

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

**DISEÑO DE UN MECANISMO DEL TIPO EXOESQUELETO DE
MIEMBROS INFERIORES QUE PERMITA REPRODUCIR
PATRONES DE MOVIMIENTO**

**Tesis para optar al título de Ingeniero Mecánico,
que presenta el bachiller:**

ANDRÉS EDUARDO GARCÉS BELTRÁN

ASESOR: Ing. Dante Ángel Elías Giordano

Lima, marzo del 2017



RESUMEN

En este trabajo se desarrolló el diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto de miembros inferiores que permita reproducir patrones de movimiento. Se enfocó en aquellas personas con deficiencia del sistema nervioso referido a la parálisis de extremidades inferiores. Para poder realizar este prototipo, se contempló temas como la biomecánica. Además, se realizó el estudio de los diferentes tipos de dispositivos de asistencia, particularmente del tipo exoesqueleto, que existen en el mercado, permitiendo así tener una idea de las características que debe poseer el prototipo.

Con la ayuda de la metodología de diseño, se planteó un prototipo que incluye un sub-sistema de suspensión de peso corporal que permite a la persona suspender para poder realizar otros tipos de movimientos de asistidos dirigidos para la rehabilitación; sin embargo, por temas de extensión del documento y porque no contempla el objetivo principal de la tesis, para este sub-sistema solo se realizó el diseño conceptual y los planos de sub-ensamble; centrándose el desarrollo de la ingeniería de detalle solo en el sub-sistema tipo exoesqueleto.

A lo largo del capítulo de la ingeniería de detalle se verificó que las piezas que van a ser fabricadas soporten las cargas de trabajo para un ciclo de marcha normal; además de la selección de los principales componentes que darán energía al mecanismo o servirán para el sensado y control del sub-sistema. Luego de tener claro el dimensionamiento y características de los componentes se generaron los planos y costos, obteniéndose un costo aproximado de fabricación de 16,000.00 soles.

Al final de este trabajo se habrá diseñado un primer acercamiento de un mecanismo para personas adultas jóvenes con altura entre 1,60 y 1,70 metros; peso entre 60 a 80 kilogramos; sus movimientos controlados estarán restringidos en el plano sagital; sin embargo, los rangos de movimientos en los otros planos permitirán recrear el ciclo de marcha normal entre 70 y 90 pasos por minutos, entre otros movimientos para rehabilitación. Finalmente se obtuvo algunas observaciones y recomendaciones para el mejoramiento del prototipo a futuro, además de las conclusiones sobre las lecciones aprendidas en el desarrollo de la tesis.



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

TÍTULO : **DISEÑO DE UN MECANISMO DEL TIPO EXOSQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES QUE PERMITA REPRODUCIR PATRONES DE MOVIMIENTO**

ÁREA : Diseño # 311

PROPUESTO POR : Ing. Dante Ángel Elías Giordano

ASESOR : Ing. Dante Ángel Elías Giordano

TESISTA : Andrés Eduardo Garcés Beltrán

CÓDIGO : 20030554

FECHA : 27 de agosto del 2015



DESCRIPCIÓN Y OBJETIVOS:

En el Perú, según censo del año 2012, del total de la población que presenta alguna discapacidad de locomoción y/o destreza, el 92,0% manifestó tener dificultad para caminar fuera de su casa, recorriendo tanto distancias cortas como largas. Asimismo, el 53,1% precisó tener problemas para mantenerse en equilibrio, así como moverse y caminar sin dificultades dentro de su casa.

Actualmente, en países con gran desarrollo tecnológico, se dispone de diferentes dispositivos que brindan autonomía a personas con dificultades en la marcha, entre los cuales se tiene al exoesqueleto para miembros inferiores. Este dispositivo consiste en un mecanismo externo que se ubica entre la cadera y los pies de la persona logrando que ésta recupere su capacidad de marcha normal en forma parcial.

Por lo tanto, y con el propósito de disponer de un primer acercamiento al desarrollo de un exoesqueleto robótico, se propone el diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto para las extremidades inferiores que permita reproducir patrones de movimiento para rehabilitación. Este trabajo comprenderá la revisión del estado del arte, la definición de las condiciones dinámicas y geométricas que el mecanismo debe satisfacer, la definición geométrica del mecanismo, los cálculos de diseño en los componentes de mayor relevancia, la selección de los componentes motrices y estandarizados, la elaboración de los planos para la fabricación, y la estimación del costo de diseño y fabricación. Cabe resaltar que este trabajo no comprenderá el desarrollo de la dinámica del mecanismo, sin embargo, en el cálculo se considerarán y estimarán fuerzas inerciales que puedan generar una condición crítica de carga. El análisis dinámico completo del mecanismo, que permitiría la optimización del diseño, así como el diseño del sistema de control, se realizará en una etapa posterior al presente trabajo usando los resultados del mismo.

El exoesqueleto que a futuro se desarrolle podrá ser usado para ampliar la línea de investigación en equipos para rehabilitación de la marcha humana, asimismo ayudará a que personas con discapacidad puedan ser incorporadas a la sociedad con todos los derechos y oportunidades como las personas sin problemas de locomoción.





TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO

DISEÑO DE UN MECANISMO DEL TIPO EXOESQUELETO DE MIEMBROS
INFERIORES QUE PERMITA REPRODUCIR PATRONES DE MOVIMIENTO

Introducción

1. Antecedentes
2. Diseño conceptual
3. Diseño mecánico y selección de componentes
4. Planos y costos

Observaciones y Recomendaciones

Conclusiones

Bibliografía

Anexos

Máximo: 100 páginas

Ing. Dante A. Elías Giordano
Asesor



© 2016, Andrés Eduardo Garcés Beltrán

Ninguna parte de la tesis puede reproducirse o transmitirse bajo ninguna forma o procedimiento, sin el permiso escrito otorgado por el autor.



