, hallado en papel en la figura 29 y en cartón, para mayor estabilidad al cortar la goma EVA, en la figura 30. Dicho molde consta de tres secciones: contacto frontal del pie (FFS), contacto medio del pie (MFS) y contacto de apoyo de talón (TFL). Además, el molde contiene el eje morfológico del pie ubicado según las medidas de la plantilla inferior del embrague, dando una guía para la ubicación de la cuerda y a su respectivo recubrimiento. El molde final del espaciador se aprecia en la figura 31, que toma las medidas del molde, la plantilla y un canal colineal al eje morfológico de dimensión 3/16", establecido por el diámetro externo del tubo que recubre la cuerda.

En cuanto al deslizador y el resorte de asistencia, se encuentran ubicados entre el 80-86% de la longitud de la huella siguiendo el eje morfológico. Se acopla la parte superior del resorte un elemento rígido para establecer un punto de fijación a la plantilla inferior. Sus dimensiones se ven explícitas en la figura 31. Además, cabe indicar que se perfora al deslizador para acoplar la cuerda que va unida al resorte de asistencia, utilizando el diámetro mínimo posible con el fin de evitar concentradores de esfuerzo.

Por otro lado, el tubo que recubre a la cuerda es colineal al eje morfológico establecido por el molde del espaciador, y parte desde el TFL hasta el brazo de palanca, como se aprecia en la figura 32.

El brazo de palanca tiene las dimensiones de 85 mm x 30 mm x 1 mm. En la figura 32, se observa el molde del brazo de palanca, donde la línea perpendicular es la línea de doblez en 90° y el punto es la ubicación de la perforación de 3/16", ubicado a 36 mm de la arista medial. Una vez mecanizado, se asegura el brazo

de palanca a la parte posterior del zapato, cosiéndolo en 3 puntos en forma de triángulo, como se muestra en la figura 32, para aumentar su estabilidad.

Finalmente, en las figuras 33 y 34, se observa el embrague completo acoplado a un zapato, y a ambos zapatos en la figura 35.

Figura 29

Medidas de las plantillas y molde los espaciadores: a) medidas de las plantillas superior e inferior; b) molde del espaciador según las medidas morfológicas del pie.

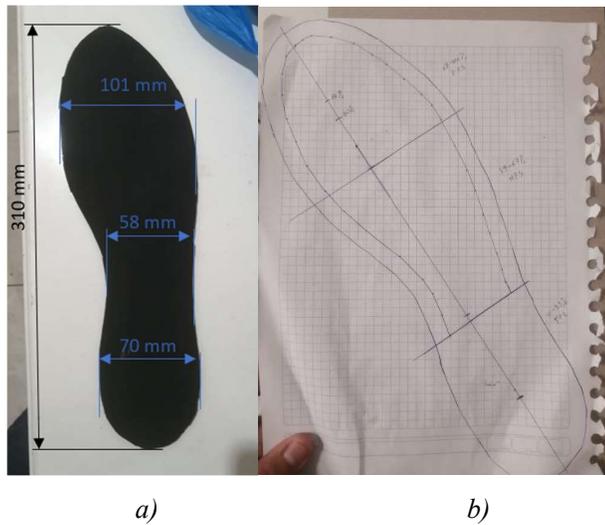


Figura 30

Molde en cartón y medidas de los espaciadores en goma EVA: a) molde del espaciador en cartón prensado; b) espaciador en goma EVA.



Figura 31

Medidas y ubicación del resorte de reinicio del embrague: a) resorte de reinicio acoplado al deslizador; b) parte interna del embrague.



Figura 32

Molde y ubicación del brazo de palanca: a) molde del brazo de palanca en papel; b) brazo de palanca acoplado al zapato.

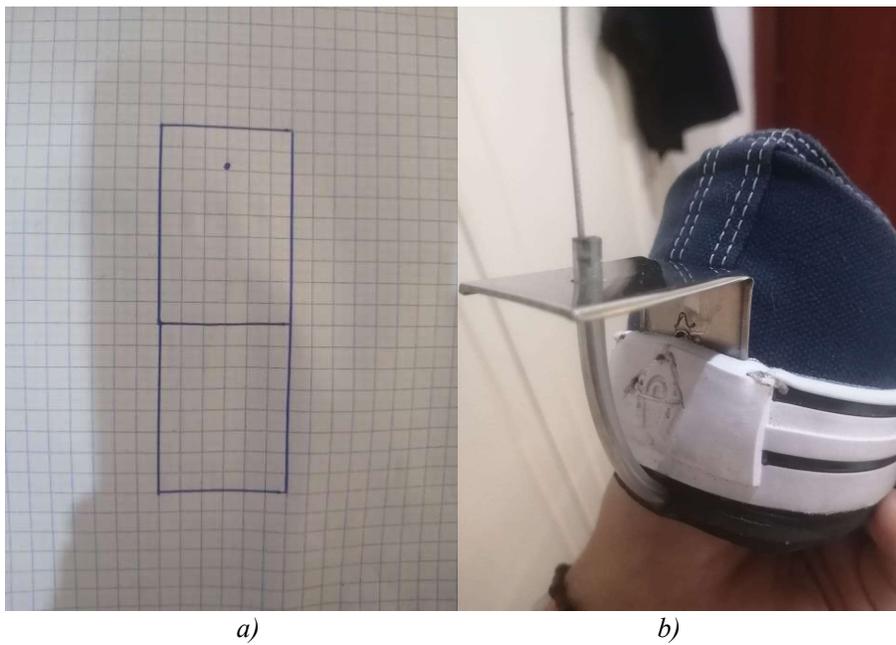


Figura 33
Vista superior del zapato con embrague.



Figura 34
Vista inferior del zapato con embrague.



Figura 35
Zapatos acoplados al módulo de embrague.



3.9. Construcción del sistema de asistencia

Después de la fase de diseño del exoesqueleto y la selección de materiales adecuados, se desarrolla el sistema de asistencia.

Para el módulo de rigidez del material, se encuentra que para el alambre de acero templado en aceite es 77,2 GPa (Budynas & Nisbett, 2008). Por otro lado, se extrae del trabajo de Yandell *et al.* (2018) las siguientes características mecánicas:

- Número de espiras: 15
- Diámetro externo: 10 mm

Para el diámetro de alambre, se limita a la disponibilidad del taller de mecanizado. Ya que debe ser mínimo para evitar rozamiento con la piel, se decanta por alambre con diámetro de 1,6 mm.

Recopilando datos, se tienen las características necesarias para calcular el módulo de rigidez del resorte.

- $d = 1,6 \text{ mm}$
- $G = 77200 \text{ MPa}$
- $N = 15 \text{ vueltas}$
- $D = 8,4 \text{ mm}$

Al emplear la Ecuación 1 y 2, se tiene que el módulo de rigidez del resorte empleado es de:

$$k = 7,1134 \frac{N}{mm}$$

Se procede a evaluar la elongación del resorte durante la marcha. Para ello, se debe identificar la distancia máxima posible a la que se sometería al resorte cuando el embrague está acoplado; para adquirir este dato se emplea el software Kinovea (Charmant, 2004). En dicho software se colocan dos referencias visibles, hechas con cinta adhesiva de papel de 50 mm cada una, y se mide la distancia entre ellas durante las fases de apoyo de la marcha en las figuras 36 a 39.

Figura 36

Distancia medida durante la fase de contacto inicial del talón.



Figura 37

Distancia medida durante la fase de apoyo plano.



Figura 38

Distancia medida durante la fase de despegue del talón.



Figura 39

Distancia medida durante la fase de despegue de los dedos.



Utilizando los datos recopilados en Kinovea se construye la tabla 8, en la que se organizan los datos según la fase y la sumatoria a la longitud medida de marca a marca.

Tabla 8

Medición entre puntos durante la fase de apoyo de la marcha.

Fase de la marcha	Medición (mm)	Distancia mínima (mm)	Distancia máxima (mm)	Elongación máxima producida (mm)
Contacto inicial de talón	481,54	481,54	489,64	8,1
Apoyo plano	484,62			
Despegue del talón	489,64			
Despegue de los dedos	485,05			

Se puede extraer que la distancia máxima posible de elongación para el resorte es de 8,1 milímetros, y que se produce en la fase de despegue del talón. Al tomar en cuenta que el módulo de rigidez del resorte equivale a 7,11 N/mm, se tiene que el resorte almacena una fuerza de 57,591 N (5,87 kgf) al alcanzar la elongación máxima posible.

Considerando que en la fase de propulsión se ejerce una fuerza antero/posterior de 0,13 veces la masa corporal, y una fuerza vertical de 1,02 veces la masa corporal (Neptune & Sasaki, 2005), para un usuario con masa corporal de 80 kg que ejerce 102,024 N antero/posteriormente y 800,496 N verticalmente, se estaría aportando una asistencia total de 57,59 N para la propulsión de la flexión plantar.

3.10. Construcción de la interfaz de soporte

Después de la fase de diseño del exoesqueleto y de la selección de materiales adecuados, se desarrolló la interfaz de soporte que se muestran en la figura 24. Para que el elemento de soporte se amolde a la pierna, se tomaron las medidas de la pantorrilla del usuario. Siguiendo las mediciones antropométricas de la figura 9, se midió el perímetro de la pierna media (ítem 59). La medición se realizó con una cinta métrica, y arrojó la dimensión de 40,1 cm. Esta medida indica que el elemento de soporte será diseñado para un percentil 95 (media de 39,9 cm) para la población masculina de 20-29 años, siguiendo los datos de la tabla 1. Se procede a determinar la posición de la arista inferior, aproximadamente en el punto de inserción del tendón de Aquiles. Desde este punto, se extendió 10 cm hacia la zona proximal del sóleo para dotar de estabilidad al elemento.