A mi familia y amistades las cuales me ayudaron con su apoyo incondicional a ampliar mis conocimientos y estar más cerca de mis metas profesionales.

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis, si bien ha requerido de esfuerzo y mucha dedicación por parte del autor y su asesor de tesis, no hubiese sido posible su finalización sin la cooperación desinteresada de todas y cada una de las personas que a continuación citaré y muchas de las cuales han sido un soporte muy fuerte a lo largo de mi carrera profesional y personal.

Antes que a todos quiero agradecer a Dios por darme las fuerzas y el valor para seguir mis estudios de pregrado y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

A mis padres, hermanos y familiares por su ánimo, apoyo y alegría que me brindan, me dan la fortaleza necesaria para seguir adelante y han contribuido positivamente para llevar a cabo esta difícil jornada. En especial, a mi madre por todo el sacrificio que ha realizado para poder desarrollarme profesionalmente.

Quiero darles las gracias a todos los profesores que hicieron de mí un buen ingeniero y una mejor persona. En particular a mi profesor guía, el Dr. Dante Elías, quien me orientó durante toda la carrera y especialmente por sus consejos durante el tiempo que duró esta tesis. No puedo dejar de agradecer al Ing. Benjamín Barriga, al Ing. Rosendo Franco y al Ing. Quino Valverde porque cada uno, con sus valiosas aportaciones y consejos, me ayudaron a crecer como persona y como profesional.

Agradecimientos especiales a Innóvate-Perú por apoyar en la realización de esta tesis a través del proyecto "Sistema robótico tipo exoesqueleto para las extremidades inferiores que permita reproducir patrones de movimiento en el plano sagital para marcha normal o movimientos asistidos dirigidos conforme a procedimientos médicos" con Contrato 203-FINCYT-IA-2013.

En general quisiera agradecer a todas y cada una de las personas que han vivido conmigo la realización de esta tesis, con sus altos y bajos y que no necesito nombrar porque tanto ellas como yo sabemos que desde los más profundo de mi corazón les agradezco el haberme brindado todo el apoyo, colaboración, ánimo y sobre todo cariño y amistad.

INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN	i
APROBACIÓN DE TEMARIO DE TESIS	ii
DERECHO DE AUTOR.....	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTOS	vi
INDICE DE TABLAS	x
INDICE DE FIGURAS	xiii
INTRODUCCIÓN	1
I. ANTECEDENTES	4
1.1 Biomecánica del cuerpo humano.....	4
1.1.1 Antropometría.....	4
1.1.2 Ergonomía.....	8
1.1.3 Patrones de movimiento	13
1.2 Dispositivos robóticos de asistencia	21
1.2.1 Sistema tipo exoesqueleto.....	21
1.2.2 Órtesis activa.....	24
II. DISEÑO CONCEPTUAL	27
2.1 Preliminares	27
2.2 Consideraciones para el diseño.....	29
2.3 Requerimientos del diseño	32
2.4 Proyecto óptimo.....	45
2.5 Diseño preliminar.....	48
2.5.1 Módulos mecánicos.....	48
2.5.2 Uniones entre módulos.....	59
2.5.3 Actuadores	64
2.5.4 Sensores	66
2.5.5 Unidad de control	70

III.	DISEÑO MECÁNICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES	71
3.1	Determinación de parámetros geométricos y de carga	73
3.2	Análisis estructural	75
3.2.1	Cálculo de eje.....	76
3.2.2	Cálculo de porta-rodamiento.....	78
3.2.3	Cálculo de eslabón de unión.....	79
3.3	Selección de componentes.....	81
3.3.1	Actuadores	81
3.3.2	Otros componentes	85
IV.	PLANOS Y COSTOS.....	86
4.1	Planos	86
4.2	Lista de materiales y componentes.....	88
4.2.1	Lista de perfiles	88
4.2.2	Lista de planchas y barras.....	89
4.2.3	Lista de componentes mecánicos.....	92
4.2.4	Lista de componentes electro-mecánicos y electrónicos	93
4.3	Costo del mecanismo	94
4.3.1	Costo de materiales.....	94
4.3.2	Costo de componentes.....	94
4.3.3	Costo de fabricación	96
4.3.4	Costo total	97
	OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	98
	CONCLUSIONES	100
	BIBLIOGRAFIA	102
A N E X O S		
	Anexo A : Cuadro comparativo de exoesqueletos	A-1
	Anexo B : Cuadro comparativo de órtesis activas	A-2
	Anexo C : Lista de exigencias.....	A-3
	Anexo D :Dimensiones de una persona adulta con altura $H_{m\acute{a}x}$	A-4
	Anexo E : Ángulos de rotación y oscilación de una persona adulta joven en el plano (a) frontal y (b) lateral	A-5
	Anexo F : Ejercicio para amplitud articular en flexión dorsal y plantar	A-6

Anexo G : Ejercicio de miembro inferior para ganar recorrido articular de cadera y rodilla	A-7
Anexo H :Ejercicio de apoyo monopodal	A-8
Anexo I : Ejercicio con escalera.....	A-9
Anexo J : Ejercicio de marcha normal.....	A-10
Anexo K :Estructura de funciones	A-11
Anexo L : Matriz morfolócia.....	A-12
Anexo M : Alternativa de solución 1	A-13
Anexo N : Alternativa de solución 2.....	A-14
Anexo O : Alternativa de solución 3.....	A-15
Anexo P : Evaluación técnica de conceptos de solución	A-16
Anexo Q : Evaluación económica de conceptos de solución	A-17
Anexo R : Fuerzas radiales y axiales de salida en el plano sagital en un ciclo de marcha	A-18
Anexo S : Procedimiento a detalle del análisis estructural	A-19
Anexo T : Procedimiento a detalle de la selección de componentes.....	A-33
Anexo U : Momentos y velocidades angulares de salida en el plano sagital en un ciclo de marcha.....	A-46
Anexo V : Potencia de salida en el plano sagital en un ciclo de marcha.....	A-47