El elemento de soporte se fabricó en un taller de marroquinería siguiendo las dimensiones establecidas. Además, como se indica en el boceto de la figura 28, el elemento de soporte debe ajustarse mediante puntos a lo largo de su estructura vertical, cerca de los vértices laterales, y debe contener un punto de sujeción para el resorte de asistencia. Dichos agujeros se reforzaron con ojales de bronce y los elementos de ajuste fueron cordones.

Una vez moldeado el elemento a la morfología de la pierna, se recubrió internamente con una capa de cuero antideslizante. Cabe recalcar que, debido

a la porosidad del cuero, el elemento reduce la sudoración durante su uso en la marcha. En la figura 40 se observa el elemento de soporte finalizado.

Figura 40

Interfaz de soporte; a) Vista frontal del elemento de soporte; b) Vista lateral del elemento de soporte; c) Vista posterior del elemento de soporte; d) Interfaz de soporte finalizada.



3.11. Implementación del exoesqueleto

Luego de haber construido el exoesqueleto, se procedió a probarlo en el usuario. Para ello, se colocó cada elemento en la ubicación predeterminada. Al inicio, el usuario puede experimentar una sensación extraña al caminar, pero al pasar los minutos se acostumbra a usarlo, caminando cómodamente con el dispositivo.

El tiempo que tarda un usuario en adaptarse a un embrague de zapato puede variar, pero la mayoría de las personas pueden acostumbrarse a su presencia después de un período relativamente corto. Es importante tener en cuenta que la ubicación del embrague en la suela del zapato lo hace discreto y no llama la atención, lo cual puede ser beneficioso para aquellos que desean mantener un perfil bajo al usar dispositivos de asistencia y no alterar la estética del zapato.

La ubicación del embrague en la suela del zapato ofrece varias ventajas. Por un lado, permite utilizar el dispositivo con cualquier tipo de zapato, sin la necesidad de adquirir calzado especial.

A su vez, la ubicación de la interfaz de soporte y el sistema de asistencia no genera efectos adversos ante la comodidad, funcionalidad o estética, cumpliendo a cabalidad las especificaciones de diseño del exoesqueleto. En las figuras 41 y 42 se puede observar al exoesqueleto siendo usado sin pantalón y con pantalón, pasando desapercibido bajo de la ropa.

Figura 41

Exoesqueleto implementado sin pantalón.



Figura 42

Exoesqueleto implementado con pantalón.



En la tabla 9, se detalla el coste total del exoesqueleto, así como el de cada uno de sus módulos. En el precio se incluyen materiales y mano de obra.

Tabla 9
Precio final del exoesqueleto.

Módulo	Precio (USD)
Embrague	48,20
Sistema de asistencia	6,25
Interfaz de soporte	20,00
TOTAL	74,40

El coste total de construcción del exoesqueleto fue de \$74,40. Este precio no considera gastos de traslado, reparaciones, diseño y rediseños.

3.12. Pruebas de funcionamiento del dispositivo

Para validar el exoesqueleto se empleó la prueba de marcha de 6 minutos (PM6M) (González & Rodríguez, 2016), con el fin de calcular el VO₂ máx con y sin el exoesqueleto, para tener un punto de comparación y validación.

3.12.1. Ejecución del PM6M

Para llevar a cabo la prueba, se concretó la supervisión de una estudiante del área de fisioterapia; la misma que tomó los datos necesarios y verificó que se cumpla a cabalidad toda la prueba.

Para realizar la prueba, se utilizaron los siguientes dispositivos médicos:

- Tensiómetro digital y analógico: Para medir tensión sistólica y diastólica. Tensiómetro digital marca MedicLife, modelo FUZZY XJ-2002AS.
- Tensiómetro analógico: Para medir tensión sistólica y diastólica. Marca All People, modelo MI-1001.
- Oxímetro digital: Para medir saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca. Marca Biomed Instruments, modelo JZK-302.

En las figuras 43 a 45 se aprecian los dispositivos médicos utilizados.

Figura 43
Tensiómetro digital utilizado.



Figura 44
Tensiómetro analógico utilizado.



Figura 45
Oxímetro digital utilizado.



Siguiendo las indicaciones de la prueba, los sujetos de prueba llevaron ropa cómoda, consumieron un almuerzo ligero, no realizaron ejercicio intenso dos

horas antes y no necesitan suplemento de oxígeno. Sin embargo, el sujeto de prueba 1 presenta hipertensión, mientras que el sujeto de prueba 2 no presenta condiciones de salud.

Seguidamente, se tomaron los datos de los sujetos de prueba:

- Sujeto de pruebas 1:
 - Edad: 24 años
 - Estatura: 183 cm
 - Peso: 98 kg
 - IMC: 29,3
 - Condición de salud: Hipertensión
- Sujeto de pruebas 2:
 - Edad: 25 años
 - Estatura: 1,78 m
 - Peso: 65 kg
 - IMC: 20,5
 - Condición de salud: Ninguna

En la figura 46 se observa un ejemplo de la preparación de los sujetos antes de iniciar la prueba.

Figura 46

Ejemplo de preparación de los sujetos antes de realizar las pruebas.



El test se dividió en 2 etapas: con exoesqueleto y sin exoesqueleto.

La tabla 10 se documenta el formato de registro de datos para las pruebas.

Tabla 10

Formato de toma de datos en cada vuelta (Ejemplo).

N° de vuelta	Frecuencia cardíaca (BPM)	Saturación de oxígeno (%SpO ₂)	Presión arterial (mmHg)	Tiempo de vuelta (s)
Séptima	102	96	129/91	38

Cabe destacar que la presión arterial se tomará solamente en reposo y al final de la última vuelta realizada.

3.12.2. Pruebas sin exoesqueleto

3.12.2.1. Sujeto de pruebas 1

Para iniciar la prueba se tomaron los signos vitales del sujeto de prueba 1 en reposo, seguidamente se inició la prueba. En la tabla 11 se documentan los datos obtenidos durante la prueba. En las ilustraciones 47 y 48, se evidencia la prueba realizada sin exoesqueleto.

Tabla 11

Sujeto de prueba 1: Toma de datos en prueba sin exoesqueleto.

N° de vuelta	Frecuencia cardíaca (BPM)	Saturación de oxígeno (%SpO ₂)	Presión arterial (mmHg)	Tiempo de vuelta (s)	Ponderación
En reposo	88	94	139/89	-	-
Primera	87	95	-	39	10,83
Segunda	99	96	-	40,39	11,22
Tercera	107	97	-	39,47	10,96
Cuarta	114	97	-	41,17	11,44
Quinta	117	96	-	40,52	11,26
Sexta	119	95	-	38,54	10,71
Séptima	125	95	-	39,96	11,10
Octava	131	96	-	41,08	11,41
Novena	137	96	143/87	39,87	11,08
PROMEDIO	112,40	95,70	-	40,02	
Tiempo total (s)				360	
Velocidad promedio (m/s)				1,50	
Total de la distancia recorrida (m)				539,78	

Figura 47

Sujeto de prueba 1 en prueba sin exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.

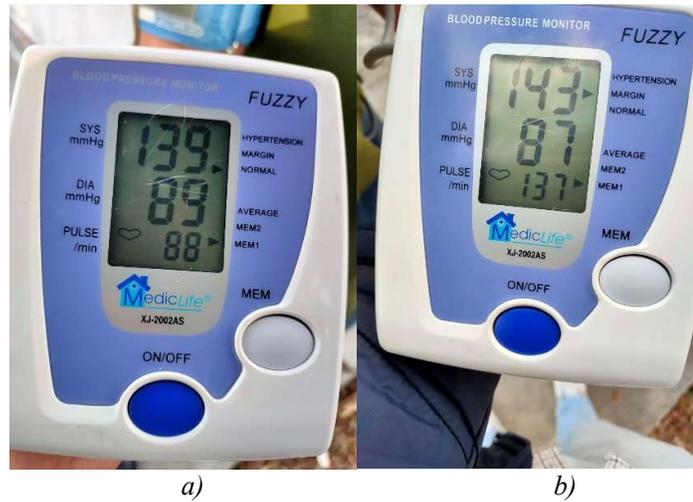


Figura 48

Sujeto de pruebas 1 en prueba sin exoesqueleto: Caminata del test PM6M.



3.12.2.2. Sujeto de pruebas 2

Se tomaron los signos vitales del sujeto de prueba 2 en reposo, seguidamente se inició la prueba. En la tabla 12 se documentan los datos obtenidos durante el test. En las figuras 49 y 50, se evidencia la prueba realizada sin exoesqueleto.

Tabla 12*Sujeto de prueba 2: Toma de datos en prueba sin exoesqueleto.*

Nº de vuelta	Frecuencia cardíaca (BPM)	Saturación de oxígeno (%SpO ₂)	Presión arterial (mmHg)	Tiempo de vuelta (s)	Ponderación
En reposo	85	95	110/80	-	-
Primera	87	96	-	38,22	10,62
Segunda	86	95	-	35,22	9,78
Tercera	89	95	-	36,6	10,17
Cuarta	93	96	-	37	10,28
Quinta	95	96	-	32,45	9,01
Sexta	95	95	-	34,18	9,49
Séptima	98	97	-	36,95	10,26
Octava	98	97	-	38,69	10,75
Novena	101	98	-	35,26	9,79
Décima	105	97	120/78	35,43	9,84
PROMEDIO	93,82	96,09	-		36,09
Tiempo total					360
Velocidad promedio (m/s)					1,66
Total distancia recorrida (m)					598,91

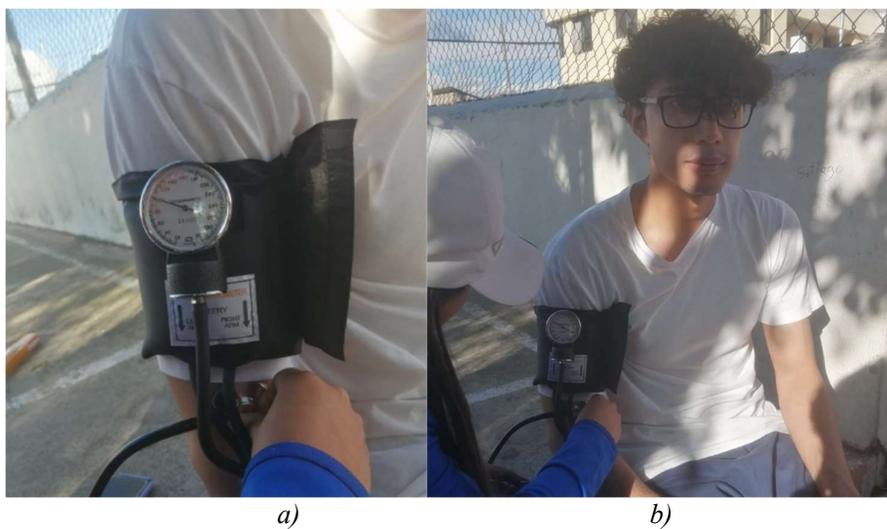
Figura 49*Sujeto de prueba 2 en prueba sin exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.*

Figura 50

Sujeto de pruebas 2 en prueba sin exoesqueleto: Caminata del test PM6M.



3.12.3. Pruebas con exoesqueleto

3.12.3.1. Sujeto de pruebas 1

Se tomaron los signos vitales del sujeto de prueba 1 en reposo, seguidamente se inició la prueba. En la tabla 13 se documentan los datos obtenidos durante la prueba. En las figuras 51 y 52, se evidencia la prueba realizada con exoesqueleto.

Tabla 13

Sujeto de prueba 1: Toma de datos en prueba con exoesqueleto.

Nº de vuelta	Frecuencia cardíaca (BPM)	Saturación de oxígeno (%SpO ₂)	Presión arterial (mmHg)	Tiempo de vuelta (s)	Ponderación del tiempo de vuelta (%)
En reposo	81	97	130/86	-	-
Primera	85	95	-	39,15	10,88
Segunda	85	95	-	38,15	10,60
Tercera	87	96	-	41,26	11,46
Cuarta	86	94	-	39,75	11,04
Quinta	88	95	-	40,3	11,19
Sexta	88	95	-	38,4	10,67
Séptima	90	97	-	40,31	11,20
Octava	92	97	-	39,79	11,05
Novena	92	96	-	37,9	10,53
Décima	91	97	131/96	4,99	1,39
PROMEDIO	87,73	95,82	-	39,00	
Tiempo total (s)				360	
Velocidad promedio (m/s)				1,54	
Distancia recorrida total (m)				547,68	

Figura 51

Sujeto de pruebas 1 en prueba con exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.



a)

b)

Figura 52

Sujeto 1 en prueba con exoesqueleto: Caminata del test PM6M.



3.12.3.2. Sujeto de pruebas 2

Se tomaron los signos vitales del sujeto de prueba 2 en reposo, seguidamente se inició la prueba. En la tabla 14 se documentan los datos obtenidos durante la prueba. En las figuras 53 y 54, se evidencia la prueba realizada con exoesqueleto.

Tabla 14*Sujeto de prueba 2: Toma de datos en prueba con exoesqueleto.*

Nº de vuelta	Frecuencia cardíaca (BPM)	Saturación de oxígeno (%SpO ₂)	Presión arterial (mmHg)	Tiempo de vuelta (s)	Ponderación
En reposo	88	96	110/88	-	-
Primera	91	95	-	38	10,56
Segunda	93	97	-	30,22	8,39
Tercera	93	97	-	34,98	9,72
Cuarta	94	96	-	33,27	9,24
Quinta	95	96	-	32,3	8,97
Sexta	95	97	-	32,85	9,13
Séptima	96	97	-	36,82	10,23
Octava	97	98	-	37,32	10,37
Novena	97	97	-	35,6	9,89
Décima	99	96	-	33,78	9,38
Undécima	101	97	120/90	14,86	4,13
PROMEDIO	94,92	96,58	-		33,86
Tiempo total (s)					360
Velocidad promedio (m/s)					1,77
Total de la distancia recorrida (m)					626,34

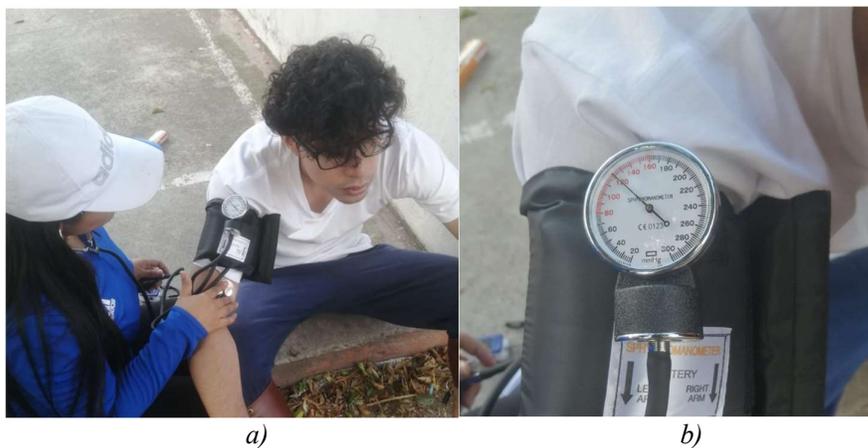
Figura 53*Sujeto de prueba 2 en prueba con exoesqueleto: Toma de presión arterial y frecuencia cardíaca en: a) reposo; b) al finalizar la última vuelta.*

Figura 54

Sujeto de pruebas 2 en prueba con exoesqueleto: Caminata del test PM6M.



3.12.4. Evaluación de resultados

3.12.4.1. Sujeto de pruebas 1

Utilizando los datos obtenidos, se empleó la ecuación para calcular el VO₂ máx (Huerta *et al.*, 2017), y se presentaron las diferencias significativas en la tabla 15.

Tabla 15

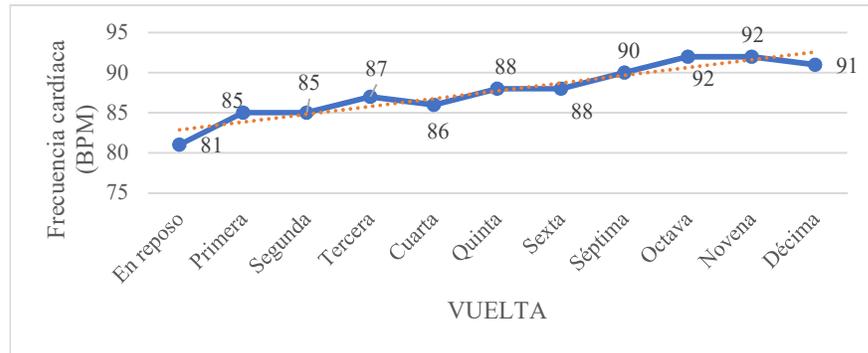
Resultados de sujeto de prueba 1.

VO ₂ máx (ml·kg ⁻¹ · min ⁻¹)	
Con exoesqueleto 30,46	Sin exoesqueleto 30,29
Diferencias significativas	
VO ₂ máx (ml·kg ⁻¹ · min ⁻¹)	0,17
Porcentaje de mejora del VO ₂ máx (%)	0,57
Distancia (m)	7,90

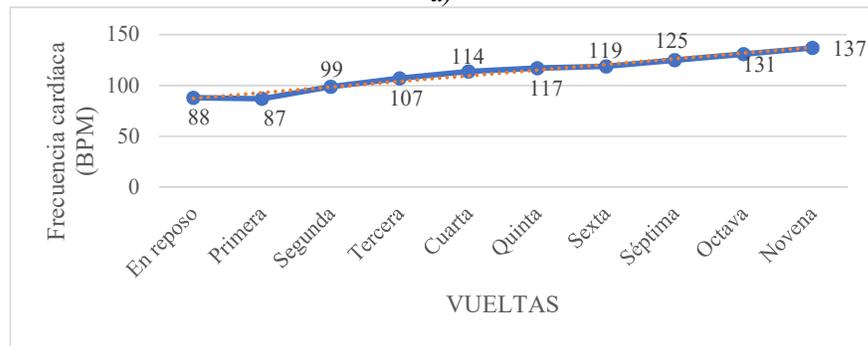
En adición, se recopilaron los datos obtenidos en gráficas para visualizarlas de mejor manera. En las figuras 55 y 56, se observan los puntos de datos (azul) y su línea de tendencia (naranja).

Figura 55

Sujeto de pruebas 1: Resultante de la frecuencia cardíaca con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.