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1: Parámetros antropométricos.....	6
Tabla 1.2: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de apoyo.....	15
Tabla 1.3: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de balanceo	15
Tabla 1.4: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de apoyo.....	17
Tabla 1.5: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de balanceo	17
Tabla 2.1: Arcos de movilidad de los segmentos en los tres planos principales.	32
Tabla 2.2: Arcos de movilidad de los segmentos en el plano sagital para algunas actividades	32
Tabla 2.3: Rango de altura y peso de la persona	34
Tabla 2.4: Longitud de los segmentos	34
Tabla 2.5: Parámetros temporales y espaciales durante la marcha normal.....	35
Tabla 2.6: Parámetros antropométricos.....	42
Tabla 2.7: Activación de motores para diferentes movimientos	46
Tabla 3.1: Cargas máximas en las articulaciones durante la marcha	74
Tabla 3.2: Cargas en el eje	76
Tabla 3.3: Reacciones en el eje	76
Tabla 3.4: Propiedades mecánicas del AISI/SAE 1045	77
Tabla 3.5: Resultados de análisis por resistencia del eje.....	77

Tabla 3.6: Cargas y reacciones en el porta-rodamiento	78
Tabla 3.7: Propiedades mecánicas del BSI LM27	79
Tabla 3.8: Resultados del análisis por resistencia de porta-rodamiento	79
Tabla 3.9: Cargas y reacciones en el eslabón de unión	80
Tabla 3.10: Resultados del análisis por resistencia de porta-rodamiento	81
Tabla 3.11: Parámetros de operación normal del tobillo - torque y velocidad angular.....	83
Tabla 3.12: Características de motor EC sin escobillas, ECI6340	83
Tabla 3.13: Características del reductor EtaCrownPlus 63.....	83
Tabla 3.14: Resultado para selección de reductor.....	85
Tabla 4.1: Lista de planos de ensamble y sub-ensamble del sistema tipo exoesqueleto.....	86
Tabla 4.2: Lista de planos de fabricación del sub-sistema tipo exoesqueleto	87
Tabla 4.3: Lista de perfiles según lámina y material	88
Tabla 4.4: Lista de perfiles según lámina y material con exceso	88
Tabla 4.5: Lista de perfiles según material y tipo de perfil	88
Tabla 4.6: Lista de planchas según lámina y material	89
Tabla 4.7: Lista de ejes según lámina y material.....	90
Tabla 4.8: Lista de planchas según lámina y material en exceso	90
Tabla 4.9: Continuación de lista de planchas según lámina y material en exceso. .	91
Tabla 4.10: Lista de ejes según lámina y material en exceso.....	91
Tabla 4.11 Lista de planchas y ejes según material y tipo de perfil	91

Tabla 4.12: Lista de tornillos de cabeza cilíndrica según norma DIN 912	92
Tabla 4.13: Lista de tornillo de cabeza avellanada según norma DIN 963 y DN7991	92
Tabla 4.14: Lista de arandelas elástica según norma DIN 127	92
Tabla 4.15: Lista de arandelas planas según norma DIN 125	92
Tabla 4.16: Lista de tuercas hexagonales según norma DIN 934.....	92
Tabla 4.17: Lista de anillos de retención según norma DIN 471	92
Tabla 4.18: Lista de otros elementos de unión según norma DIN.....	92
Tabla 4.19: Lista de rodamientos según norma DIN.....	93
Tabla 4.20: Lista de otros elementos mecánico.....	93
Tabla 4.21: Lista de elementos electro-mecánicos.....	93
Tabla 4.22: Lista de elementos electrónicos.....	93
Tabla 4.23: Costo de materiales.....	94
Tabla 4.24: Costo de componentes.....	95
Tabla 4.25: Costo de fabricación	96
Tabla 4.26: Costo total	97

INDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1: Longitudes de los segmentos del cuerpo en función de H	5
Figura 1.2: Medidas antropométricas de los miembros inferiores	6
Figura 1.3: Localización del centro de gravedad de las extremidades inferiores y su contraparte figura geométrica	7
Figura 1.4: Base de sustentación para postura bípeda ideal sin y con muletas	9
Figura 1.5: Principales planos del cuerpo humano	9
Figura 1.6: Principales ejes de referencias donde se desarrollan los movimientos.	10
Figura 1.7: Fases y periodos en el ciclo de marcha.....	13
Figura 1.8: Dimensiones principales de una zancada.....	14
Figura 1.9: Torque y velocidad angular que se generan en las articulaciones.....	16
Figura 1.10: Fases y periodos en el ciclo de ascenso de escaleras	17
Figura 1.11: Clasificación de dispositivos robóticos de asistencia	21
Figura 1.12: Exoesqueletos.....	22
Figura 1.13: Exoesqueletos amplificadores de fuerza	23
Figura 1.14: Órtesis activa	24
Figura 1.15: Órtesis activa para asistencia y rehabilitación	26
Figura 2.1: Modelo del subsistema efector	28
Figura 2.2: Modelo de siete eslabones.....	33
Figura 2.3: Curvas de desplazamiento en Y vs. el desplazamiento en X en el plano sagital.....	36
Figura 2.4: Curvas de desplazamiento en X vs. el tiempo (t) en el plano sagital	36

Figura 2.5: Curvas de desplazamiento en Y vs. el tiempo (t) en el plano sagital	37
Figura 2.6: Curvas de velocidad en X (v_x) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	37
Figura 2.7: Curvas de velocidad en Y (v_y) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	38
Figura 2.8: Curvas de aceleración en X (a_x) vs. el tiempo (t) en el plano sagital	38
Figura 2.9: Curvas de aceleración en Y (a_y) vs. el tiempo (t) en el plano sagital	39
Figura 2.10: Curvas de desplazamiento angular en Z (θ_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	39
Figura 2.11: Curvas de velocidad angular en Z (ω_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	40
Figura 2.12: Curvas de aceleración angular en Z (α_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	40
Figura 2.13: Sistemas equivalentes del segmento	41
Figura 2.14: Curvas de fuerza de reacción en X (R_x) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	43
Figura 2.15: Curvas de fuerza de reacción en Y (R_y) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	43
Figura 2.16: Curvas de momentos de reacción (MP) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.....	44
Figura 2.17: Diagrama de evaluación técnica - económica.....	46
Figura 2.18: Concepto de solución óptimo	47
Figura 2.19: Eslabón del pie.....	49
Figura 2.20: Eslabón del tobillo	49
Figura 2.21: Eslabón de la pierna y el muslo.....	50
Figura 2.22: Estructura de la cadera	51