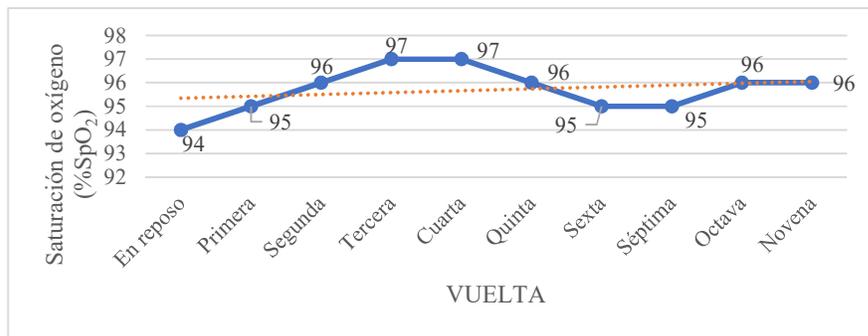
a)



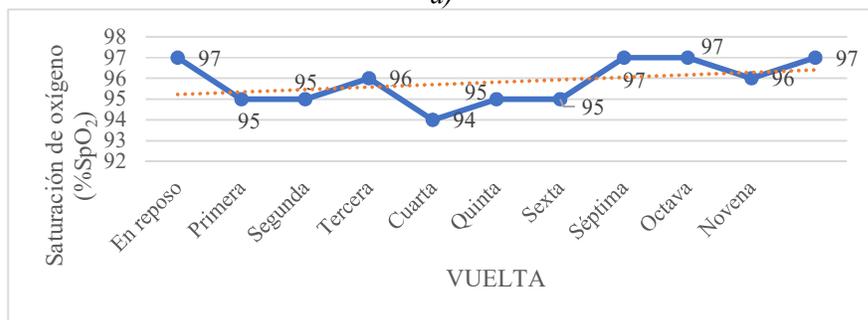
b)

Figura 56

Sujeto de pruebas 1: Resultante de saturación de oxígeno con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.



a)



b)

3.12.4.2. Sujeto de pruebas 2

Utilizando los datos obtenidos, se empleó la ecuación para calcular el VO₂ máx (Huerta *et al.*, 2017), y se presentaron las diferencias significativas en la tabla 16.

Tabla 16
Resultados de sujeto de prueba 2.

VO ₂ máx (ml·kg ⁻¹ · min ⁻¹)	
Con exoesqueleto 39,89	Sin exoesqueleto 39,29
Diferencias significativas	
VO ₂ máx (ml·kg ⁻¹ · min ⁻¹)	0,60
Porcentaje de mejora del VO ₂ máx (%)	1,54
Distancia (m)	27,43

En adición, se recopilaron los datos obtenidos en gráficas para visualizarlas de mejor manera. En las figuras 57 y 58, se observan los puntos de datos (azul) y su línea de tendencia (naranja).

Figura 57
Sujeto de pruebas 2: Resultante de latidos por minuto con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.

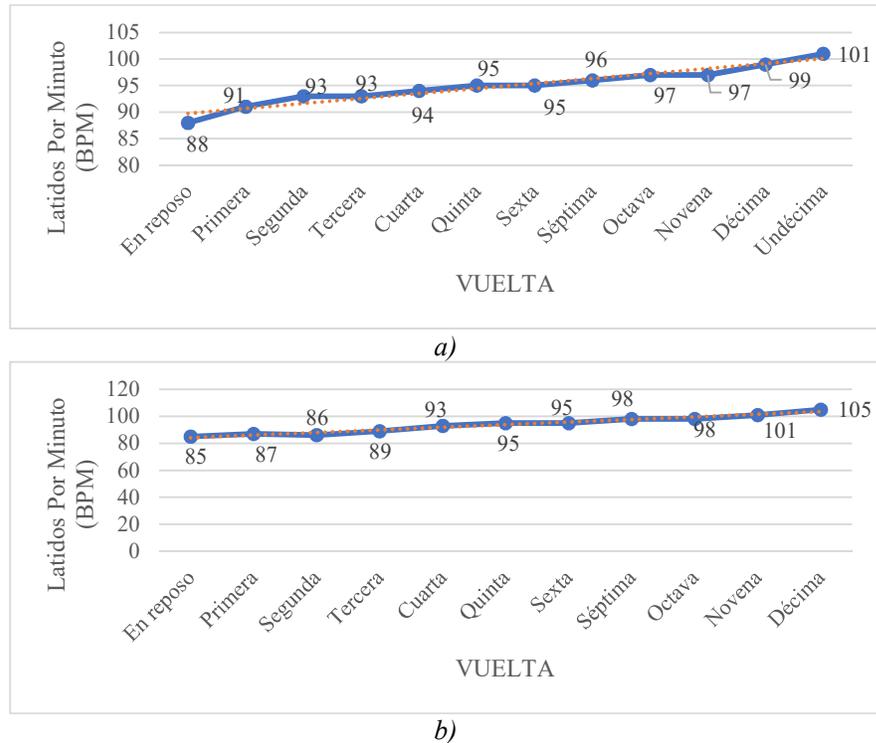
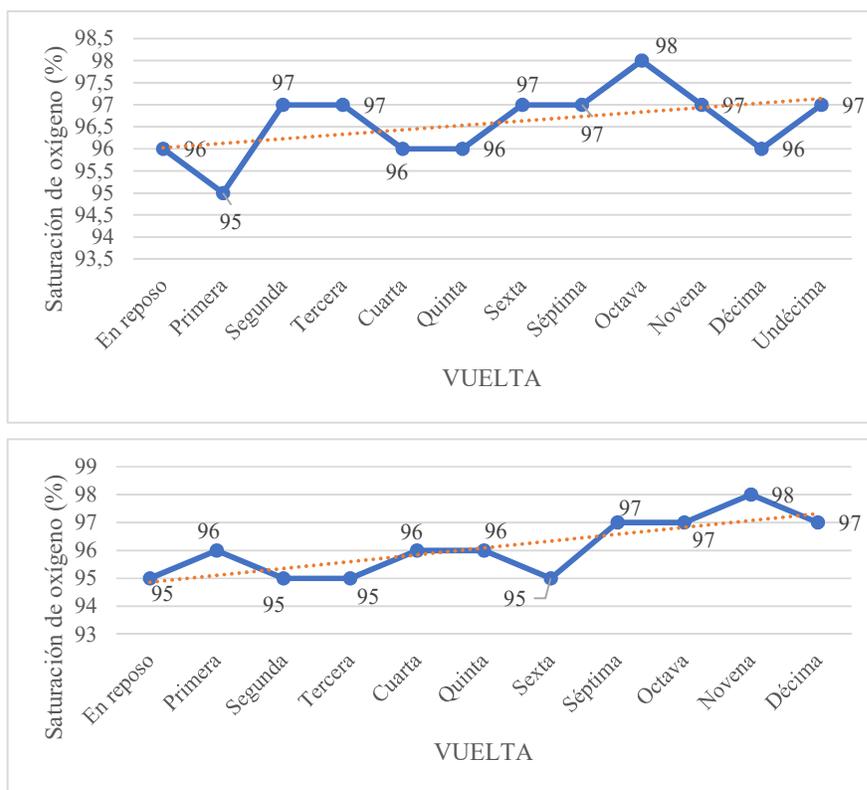


Figura 58

Sujeto de pruebas 2: Resultante de saturación de oxígeno con: a) exoesqueleto; b) sin exoesqueleto.



3.12.5. Interpretación

Tomando los resultados arrojados por el cálculo del VO₂ máx y distancia recorrida de ambos sujetos de prueba, se plasma un resumen en la tabla 17.

Tabla 17
Resumen de resultados.

ÍTEM	SUJETO DE PRUEBA 1		SUJETO DE PRUEBA 2	
	Con exoesqueleto	Sin exoesqueleto	Con exoesqueleto	Sin exoesqueleto
VO ₂ máx	30,46	30,29	39,89	39,29
Porcentaje de mejora usando el exoesqueleto (VO ₂ máx)	0,57%		1,54%	
Diferencia de metros recorridos usando el exoesqueleto	7,90 metros		27,43 metros	

La cantidad de oxígeno transportado en ambos usuarios tuvo un ligero incremento asociado a la distancia adicional recorrida con el uso del exoesqueleto. El sujeto de prueba 2 produjo resultados 2,8 y 3,5 veces superiores al del sujeto 1 en oxígeno transportado y distancia recorrida, respectivamente. Esto podría asociarse a varios factores, entre ellos:

- La existencia de una patología en el sujeto 1 (hipertensión).
- Adaptación más rápida al uso del exoesqueleto por parte del sujeto 2.
- Diferencias en el índice de masa corporal.

Sin embargo, para comprobar estadísticamente qué factores afectan las mejoras en la caminata con el uso del exoesqueleto se requiere la realización del experimento en una cantidad mayor de usuarios.

3.12.6. Retroalimentación de los usuarios

Sujeto 1:

“Se nota la asistencia del exoesqueleto durante la caminata y, luego de unos minutos usándolo, uno se logra acostumbrar a su presencia. Es como si se caminara usando solamente los músculos necesarios cuando uno camina con los talones.

Una observación en contra es que la interfaz de la pierna necesita ajustarse demasiado a la piel para mantenerse fija, lo que es molesto y doloroso. Además, el brazo de palanca del embrague se nota mucho en el talón luego de varios minutos caminando con el exoesqueleto, lo cual causa molestia.

En general, el exoesqueleto cumple su función ya que se siente mucho la asistencia que da, sin embargo, se deberían mejorar la interfaz de la pierna y el brazo de palanca para mejorar la ayuda y eliminar las molestias que, al final, afecta de forma negativa a los resultados.”

Sujeto 2:

“Mi experiencia respecto al exoesqueleto es que podría mejorar un poco en la comodidad, pero con el tiempo se va acostumbrando. El ajuste se podría mejorar para personas más delgadas, para que se ajuste de mejor manera a la pierna.

En torno a la asistencia, se siente menos desgaste en las piernas al momento de caminar, comparando a usar zapatos normales. Tomando en cuenta esto, el exoesqueleto satisface el propósito del proyecto.”

En resumen, el exoesqueleto cumple su función de asistencia, sin embargo, la interfaz de la pierna es un elemento crítico para los 2 usuarios, enfatizando que la comodidad y el ajuste son de suma importancia.

CAPÍTULO IV

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

- Mediante la investigación de los antecedentes se extrajeron los requisitos de diseño destacables de cada dispositivo. En el dispositivo propuesto por Mooney *et al.* (2014) destaca las características de robustez, ergonomía y actuadores eléctricos; mientras que en el propuesto por Collins *et al.* (2015), destaca las características de actuadores pasivos y una estructura ligera. Por otro lado, Yandell *et al.* (2018) propone un dispositivo que destaca en su bajo perfil y en su costo reducido; mientras que Chamorro (2023) destaca en un prototipo económico y construido con materiales nacionales. Por ello, las características de diseño seleccionadas fueron: bajo perfil, con actuadores pasivos, de implementación ergonómica, estructura robusta y ligera, construido a base de materiales con disponibilidad en el mercado ecuatoriano y con un costo final económico.
- Siguiendo los requisitos de diseño establecidos, se establecieron tres módulos que componen al exoesqueleto: embrague, sistema de asistencia e interfaz de la pierna. Se siguió el diseño propuesto por Chamorro (2023) para el embrague, mejorando la ubicación del resorte de reinicio y aumentando un recubrimiento para evitar desgaste por fricción entre la cuerda y el caucho, así también como la implementación del brazo de palanca en el zapato. Para el sistema de asistencia se diseñó un resorte de extensión, el cual posee una constante de rigidez (k) de 7,11 N/mm y que al someterlo a la longitud máxima de extensión de 8,1 mm almacena una fuerza de 57,59 N (5,87 kgf). Por último, para la interfaz de la pierna se siguió el diseño propuesto por Yandell *et al.* (2018), utilizando cuero para su estructura, de esta forma se estableció la base para la sujeción al músculo y se complementó mediante cordones amarrados a través de ojales; de esta forma se obtuvo una sujeción estable.
- Se construyó el exoesqueleto para ambos miembros inferiores usando los materiales mejor calificados en la ponderación de factores. Cada módulo se construyó a la medida del sujeto 1, el cual se clasifica dentro del percentil 95 de la población laboral de Colombia de 20 a 29 años. Por otro lado, se asegura que el costo de construcción es accesible, siendo el precio final del

exoesqueleto \$74,40. Cabe recalcar que, al sumar costos de diseño, rediseño, reparación y movilidad, el dinero total invertido fue de \$192,4.

- Se obtuvo el VO₂ máx de cada sujeto mediante la prueba PM6M, obteniendo una mejora inmediata al usar el exoesqueleto del 0,57% para el sujeto 1, correspondiente a un aumento de 0,17 [ml·kg⁻¹·min⁻¹]; y del 1,54% para el sujeto 2, correspondiente a un aumento de 0,6 [ml·kg⁻¹·min⁻¹].
- Mediante la retroalimentación de los usuarios, el requisito de diseño más importante es la ergonomía, ya que afecta directamente a la asistencia de exoesqueleto. Por ello, el módulo crítico para la ergonomía es la interfaz de la pierna, ya que se encuentra en contacto permanente con la piel y su método de ajuste causa malestar en el usuario.

4.2. Recomendaciones

- Incrementar la cantidad de pruebas en sujetos para poder generalizar conclusiones acerca de los posibles efectos beneficiosos del uso de exoesqueleto.
- Implementar una fase de adaptación de los usuarios al exoesqueleto antes de realizar la prueba PM6M para incrementar el aprovechamiento de sus ventajas.
- Implementar otras pruebas para evaluar la tasa metabólica en la caminata, con la finalidad de determinar si hay mayores mejoras que las determinadas con la prueba PM6M.
- Rediseñar la interfaz de la pierna para mejorar el método de sujeción y aumentar la ergonomía del exoesqueleto.
- Implementar el exoesqueleto en un zapato de mayor calidad para eliminar posibles molestias causadas por el brazo de palanca.

REFERENCIAS

- Agudelo, A. (1992). *Reparación del embrague tipo fricción*. Medellín.
- Alam, M., Choudhury, I., & Mamat, A. (2014). Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot. *The Scientific World Journal*.
- Aliva-Chaurand, R., Prado-León, L., & Gonzáles-Muñoz, E. L. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile*. Guadalajara: Universidad de Guadalajara.
- Álvarez-Risco, A. (2020). Clasificación de las investigaciones.
- Alzallú, J. (2016). Introducción al embrague de los vehículos. *Publicaciones Didácticas*(72), 223-227.
- Asbeck, A., De Rossi, S., Holt, K., & Walsh, C. (2015). A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research*, 34(6), 744-762.
- Bregman, D., Harlaar, J., Meskers, C., & De Groot, V. (2012). Spring-like Ankle Foot Orthoses reduce the energy cost of walking by taking over ankle work. *Gait & Posture*, 35, 148 - 153.
- Browning, R., Modica, J., Kram, R., & Goswami, A. (2007). The Effects of Adding Mass to the Legs on the Energetics and Biomechanics of Walking. *Official Journal of the American College of Sports Medicine*, 515-525.
- Budynas, R., & Nisbett, K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México: McGraw-Hill.
- Cao W., Z. Z. (2021). Biomechanical and physiological evaluation of a multi-joint exoskeleton with active-passive assistance for walking. *Biosensors*, 11(393).
- Chamorro, C. (2023). EMBRAGUE DE BAJO PERFIL PARA UN EXOESQUELETO PASIVO DE TOBILLO. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- Charmant, J. (2004). Kinovea (Versión 0.9.5) [Software]. Obtenido de <https://www.kinovea.org>

- Chen, B., Zi, B., Zeng, Y., Qin, L., & Liao, W. H. (2018). Ankle-foot orthoses for rehabilitation and reducing metabolic cost of walking: Possibilities and challenges. *Mechatronics*, 241-250.
- Collins, S., Wiggin, B., & Sawicki, G. (2015). Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *NATURE*, 000.
- Enfermeria.top. (06 de 01 de 2021). *Enfermeria.top*. Obtenido de <https://enfermeria.top/apuntes/anatomia/miembro-inferior/postura-marcha/>
- Faustini, M., Neptune, R., Crawford, R., & Stanhope, S. (2008). Manufacture of Passive Dynamic Ankle-Foot Orthoses Using Selective Laser Sintering. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 55(2), 784-790.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris, C. (2001). In vivo Behaviour of Human Muscle Tendon during Walking. *Proceedings: Biological Sciences*, 268(1464), 229-233.
- Galeas, C., & Calderón, B. (2017). Identidad e identificación: investigación de campo como herramienta de aprendizaje en el diseño de marcas. *INNOVA Research Journal*, 2(10.1), 155-164.
- Gochicoa Rangel, L., Mora Romero, U., Guerrero Zúñiga, S., Silva Cerón, M., Cid Juárez, S., Velásquez Uncal, M., . . . Torre Bouscoulet, L. (2015). Prueba de caminata de 6 minutos: recomendaciones y procedimientos. *Noumol Cir Torax*, 127-136.
- Gochicoa, L., Mora, U., Guerrero, S., Silva, M., Cid, S., Velásquez Uncal, M., . . . Torre Bouscoulet, L. (2015). Prueba de caminata de 6 minutos: recomendaciones y procedimientos. *Noumol Cir Torax*, 127-136.
- González, N., & Rodríguez, M. J. (2016). Prueba de la marcha de 6 minutos. *Medicina respiratoria*, 9(1), 15 - 22.
- Hamill, J., Knutzel, K., & Derrick, T. (2020). *Biomecánica: bases del movimiento humano (4a. ed.)*. Wolters Kluwer Health.
- Huerta Ojeda, Á. C., Galdames Maliqueo, S. A., & Cáceres Serrano, P. A. (2017). Validación del test de 6 minutos de carrera como predictor del consumo máximo de oxígeno en el personal naval. *Revista cubana de medicina militar*, 4(46).

- Ishikawa, M., Komi, P., Grey, M., Lepola, V., & Bruggermann, G.-P. (2005). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol*(99), 603-608.
- Jurca, A., Zabkar, J., & Dzeroski, S. (2019). Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia. *Nature Research*, 9(19155).
- Kirtley, C. (2006). Clinical gait analysis theory and practice. *Elsevier*.
- Leclair, J., Pardoel, S., Helal, A., & Doumit, M. (2018). Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1-13.
- Lee, Y. (2016). Flexible sliding frame for gait enhancing mechatronic system (GEMS). *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 598-602.
- Malcome, P., Derave, W., Galle, S., & De Clercq, D. (2013). A Simple Exoskeleton That Assists Plantarflexion Can Reduce the Metabolic Cost of Human Walking. *PLOS ONE*, 8.
- Manto, M., Rocon, E., Pons, J., Belda, J. M., & Camut, S. (2007). Evaluation of a wearable orthosis and an associated algorithm for tremor suppression. *Physiological Measurement*, 415-425.
- Marín López, P. A. (2018). *Programación de la producción de resortes automotrices basado en la teoría de restricciones en la empresa Vanderbilt*. Quito: Universidad Politécnica Salesiana.
- Mooney, L., Rouse, E., & Herr, H. (2014). Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. *Journal of Neuroengineering and rehabilitation*.
- Neptune, R., & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *The Journal of Experimental Biology*, 799-808.
- Nickel, E., Hansen, A., & Gard, S. (2012). Prosthetic Ankle-Foot System That Adapts to Sloped Surfaces. *Journal of Medical Devices*, 6.