Figura 2.23: Estructura de la pelvis	52
Figura 2.24: Eslabón del tronco.....	53
Figura 2.25: Guía telescópica intermedia.....	54
Figura 2.26: Guía telescópica soporte.....	55
Figura 2.27: Carro móvil.....	56
Figura 2.28: Soporte cable móvil.....	57
Figura 2.29: Carro guía	57
Figura 2.30: Estructura base	58
Figura 2.31: Configuración de las uniones para el giro en el plano frontal del sub-sistema exoesqueleto.....	59
Figura 2.32: Configuración de las uniones para el giro en el plano sagital del sub-sistema exoesqueleto.....	60
Figura 2.33: Configuración de las uniones para el giro en el plano transversal del sub-sistema exoesqueleto.....	61
Figura 2.34: Configuración de las uniones para el desplazamiento vertical en los planos sagital y frontal del sub-sistema SSPC	62
Figura 2.35: Configuración de las uniones para el giro en el plano transversal del sub-sistema SSPC	63
Figura 2.36: Configuración de las uniones para el desplazamiento horizontal en los planos sagital y frontal del sub-sistema SSPC	63
Figura 2.37: Vista en sección de un motor EC con reductor de engranajes tipo corona.....	64
Figura 2.38: (a) Servomotor; y (b) Caja reductora serie PE	65
Figura 2.39: Encoder incremental: representación de señales incrementales A, B y Z en disco óptico	66

Figura 2.40: Sensores de fin de carrera	67
Figura 2.41: Tipos de sensores de presión flexibles.....	68
Figura 2.42: Estructura de un punto de medición con galga extensiométrica	69
Figura 2.43: Unidad de control con amplificador integrado y comunicación CANopen	70
Figura 3.1: Sub-sistema tipo exoesqueleto.....	72
Figura 3.2: Instante de máxima carga	73
Figura 3.3: Esquema de uniones para el giro en el plano sagital del sub-sistema exoesqueleto.....	75
Figura 3.4: Diagrama de cuerpo libre del eje	76
Figura 3.5: Diagrama de cuerpo libre de porta-rodamiento.....	78
Figura 3.6: Diagrama de cuerpo libre del eslabón de unión.....	80
Figura 3.7: Curvas linealizadas del momento y velocidad angular del tobillo en plano sagital.....	82

INTRODUCCIÓN

En el Perú, según censo del año 2012, del total de la población que presenta alguna discapacidad de locomoción y/o destreza, el 92,0% manifestó tener dificultad para caminar fuera de su casa, recorriendo tanto distancias cortas como largas. Asimismo, el 53,1% precisó tener problemas para mantenerse en equilibrio, así como moverse y caminar sin dificultades dentro de su casa.

Con la intención de que las personas con discapacidad tengan una calidad de vida aceptable y la puedan mantener, instituciones como el Hogar Clínica San Juan de Dios, el Instituto de Neurocirugía, Neurología y Rehabilitación (INNER) y el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) realizan distintas acciones de prevención de la discapacidad, recuperación funcional e integración social.

Las tecnologías en rehabilitación para personas con discapacidad en locomoción se vienen desarrollando a través de los años en varias instituciones y universidades del mundo. Actualmente se dispone de diferentes dispositivos que brindan autonomía a personas con dificultades en la marcha, entre los cuales se tiene al exoesqueleto para miembros inferiores. Se define como exoesqueleto a una estructura electromecánica de cierta rigidez que es montada sobre el cuerpo para restaurar, rehabilitar o potenciar la función motora humana.

Sin embargo, debido al poco conocimiento del tema y acceso de información en nuestro país, un grupo de investigación perteneciente a al PUCP que ya ha estado realizando estudios en plataformas de rehabilitación, recién se está impulsando en investigar y realizar esta tecnología que permitirá aportar mayor autonomía a personas con imposibilidad de andar debido a fragilidad muscular y por otro lado permitirá

acelerar el proceso de recuperación de personas en rehabilitación, intensificando y automatizando dicho proceso.

En el desarrollo de la investigación propuesta, en una tesis previa, se elaboró el modelo dinámico para el mecanismo a desarrollar el cual fue simulado en un computador y con el cual se desea disponer de los primeros resultados que orienten el dimensionamiento del exoesqueleto.

Luego de todo el cálculo dinámico se seleccionará los antecedentes tecnológicos y conocimientos previos para realizar el diseño mecánico del exoesqueleto en un software CAD, el cual permitirá exportar el diseño mediante un software de simulación de modelos matemáticos del modelo real, y de forma paralela en base a los cálculos dinámicos se procederá a la selección de componentes electrónicos tal como actuadores, sensores y controladores.

Con este dimensionamiento inicial se procederá a desarrollar y fabricar un exoesqueleto. Las pruebas que se realicen a este equipo, permitirán realizar las primeras correcciones al modelo dinámico.

En la actualidad, la problemática social que afecta a los discapacitados es un problema que nos concierne a todos nosotros como sociedad, siendo la movilidad uno de los problemas principales que intensifican la dificultad de las personas con discapacidad para integrarse en el mercado laboral y en las actividades de la vida cotidiana. La rehabilitación es un componente fundamental de la salud pública y es esencial para lograr la equidad, pero también es un derecho fundamental y, por lo tanto, una responsabilidad social.