- Nieto, E. (2018). *Tipos de investigación*.
- Nordin, M., Frankel, V. H., & Anzures, M. (2020). *Bases biomecánicas del Sistema Musculoesquelético*. Barcelona: Wolters Kluwer Health.
- Norton, R. (2011). *Diseño de elementos de máquinas*. México: Pearson.
- Ortega, G. (2017). Cómo se genera una investigación científica que luego sea motivo de publicación. *Journal of the Selva Andina Research Society*, 8(2), 155-156.
- Panizzolo, F., Galiana, I., Asbeck, A., Sivi, C., Schmidt, K., Holt, K., & Walsh, C. (2016). A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
- Physiopedia. (24 de January de 2023). Biomechanical Assessment of Foot and Ankle. Obtenido de http://index.php/?title=Biomechanical_Assessment_of_Foot_and_Ankle&oldid=325922
- Pons, J. (2010). Rehabilitation Exoskeletal Robotics. *IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE*, 57-63.
- Pulido, H., de la Vara Salazar, R., González, P., Martínez, C., & Pérez, C. (2012). *Análisis y diseño de experimentos*. New York: McGraw Hill.
- Quinlivan, B., Asbeck, A., Wagner, D., Ranzani, T., Russo, S., & Walsh, C. (2015). FORCE TRANSFER CHARACTERIZATION OF A SOFT EXOSUIT FOR GAIT ASSISTANCE. *ASME 2015 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference*.
- Reyes-Ruiz, L., & Alvarado, C. (2020). *La investigación documental para la comprensión ontrológica del objeto de estudio*.
- Sánchez, J., Navarro, R., Navarro, R., Brito, E., & Ruiz, J. (2011). Bases Biomecánicas del Tobillo. *Canarias Médicas y Quirúrgica*, 8(24), 13-20.
- Schiele, A., & van der Helm, F. (2006). Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, 14(4), 456 - 469.

- van der Wilk, D., Reints, R., Postema, K., Gort, T., Harlaar, J., Hijmans, M., & Verkerke, G. (2018). Development of an Ankle-Foot Orthosis That Provides Support for Flaccid Paretic Plantarflexor and Dorsiflexor Muscles. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*.
- van Dijk, W., Meijneke, C., & van der Kooij, H. (2015). Evaluation of the Achilles Ankle Exoskeleton.
- Vásquez Gómez, J., Castillo Ratamel, M., Souza de Carvalho, R., Faundez Casanova, C., & De Paula Portes Junior, M. (2018). Prueba de caminata de seis minutos ¿es posible predecir el consumo de oxígeno en personas con patologías? Una revisión bibliográfica. *MHSalud Revista en Ciencias del Movimiento Humano y Salud*.
- Yandell, M., Tacca, J., & Zelik, K. (2018). Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.

ANEXOS

Anexo A: Ponderación de factores

Tabla A. 1

Ponderación de la cuerda del embrague.

Cuerda											
Factor	P (%)	Acero galvanizado		Acero al cromo		Nylon		Algodón		Polipropileno	
		C	CxP	C	CxP	C	CxP	C	CxP	C	CxP
Resistencia a la tracción	40	5	200	5	200	2	80	2	80	3	120
Diámetro mínimo	60	1	60	4	240	5	300	4	240	4	240
Total	100		260		440		380		320		360

Tabla A. 2

Ponderación del recubrimiento de la cuerda.

Recubrimiento de la cuerda							
Factor	P (%)	PVC		PP		PET	
		C	CxP	C	CxP	C	CxP
Flexibilidad	40	5	200	2	80	5	200
Coefficiente de fricción	30	3	90	4	120	3	90
Resistencia a la corrosión	30	5	150	5	150	4	120
Total	100		440		350		410

Tabla A. 3*Ponderación del brazo de palanca.*

Brazo de palanca							
Factor	P (%)	Acero negro		Aluminio		Acero inoxidable	
		C	CxP	C	CxP	C	CxP
Maleabilidad	30	4	120	5	150	3	90
Resistencia a la fluencia	50	5	250	3	150	4	200
Resistencia a la corrosión	20	1	20	4	80	5	100
Total	100		390		380		390

Tabla A. 4*Ponderación del resorte de asistencia.*

Resorte de asistencia					
Factor	P (%)	Alambre de piano		Acero templado en aceite	
		C	CxP	C	CxP
Económico	40	5	200	4	160
Diámetro mínimo	60	4	240	5	300
Total	100		440		460

Tabla A. 5*Ponderación del elemento de soporte.*

Elemento de soporte							
Factor	P (%)	TPU		PLA		Cuero	
		C	CxP	C	CxP	C	CxP
Económico	30	2	60	3	90	5	150
Resistencia a la fluencia	30	5	150	3	90	2	60
Flexibilidad	40	4	160	1	40	5	200
Total	100		370		220		410

Anexo B: Ficha técnica de la goma EVA



Technical Data Sheet

Foam | EVA | VA35

Evazote VA35 EVA (Ethylene Vinyl Acetate) foam has a density of 2.18 pcf / 35 kg/m³ and can be used in a wide variety of applications. It is a closed cell, cross-linked EVA copolymer foam manufactured with Zotefoam's unique chemical-free nitrogen infusion process, producing an environmentally friendly product with low VOCs. It has a cell size of 0.45 mm and a thermal conductivity of 0.0394 W/m.K.

Item	Specs	Test Method
Grade		
Density (PCF) (kg/m ³)	2.18 PCF 35 kg/m ³	BS ISO 7214 1998
Compression Deflection @25% (CFD) (psi) (kPa)	7.4 psi @25% 16.5 psi @50% 51 kPa @25% 114 kPa @50%	BS ISO 7214 1998
Shore Hardness OO (Durometer)	48	ISO 868 1985
Compression Set (%) 25% comp., 22hr, 23°C ½ hr recovery 24 hrs recovery 50% comp., 22hr, 23°C ½ hr recovery 24 hrs recovery	11% 3.5% 25% 15%	BS ISO 7214 1998 25mm cell-cell
Tensile Strength (psi) (kPa)	89.1 psi 615 kPa	ISO 7214 1998
Elongation %	180%	ISO 7214 1998
Tear Strength Resistance	730 N/m	BS EN ISO 8067 1995
Water Absorption by Weight %		
Accelerated Age Testing:		
Service Temperature (°F)(°C)	°F °C	
Low	-94 -70	
High intermittent	167 75	
Flame Resistance	Pass <100mm/min Horizontal burn rate: 5mm thick @ 1.6 mm/sec 13 mm thick @ 1.1 mm/sec	FMVSS302 ISO 7214 1998
Industry and OEM Specifications: Jacobs and Thompson Inc. certifies that the following product meets the required specifications;	FMVSS302 - 5mm and thicker	

REV. 002
REV. DATE: 09/30/18
ISO 9001:2015 • ISO/IEC 17025:2017

Jacobs & Thompson cannot anticipate all conditions under which this information and our products, or the products of other manufacturers in combination with our products, may be used. We accept no responsibility for results obtained by the application of the information or the safety and suitability of our products, either alone or in combination with other products. Unless otherwise agreed in writing, we sell the products without warranty and users are advised to make their own tests to determine the safety and suitability of each such product or product combination for their own purpose.

Head Office: 89 Kenhar Drive,
Ontario M9L 2R3
Tel: (416) 749-0600
info@foamparts.com
FoamParts.com

Anexo C: Ficha técnica del caucho SBR

Styrene Butadiene Rubber (SBR)

ASTM D1418 & ISO 1629 Designation: **SBR**
 ASTM D2000, SAE J200 Type/Class: **AA, BA**
 Mil-R-3065 (Mil-Std 417) Class: **RS**



Advantages: Similar properties to NR but with improved ageing and temperature resistance; good dynamic, mechanical and fatigue properties; high strength, resilience and abrasion properties; good resistance to many inorganic chemicals.

Limitations: Suffers from poor tear strength, oxidation, ozone, UV and weathering; limited oil resistance; not recommended for use in contact with acids and organic liquids; temperature resistance is still low.

<p>Physical & Mechanical Properties</p> <p>Durometer or Hardness Range: 30-95 Shore A Tensile Strength Range: 500 - 2,900 PSI Elongation (Range%): 450% - 600% Abrasion Resistance: Excellent Adhesion to Metal: Excellent Adhesion to Rigid Materials: Excellent Compression Set: Good to Excellent Flex Cracking Resistance: Good Impact Resistance: Excellent Resilience/Rebound: Good Tear Resistance: Fair to Excellent Vibration Dampening: Fair to Good</p> <p>Thermal Properties</p> <p>General Temperature Range -60°F to 250°F Min. for continuous Use (Static): -60°F Brittle Point: -80°F Max. for Continuous Use (Static): 225°F</p> <p>Environmental Performance</p> <p>Colorability: Good Flame Resistance: Poor Gas Permeability: Fair Odor: Good Ozone Resistance: Poor Oxidation Resistance: Fair to Excellent Radiation Resistance: Poor to Good Steam Resistance: Fair to Good Sunlight Resistance: Poor Weather Resistance: Fair to Good Water Resistance: Good to Excellent</p>	<p>Chemical Resistance</p> <p>Acids, Dilute: Fair to Good Acids, Concentrated: Poor to Fair Acids, Organic (Dilute): Good Acids, Organic (Concentrated): Poor to Good Alcohols: Good Aldehydes: Poor to Fair Alkalies, Dilute: Fair to Good Alkalies, Concentrated: Fair to Good Amines: Poor to Good Animal & Vegetable Oils: Poor to Good Brake Fluids, Non-Petroleum Based: Poor to Good Diester Oils: Poor Esters, Alkyl Phosphate: Poor Esters, Aryl Phosphate: Poor Esthers: Poor Fuel, Aliphatic Hydrocarbon: Poor Fuel, Aromatic Hydrocarbon: Poor Fuel, Extended (Oxygenated): Poor Halogenated Solvents: Poor Hydrocarbon, Halogenated: Poor Ketones (MEK, acetone): Poor to Good Lacquer Solvents: Poor LP Gases & Fuel Oils: Poor Mineral Oils: Poor Oil Resistance: Poor Petroleum Aromatic: Poor Petroleum Non-Aromatic: Poor Refrigerant Ammonia: Good Refrigerant Halofluorocarbons: R-12, R13 Refrigerant Halofluorocarbons w/ Oil: Poor Silicone Oil: Poor Solvent Resistance: Poor</p>
--	---