Por lo tanto, y con el propósito de disponer de un primer acercamiento al desarrollo de un exoesqueleto robótico, se propone el diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto para las extremidades inferiores que permita reproducir patrones de movimiento para rehabilitación. Este trabajo comprenderá la revisión del estado del arte, la definición de las condiciones dinámicas y geométricas que el mecanismo debe satisfacer, la definición geométrica del mecanismo, los cálculos de diseño en los

componentes de mayor relevancia, la selección de los componentes motrices y estandarizados, la elaboración de los planos para la fabricación, y la estimación del costo de diseño y fabricación. Cabe resaltar que este trabajo no comprenderá el desarrollo de la dinámica del mecanismo, sin embargo, en el cálculo se considerarán y estimarán fuerzas inerciales que puedan generar una condición crítica de carga. El análisis dinámico completo del mecanismo, que permitiría la optimización del diseño, así como el diseño del sistema de control, se realizará en una etapa posterior al presente trabajo usando los resultados del mismo.

Este trabajo comprende el estudio de la biomecánica del cuerpo humano que definirá los parámetros que se necesitan para el desarrollo del exoesqueleto, así como los sistemas tipos exoesqueletos desarrollados y sus usos de aplicación. En el diseño conceptual se utilizará un modelo generalizado de procedimiento en el proceso del diseño, el cual llevará a escoger un proyecto óptimo. Se detallarán los procedimientos de cálculo y selección de las partes, así como se realizarán los planos de ensamble y fabricación de todos los componentes. Y se finalizará con la cotización de los materiales para su fabricación.

De acuerdo con las observaciones y planteamientos descritos anteriormente, los objetivos de la presente tesis son los siguientes:

El objetivo general de la tesis es:

- Diseñar el sistema mecánico de un robot tipo exoesqueleto para las extremidades inferiores que permita reproducir patrones de movimiento en el plano sagital para rehabilitación.

Como objetivos específicos se tienen:

- Definir las formas geométricas y los materiales.
- Verificación mecánica mediante el cálculo.
- Selección de componentes estandarizados.
- Selección preliminar de componentes para operación e instrumentación.
- Planos para fabricación y ensamble.

CAPÍTULO 1

ANTECEDENTES

En el presente capítulo se expone la biomecánica del cuerpo humano, en particular la parte del cuerpo que comprende la cadera y los miembros inferiores, esto ayudará a identificar las funciones principales que cumplen cada una de ellas durante la marcha y que serán reemplazadas por el mecanismo del tipo exoesqueleto. Finalmente se presentan los exoesqueletos desarrollados y los mecanismos que en estos se utilizan.

1.1 Biomecánica del cuerpo humano

La biomecánica es una disciplina científica que estudia la aplicación de los principios de la mecánica de los organismos vivos, en particular analiza el comportamiento de la estructura fisiológica cuando son sobrepuestas a sollicitaciones estáticas y dinámicas. Mediante su estudio podremos definir los parámetros que se necesitan para el desarrollo del exoesqueleto.

1.1.1 Antropometría

La antropometría es una ciencia que se ocupa de las mediciones del cuerpo humano, sus diferentes partes y proporciones, generalmente con objeto de establecer la frecuencia con que se encuentran en diferentes culturas, razas, sexos, grupos de edad, etc. Esta nos proveerá la información de las dimensiones, masas, inercias y ubicación de los centros de gravedad de cada una de las partes del cuerpo humano.

Debido a la variabilidad entre las dimensiones del cuerpo, y a factores como la edad, el género, la etnia, etc., se realizan estudios de una población específica y estos se expresan en tablas que muestran la desviación estándar y los percentiles. Los percentiles indican el porcentaje de personas entre la población que tienen una dimensión corporal de cierto tamaño; se utiliza la curva de Gauss para ser ilustrados.

Otros estudios, como los realizados por Drillis y Contini [Dril66], relacionan, aproximadamente, las diferentes dimensiones del cuerpo respecto a la altura de la persona (figura 1.1).

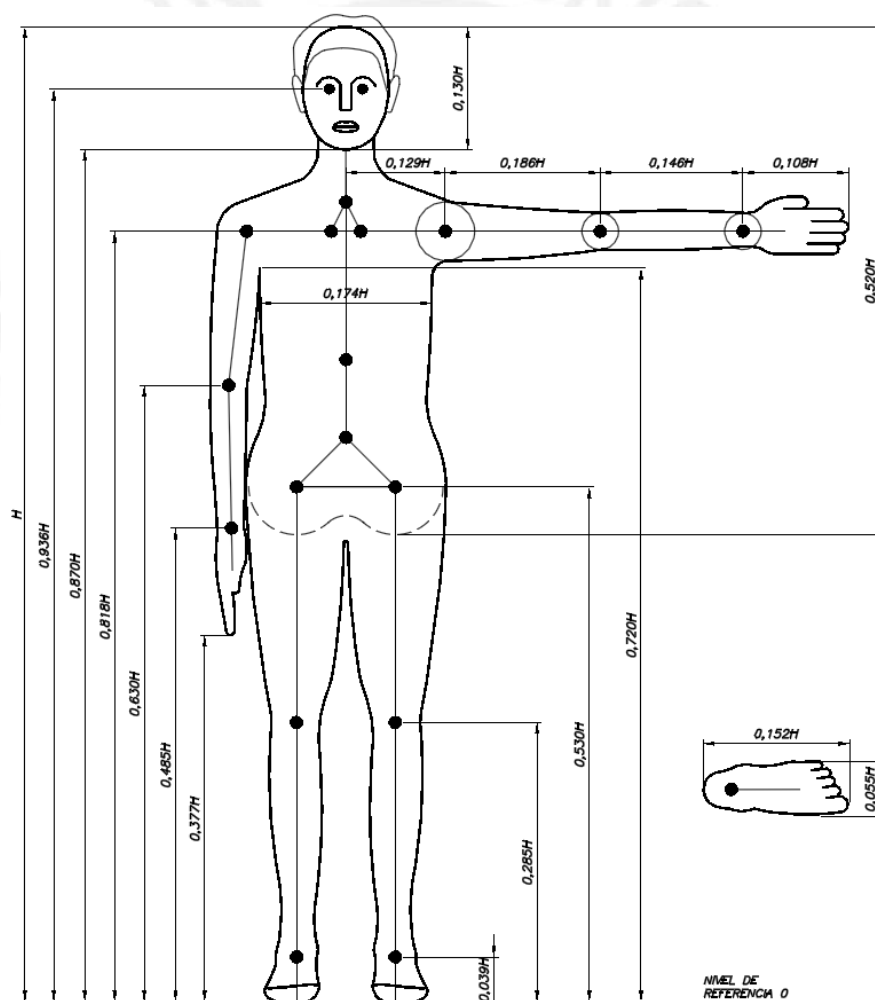


Figura 1.1.- Longitudes de los segmentos del cuerpo en función de H (altura del cuerpo).¹

¹El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

Cuando el cuerpo se encuentra en movimiento, el centro de masa de todo el cuerpo está en constante cambio en el tiempo. Por lo que es necesario conocer la trayectoria del centro de masa de cada segmento para luego analizar las cargas que se generan durante la marcha.

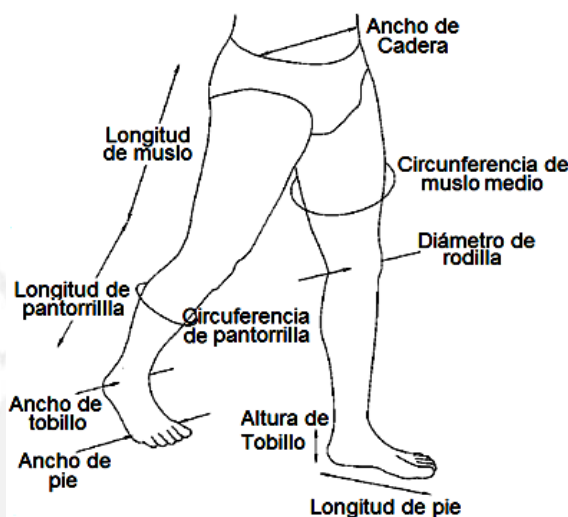


Figura 1.2.- Medidas antropométricas de los miembros inferiores.²

Investigadores como Miller [Mill73], Plagenhoef [Plag71] y Chandler [Chan75] han realizado diversos estudios en cadáveres considerando algunas medidas antropométricas (figura 1.2) para predecir las masas, centros de gravedad e inercias de cada segmento. Algunos de estos estudios utilizan relaciones de proporcionalidad entre los parámetros que se desean hallar y los valores medidos [Wint09], la tabla 1.1 muestra los parámetros antropométricos que se utilizarán para el cálculo.

Tabla 1.1: Parámetros antropométricos [Wint09].

Segmento	Masa del segmento/Masa total del cuerpo	Centro de masa/Longitud del segmento		Radio de giro/Longitud del segmento			Densidad
		Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal	
Pie	0,0145	0,50	0,50	0,475	0,690	0,690P	1,10
Pantorrilla	0,0465	0,433	0,567	0,302	0,528	0,643M	1,09
Muslo	0,100	0,433	0,567	0,323	0,540	0,653M	1.05
HAT ³	0,678	0,626	0,374	0,496	0,798	0,621	-

²Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

³HAT, (Head, Arms and Trunk) este segmento se presenta en relación con la distancia entre el trocánter mayor y la articulación glenohumeral.

Otras expresiones matemáticas usan ecuaciones de regresión lineal múltiple, ecuaciones 1.1 y 1.2, las que relacionan la masa corporal total del sujeto con las dimensiones del segmento de interés. En este caso consideran los segmentos como figuras geométricas conocidas y asumen densidad invariante entre los sujetos analizados [Vaug99], mientras que el centro de masa es un porcentaje de la longitud del segmento, ya sea del extremo distal o proximal (figura 1.3).

$$M_S = C_1(M_T) + C_2(L_S)^3 + C_3 \quad (1.1)$$

$$I_S = C_4(M_T)(L_S)^2 + C_5 \quad (1.2)$$

Donde:

M_S : Masa del segmento

M_T : Masa del total del cuerpo

L_S : Longitud del segmento

I_S : Momento de inercia del segmento

C_1, C_2, C_3, C_4 y C_5 : Coeficientes de regresión

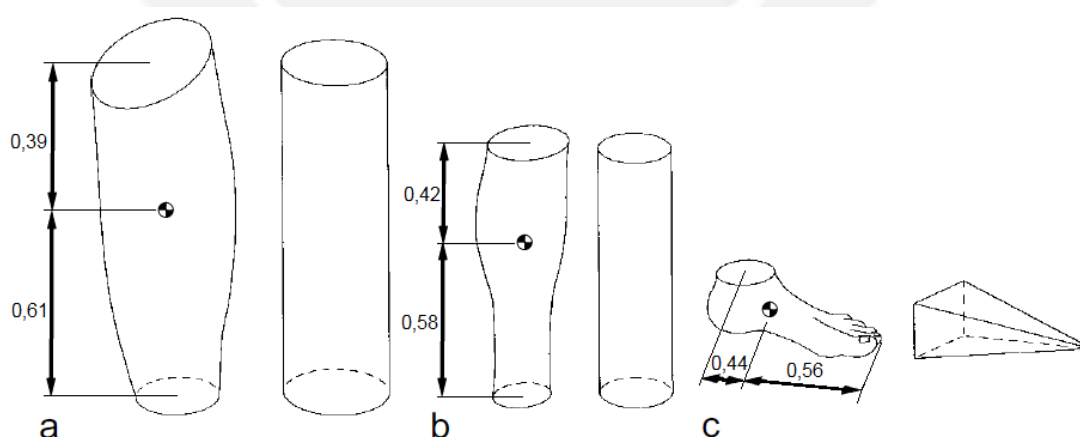


Figura 1.3.- Localización del centro de gravedad de las extremidades inferiores y su contraparte figura geométrica.⁴

⁴ Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

1.1.2 Ergonomía

La ergonomía es una disciplina científica que estudia los datos biológicos y tecnológicos a fin de resolver los problemas de mutua adaptación entre el hombre y la máquina, o medio en que interactúa. Su información nos proporcionará las limitaciones de posturas y movimientos corporales, levantamiento de peso y formas corporales.