Contact us today: 800.275.9006
 sales@amesindustrial.com

Visit us at
www.amesrubberonline

SBR- Datasheet

Anexo D: Ficha técnica del caucho natural



FICHA TÉCNICA

CARACTERÍSTICAS CAUCHO NATURAL

PROPIEDADES	Métodos de ensayo ISO/(IEC)	Unidades	Valores
Color			Beige
Densidad		g/cm ³	1,00 ± 0.05
PROPIEDADES TÉRMICAS			
Temperatura de Trabajo		°C	-40/+80
PROPIEDADES MECÁNICAS			
Dureza	ASTM D2240	Shore A	43 ± 5
Tensión de rotura	ISO 37	MPa	≥ 20
Elongación a la rotura	ISO 37	%	≥ 650
Resistencia al desgarro	ISO 34-1	N/mm	≥ 30
Resistencia a la abrasión (5N)	ISO 4649	mm ²	≤ 80
Deformación remanente después de 22 h a 70°C	ISO 815-1	%	≤ 30
ENVEJECIMIENTO			
Δ Dureza después de 70 h a 70°C	ASTM D573	Shore A	≤ 5
Δ Tensión de rotura después de 70 h a 70°C	ASTM D574	%	≤ -15
Δ Elongación a la rotura después de 70 h a 70°C	ASTM D575	%	≤ -25

Propiedades

- Muy buenas propiedades para soportar cargas y tensiones mecánicas elevadas.
- Gran elasticidad que posibilita deformaciones importantes del material.
- Resistente al desgaste por proyección de partículas de granulometría fina (arena, granalla).
- Buenas propiedades eléctricas.
- Buena resistencia a ácidos, bases y sales.
- Buena relación calidad/precio.

Aplicaciones

En maquinaria y fabricación de aparatos

- Troquelado de juntas y confección de piezas varias de uso general en contacto con:
 - Agua, agua con detergentes para limpieza, soluciones alcalinas y salinas, aceites oxidantes y no oxidantes y bases de concentración ≤50% alcoholes no alimentarios a una temperatura máxima de 50 °C.
 - Acetonas a una temperatura máxima de 20 °C.

Anexo E: Ficha técnica del alambre al cromo

AISI 4130 Steel, normalized at 870°C (1600°F)

Categories: [Metal](#); [Ferrous Metal](#); [Alloy Steel](#); [AISI 4000 Series Steel](#); [Low Alloy Steel](#); [Carbon Steel](#); [Medium Carbon Steel](#)

Material A very common general purpose grade of medium carbon, Cr-Mo steel. Flexibility afforded by heat treatment options allows it to attain a range of
Notes: toughness and strength values. Good hardenability, strength, wear resistance, toughness, and ductility.

Key Words: alloy steels, UNS G41300, AMS 6350, AMS 6356, AMS 6360, AMS 6361, AMS 6372, AMS 6370, AMS 6371, AMS 6373, ASTM A322, ASTM A331, ASTM A505, ASTM A513, ASTM A519, ASTM A646, JIS SCM 2, JIS SCCrM 1, SS14 2225 (Sweden), B.S. CDS 110 (UK), medium carbon steels, chromium-molybdenum, chrome-moly, MIL SPEC MIL-S-16974, SAE J404, SAE J412, SAE J770, DIN 1.7218, AFNOR 25 CD 4 (France), MIL-S-6758 (flat and round bar), MIS-S-18729 ANN and NORM (sheet and plate), QQS-624 (round bar)

Vendors: No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.85 g/cc	0.284 lb/in ³	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	197	197	
Hardness, Knoop	219	219	Converted from Brinell
Hardness, Rockwell B	92	92	Converted from Brinell
Hardness, Rockwell C	13	13	Converted from Brinell hardness. Value below normal HRC range, for comparison purposes only.
Hardness, Vickers	207	207	Converted from Brinell
Tensile Strength, Ultimate	670 MPa	97200 psi	
Tensile Strength, Yield	435 MPa	63100 psi	
Elongation at Break	25.5 %	25.5 %	in 50 mm
Reduction of Area	60 %	60 %	
Modulus of Elasticity	205 GPa	29700 ksi	Typical for steel
Bulk Modulus	160 GPa	23200 ksi	Typical for steel
Poissons Ratio	0.29	0.29	Calculated
Machinability	70 %	70 %	annealed and cold drawn. Based on 100% machinability for AISI 1212 steel.
Shear Modulus	80.0 GPa	11600 ksi	Typical for steel
Izod Impact	87.0 J	64.2 ft-lb	
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity 	0.0000223 ohm-cm	0.0000223 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 20.0 °C	@Temperature 68.0 °F	
	0.0000271 ohm-cm	0.0000271 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 100 °C	@Temperature 212 °F	
	0.0000342 ohm-cm	0.0000342 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 200 °C	@Temperature 392 °F	
	0.0000529 ohm-cm	0.0000529 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 400 °C	@Temperature 752 °F	
	0.0000786 ohm-cm	0.0000786 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 600 °C	@Temperature 1110 °F	
	0.0001103 ohm-cm	0.0001103 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 800 °C	@Temperature 1470 °F	
0.0001171 ohm-cm	0.0001171 ohm-cm	specimen hardened and tempered	
@Temperature 1000 °C	@Temperature 1830 °F		
0.0001222 ohm-cm	0.0001222 ohm-cm	specimen hardened and tempered	
@Temperature 1200 °C	@Temperature 2190 °F		
Thermal Properties	Metric	English	Comments
Specific Heat Capacity 	0.477 J/g-°C	0.114 BTU/lb-°F	
	@Temperature >=100 °C	@Temperature >=212 °F	
	0.523 J/g-°C	0.125 BTU/lb-°F	
	@Temperature 150 - 200 °C	@Temperature 302 - 392 °F	
	0.837 J/g-°C	0.200 BTU/lb-°F	
	@Temperature 750 - 800 °C	@Temperature 1380 - 1470 °F	
	30.1 W/m-K	209 BTU-in/hr-ft ² -°F	

Thermal Conductivity  [@Temperature 1200 °C](#) [@Temperature 2190 °F](#)
[40.7 W/m-K](#) [282 BTU-in/hr-ft²-°F](#)
[@Temperature 300 °C](#) [@Temperature 572 °F](#)
[42.7 W/m-K](#) [296 BTU-in/hr-ft²-°F](#)
[@Temperature 100 °C](#) [@Temperature 212 °F](#)

Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Carbon, C	0.28 - 0.33 %	0.28 - 0.33 %	
Chromium, Cr	0.80 - 1.1 %	0.80 - 1.1 %	
Iron, Fe	97.03 - 98.22 %	97.03 - 98.22 %	As remainder
Manganese, Mn	0.40 - 0.60 %	0.40 - 0.60 %	
Molybdenum, Mo	0.15 - 0.25 %	0.15 - 0.25 %	
Phosphorus, P	<= 0.035 %	<= 0.035 %	
Silicon, Si	0.15 - 0.30 %	0.15 - 0.30 %	
Sulfur, S	<= 0.040 %	<= 0.040 %	

References for this datasheet.

Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to MatWeb's [terms of use](#) regarding this information. [Click here](#) to view all the property values for this datasheet as they were originally entered into MatWeb.

Anexo F: Ficha técnica del alambre templado en aceite (ASTM A229)

AISI 4130 Steel, normalized at 870°C (1600°F)

Categories: [Metal](#); [Ferrous Metal](#); [Alloy Steel](#); [AISI 4000 Series Steel](#); [Low Alloy Steel](#); [Carbon Steel](#); [Medium Carbon Steel](#)

Material A very common general purpose grade of medium carbon, Cr-Mo steel. Flexibility afforded by heat treatment options allows it to attain a range of toughness and strength values. Good hardenability, strength, wear resistance, toughness, and ductility.

Key Words: alloy steels, UNS G41300, AMS 6350, AMS 6356, AMS 6360, AMS 6361, AMS 6372, AMS 6370, AMS 6371, AMS 6373, ASTM A322, ASTM A331, ASTM A505, ASTM A513, ASTM A519, ASTM A646, JIS SCM 2, JIS SCCrM 1, SS14 2225 (Sweden), B.S. CDS 110 (UK), medium carbon steels, chromium-molybdenum, chrome-moly, MIL SPEC MIL-S-16974, SAE J404, SAE J412, SAE J770, DIN 1.7218, AFNOR 25 CD 4 (France), MIL-S-6758 (flat and round bar), MIS-S-18729 ANN and NORM (sheet and plate), QQS-624 (round bar)