El análisis de la postura corporal identifica aspectos específicos como los efectos de la inercia, la fuerza de la gravedad, la reacción del piso y las influencias que ejercen sobre la postura. Se definen dos tipos de postura: la estática, como la alineación corporal mantenida de todos sus segmentos en una situación específica de quietud; y la dinámica, es la postura corporal y de los segmentos adoptada durante el movimiento.

Al tratar de conservar una postura estable, y responder a demandas corporales de carga o movimiento, se realiza la activación y desactivación coordinada y sistemática de acciones musculares con mínimo consumo energético. Uno de los elementos que garantiza la estabilidad de la postura corporal es la base de sustentación, la cual se define como el área delimitada por los extremos de los segmentos que se encuentran apoyados en el piso o superficie de soporte.

Mantener una postura bípeda ideal requiere que los segmentos corporales permanezcan alineados horizontal y verticalmente generando una mínima carga y reducido estrés mecánico en el cuerpo. Además, se obtiene una pequeña base soporte delimitada por las líneas que unen los extremos de los talones, los bordes laterales de los pies y los extremos distales de los dedos que conforman un polígono de soporte. Cuando se utilizan muletas, estas hacen parte de la base de sustentación del individuo, es decir, se incrementa el área de apoyo, ya que comprende el espacio comprendido entre los pies y los puntos de apoyo de los auxiliares de marcha (figura 1.4).

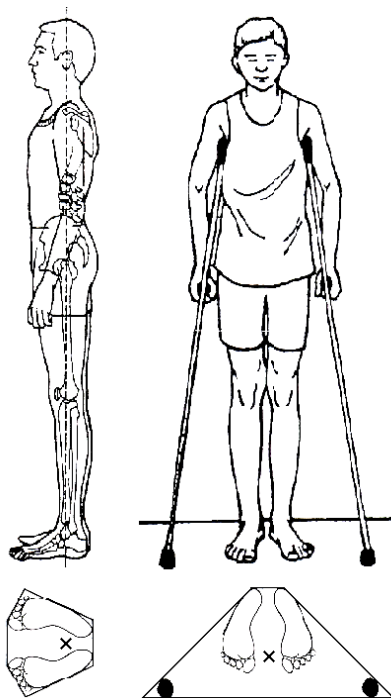


Figura 1.4.- Base de sustentación para postura bípeda ideal sin y con muletas.⁵

La mayoría de los investigadores analizan el movimiento del cuerpo humano en tres planos principales: el sagital, el frontal y el transversal (figura 1.5).

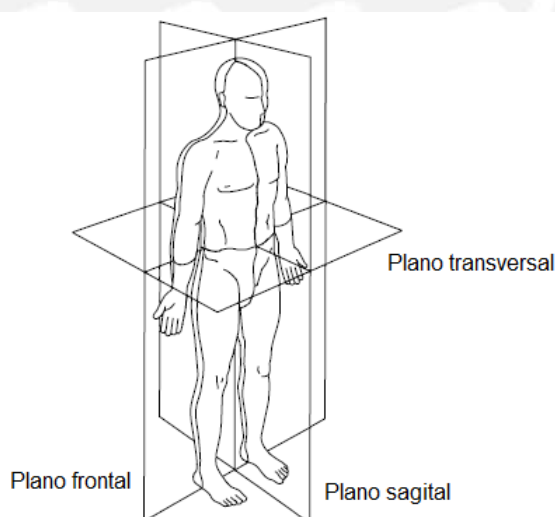


Figura 1.5.- Principales planos del cuerpo humano.⁶

⁵Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal. Daza, Javier.

⁶Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

Las articulaciones representan conexiones que existen entre los diversos miembros que componen el cuerpo humano. Aunque el movimiento de los segmentos depende de la actividad del músculo, el tipo de movimiento o grado de libertad de éste, está determinado por la articulación o naturaleza de la unión o conexión entre los huesos y la forma de las superficies articulares. A continuación, se describirán con detalle las articulaciones de los miembros inferiores y sus limitaciones del movimiento:

*Articulación coxofemoral*⁷: Articulación sinovial del tipo enartrosis, donde las superficies articulares que intervienen son esféricas o casi esféricas, una cóncava y una convexa. Realizan todos los movimientos posibles en el espacio. Resultando un movimiento reproducible en tres planos y alrededor de tres ejes coincidentes (figura 1.6).