Vendors: No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.85 g/cc	0.284 lb/in ³	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	197	197	
Hardness, Knoop	219	219	Converted from Brinell
Hardness, Rockwell B	92	92	Converted from Brinell
Hardness, Rockwell C	13	13	Converted from Brinell hardness. Value below normal HRC range, for comparison purposes only.
Hardness, Vickers	207	207	Converted from Brinell
Tensile Strength, Ultimate	670 MPa	97200 psi	
Tensile Strength, Yield	435 MPa	63100 psi	
Elongation at Break	25.5 %	25.5 %	in 50 mm
Reduction of Area	60 %	60 %	
Modulus of Elasticity	205 GPa	29700 ksi	Typical for steel
Bulk Modulus	160 GPa	23200 ksi	Typical for steel
Poissons Ratio	0.29	0.29	Calculated
Machinability	70 %	70 %	annealed and cold drawn. Based on 100% machinability for AISI 1212 steel.
Shear Modulus	80.0 GPa	11600 ksi	Typical for steel
Izod Impact	87.0 J	64.2 ft-lb	
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity 	0.0000223 ohm-cm	0.0000223 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 20.0 °C	@Temperature 68.0 °F	
	0.0000271 ohm-cm	0.0000271 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 100 °C	@Temperature 212 °F	
	0.0000342 ohm-cm	0.0000342 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 200 °C	@Temperature 392 °F	
	0.0000529 ohm-cm	0.0000529 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 400 °C	@Temperature 752 °F	
	0.0000786 ohm-cm	0.0000786 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 600 °C	@Temperature 1110 °F	
	0.0001103 ohm-cm	0.0001103 ohm-cm	specimen hardened and tempered
	@Temperature 800 °C	@Temperature 1470 °F	
0.0001171 ohm-cm	0.0001171 ohm-cm	specimen hardened and tempered	
@Temperature 1000 °C	@Temperature 1830 °F		
0.0001222 ohm-cm	0.0001222 ohm-cm	specimen hardened and tempered	
@Temperature 1200 °C	@Temperature 2190 °F		
Thermal Properties	Metric	English	Comments
Specific Heat Capacity 	0.477 J/g-°C	0.114 BTU/lb-°F	
	@Temperature >=100 °C	@Temperature >=212 °F	
	0.523 J/g-°C	0.125 BTU/lb-°F	
	@Temperature 150 - 200 °C	@Temperature 302 - 392 °F	
	0.837 J/g-°C	0.200 BTU/lb-°F	
	@Temperature 750 - 800 °C	@Temperature 1380 - 1470 °F	
	30.1 W/m-K	209 BTU-in/hr-ft ² -°F	

Thermal Conductivity 

40.7 W/m-K	@Temperature 1200 °C	282 BTU-in/hr-ft ² -°F	@Temperature 2190 °F
42.7 W/m-K	@Temperature 300 °C	296 BTU-in/hr-ft ² -°F	@Temperature 572 °F
	@Temperature 100 °C		@Temperature 212 °F

Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Carbon, C	0.28 - 0.33 %	0.28 - 0.33 %	
Chromium, Cr	0.80 - 1.1 %	0.80 - 1.1 %	
Iron, Fe	97.03 - 98.22 %	97.03 - 98.22 %	As remainder
Manganese, Mn	0.40 - 0.60 %	0.40 - 0.60 %	
Molybdenum, Mo	0.15 - 0.25 %	0.15 - 0.25 %	
Phosphorus, P	<= 0.035 %	<= 0.035 %	
Silicon, Si	0.15 - 0.30 %	0.15 - 0.30 %	
Sulfur, S	<= 0.040 %	<= 0.040 %	

References for this datasheet.

Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to MatWeb's [terms of use](#) regarding this information. [Click here](#) to view all the property values for this dataset as they were originally entered into MatWeb.

Anexo G: Ficha técnica del acero inoxidable 301



Stainless 301

Type 301 (S30100) is an austenitic stainless steel with a nominal composition of 17% chromium and 7% nickel. The high strengths of this grade of steel in the six available conditions or tempers, its resistance to atmosphere corrosion and its bright, attractive surface make it an excellent choice for decorative structural applications. By varying the chemical composition within the limits set by the ASTM specifications and by temper rolling, a broad range of magnetic and mechanical properties can be obtained for a variety of applications.

Specifications **ASTM:** A167, A177, A554, A666
UNS: S30100
AMS: 5901

Chemical Composition, %

	Cr	Mn	Si	Ni	P	S	C	N
MIN	16.00	—	—	6.00	—	—	—	—
MAX	18.00	2.00	1.00	8.00	0.045	0.030	0.15	0.10

Resistance to Corrosion: Type 301 is resistant to a variety of corrosive media. However, the corrosion properties are not as good as the 18-8 chromium-nickel steels. Its susceptibility to carbide precipitation during welding restricts its use in many applications in favor of Types 304 or 304L.

Resistance to Oxidation: Type 301 possesses good resistance to oxidation at temperatures up to 1550°F (840°C). At 1600°F (871°C) it exhibits an oxidation weight gain of 10mg/cm² in 1,000 hours. Therefore, this stainless steel is not suggested for use at 1600°F or above.

Features

- Provides good strength and ductility when cold worked
- Has excellent corrosion resistance
- Well suited to welding and forming and drawing
- Attractive surface

Applications

- Aircraft Structural Parts
- Trailer Bodies
- Architectural (roof drainage/door frames, etc.)
- Auto body trim wheel covers
- Utensils and tableware

1.888.282.3292 | UPMET.COM

Physical Properties

Melting Range: 2550-2590°F (1399-1421°C) **Specific Gravity:** 0.285 lb/in³
Density: 0.285 lb/in³ **Modulus of Elasticity in Tension:** 28 x 10⁶ psi (193 GPa)

Linear Coefficient of Thermal Expansion

Temperature Range		Coefficients	
°C	°F	cm/cm·°C	in/in/°F
20-100	62-212	16.6 x 10 ⁻⁶	9.2 x 10 ⁻⁶
50-300	68-572	17.6 x 10 ⁻⁶	9.8 x 10 ⁻⁶
20-500	68-932	18.6 x 10 ⁻⁶	10.3 x 10 ⁻⁶
20-700	68-1292	19.5 x 10 ⁻⁶	10.8 x 10 ⁻⁶
20-871	68-1600	19.8 x 10 ⁻⁶	11.0 x 10 ⁻⁶

Thermal Conductivity

Temperature Range			
°C	°F	W/m·K	Btu/ft ² /hr/°F/ft
20-100	62-212	16.3	9.4
20-500	62-932	21.4	12.4

Electrical Resistivity (Annealed Condition)

Temperature Range			
°C	°F	Microhm-cm	Microhm-in
20	68	72	28.3
100	212	78	30.7
200	392	86	33.8
400	752	100	39.4
600	1112	111	43.7
800	1472	121	47.6
900	1652	126	49.6

Specific Heat

Temperature Range			
°C	°F	J/kg°K	Btu/lb/°F
0-100	32-212	500	0.12



Stainless 301

Magnetic Permeability

H/M Annealed: 1.02 Max @ 200 H

Mechanical Properties

Type 301 is used in the annealed and cold rolled conditions. In the work-hardened condition, Type 301 develops higher tensile strength than the other stable austenitic grades. Minimum properties for plate, sheet and strip per ASTM A240 and A666 follow.

Minimum Room Temperature Mechanical Properties, ASTM A240 and A666 Specifications

Condition	Tensile Strength, Min		0.2% Yield Strength, Min.		Elong. In 2" (50mm)
	Ksi	(Mpa)	Ksi	(Mpa)	%, min.
Annealed	75	(515)	30	(205)	40
1/4 Hard	125	(862)	75	(517)	25
1/2 Hard	150	(1,034)	110	(758)	18*
3/4 Hared	175	(1,207)	135	(931)	12*
Full Hard	185	(1,276)	140	(965)	9*

*Value shown for thickness greater than 0.015 in. (.038mm)

Anexo H: Ficha técnica del PVC



TECHNICAL DATA SHEET PVC

(POLYVINYL CHLORIDE)

PVC is the most widely used member of the vinyl family. It is most commonly used in tubing, pipe and fittings. PVC offers excellent corrosion and weather resistance. It has a high strength-to-weight ratio and is a good electrical and thermal insulator. PVC is also self-extinguishing per UL flammability tests. PVC may be used to temperatures of 140°F (60°C) and is easily bonded, welded, machined, bent and shaped.

TYPICAL PROPERTIES of PVC and CPVC			
ASTM or UL test	Property	PVC	CPVC
PHYSICAL			
D792	Density (lb/in ³) (g/cm ³)	0.051 1.41	0.055 1.52
D570	Water Absorption, 24 hrs (%)	0	0.04
MECHANICAL			
D638	Tensile Strength (psi)	7,500	8,200
D638	Tensile Modulus (psi)	411,000	430,000
D638	Tensile Elongation at Break (%)	-	27
D790	Flexural Strength (psi)	12,800	15,000
D790	Flexural Modulus (psi)	481,000	410,000
D785	Hardness	115 (Rockwell R)	121 (Rockwell R)
D256	IZOD Notched Impact (ft-lb/in)	1.0	1.6
THERMAL			
D696	Coefficient of Linear Thermal Expansion (x 10 ⁻⁵ in./in./°F)	6.1	3.7
D648	Heat Deflection Temp (°F / °C) at 264 psi	176 / 80	217 / 103
D3418	Melting Temp (°F / °C)	n.a.	n.a.
-	Max Operating Temp (°F / °C)	140 / 60	200 / 93
C177	Thermal Conductivity (BTU-in/ft ² -hr-°F) (x 10 ⁻⁴ cal/cm-sec-°C)	0.90 3.1	0.95 3.3
UL94	Flammability Rating	V-O	V-O
ELECTRICAL			
D149	Dielectric Strength (V/mil) short time, 1/8" thick	544	1250
D150	Dielectric Constant at 60 Hz	3.2	3.7
D150	Dissipation Factor at 60 Hz	.0096	-
D257	Volume Resistivity (ohm-cm)at 50% RH	5.4 x 10 ¹⁵	3.4 x 10 ¹⁵

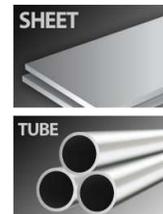
Benefits

- Chemical stability
- Clarity / transparency
- Flexible or rigid
- Biocompatibility
- High strength
- Economical
- Dimensional stability
- Good weather resistance
- High impact strength

Applications

- Medical and food grade tubing
- Filters
- Tanks
- Pipes
- Valves
- Bushings
- Fittings
- Laboratory equipment
- Ducts
- Wall coverings

SHAPES AVAILABLE



NOTE: The information contained herein are typical values intended for reference and comparison purposes only. They should NOT be used as a basis for design specifications or quality control. Contact us for manufacturers' complete material property datasheets. All values at 73°F (23°C) unless otherwise noted.