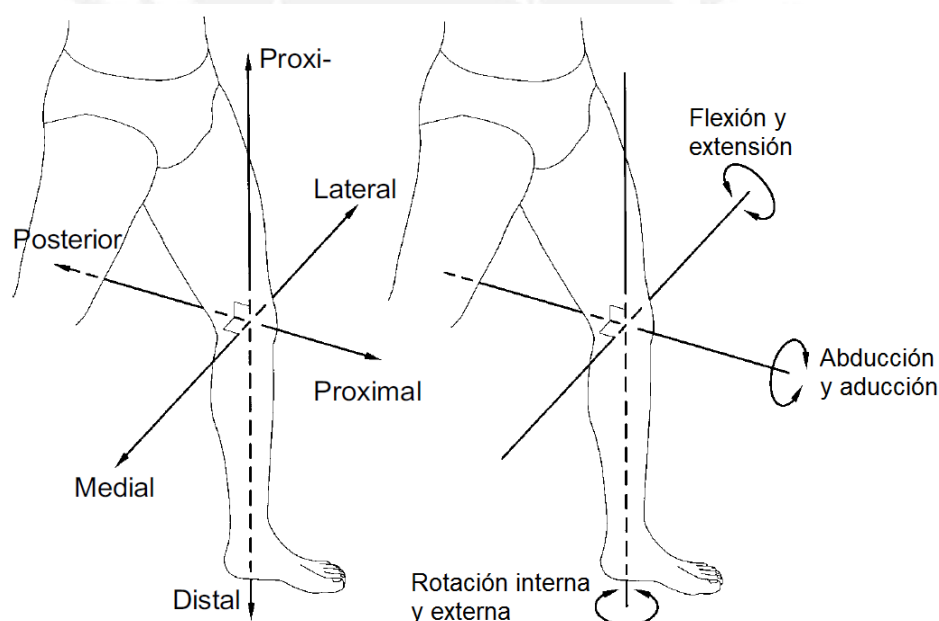


Figura 1.6.- Principales ejes de referencias donde se desarrollan los movimientos.⁸

- Movimientos paralelos al plano sagital y alrededor de un eje frontal-horizontal: disminución de 0° a 125° (flexión) y aumento de 0° a 45° (extensión) del ángulo de la articulación coxofemoral [Drey93].

⁷ Articulación coxofemoral, unión de la cavidad pélvica y cabeza femoral.

⁸ Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

- Movimientos paralelos al plano frontal y alrededor de un eje sagital-horizontal: movimiento lateral hacia afuera de 0° a 45° (abducción) y hacia adentro de 0° a 40° (aducción) de la línea media del cuerpo [Drey93].
- Movimientos paralelos al plano transversal y alrededor de un eje vertical: el aspecto anterior del muslo gira de 90° tanto hacia fuera (rotación externa) como hacia dentro (rotación interna) de la línea media del cuerpo [Prou97].

Articulación Tibio-femoral: Articulación sinovial del tipo trocleartrosis, donde las superficies articulares son una tróclea y dos carillas separadas por una cresta. Ejecutan los movimientos de flexión y extensión, mono axial de tipo bisagra de un solo grado de libertad. Resultando un movimiento reproducible en un eje transversal al segmento.

- Movimientos paralelos al plano sagital y alrededor de un eje frontal-horizontal: varía de 0° a $113,5^\circ$ en flexión y 0° en extensión del ángulo de la articulación tibio-femoral [Drey93].

Articulación Talocrural (tobillo) y tibiofibular: Articulación sinovial del tipo trocleartrosis y de trocoide, donde la superficie articular está moldeada de forma parecida a un pivote y los únicos movimientos permitidos son los movimientos de rotación lateral y rotación medial. Resultando un movimiento reproducible en dos ejes.

- Movimientos paralelos al plano sagital y alrededor de un eje frontal-horizontal: aumento de 0° a 41° (flexión plantar) y disminución de 0° a 26° (dorsiflexión) del ángulo de la articulación del tobillo [Drey93].
- Movimientos paralelos al plano frontal y alrededor de un eje sagital-horizontal: movimiento lateral hacia afuera de 0° a 24° (abducción) y hacia adentro de 0° a $26,5^\circ$ (aducción) de la línea media del cuerpo [Drey93].

La fuerza muscular constituye un elemento fundamental en el control de la postura y la producción del movimiento corporal humano, por lo que es necesario valorar la fuerza muscular para conocer la condición real de la cualidad física y determinar la capacidad motora general de un usuario. Se definen tres tipos de fuerza [Daza07]:

- Fuerza muscular máxima, facilita el conocimiento de la capacidad que presenta una persona para ejecutar con éxito actividades específicas que demanda soportar y trasladar las cargas externas. Se expresan de dos formas: fuerza estática máxima y fuerza dinámica máxima (carga del 10% al 40% del peso corporal para personas con discapacidad y del 40% al 60% del peso corporal en personas con funcionamiento satisfactorio).
- Resistencia muscular, proporciona información valiosa acerca de la capacidad de soportar la fatiga al realizar acciones repetitivas de corta, mediana y larga duración. Se expresan de dos formas: resistencia estática y resistencia dinámica (carga del 80% de la fuerza máxima de una repetición máxima de corta duración, del 20% al 40% de la fuerza máxima de una repetición máxima de mediana duración y por debajo del 20% de la fuerza máxima de una repetición máxima de larga duración).
- Potencia muscular, informa la capacidad para llevar a cabo acciones musculares contra resistencia en el menor tiempo posible. Intervienen el tamaño muscular, la coordinación intramuscular, la producción y el gasto energético, la velocidad de contracción, la capacidad de reacción y la velocidad de conducción, entre otros.

La persona al realizar cierta postura o movimiento con una carga corre el riesgo de sufrir una lesión, por tal razón es importante conocer los límites de peso recomendados. Factores como la carga, el entorno, la edad, la ropa que lleve puesta, entre otros pueden influir en los límites de cargas que esta pueda soportar. Estos límites varían arbitrariamente de un país a otro y en muchos países están por encima de lo que se considera adecuado según investigaciones científicas. El National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recomienda como peso máximo de levantamiento 23 kg a la altura del codo y como peso máximo sobre la espalda de 10% del peso corporal según los especialistas médicos [Orga98].

El sobrepeso incrementa el riesgo de enfermedades músculo-esqueléticas, entre otras, que afectarán en la marcha. En este sentido, el índice de masa corporal (IMC) se constituye como una variable de condición de salud y peso corporal que puede soportar una persona. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) el valor adecuado del IMC se encuentra entre 18,5 y 24,99 kg/m² [Daza07].

1.1.3 Patrones de movimiento

a. Marcha humana

La marcha normal se describe como una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad, manteniéndose la estabilidad durante todo el tiempo de su realización. El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica. Se pueden identificar algunos parámetros temporales que se describen a continuación:

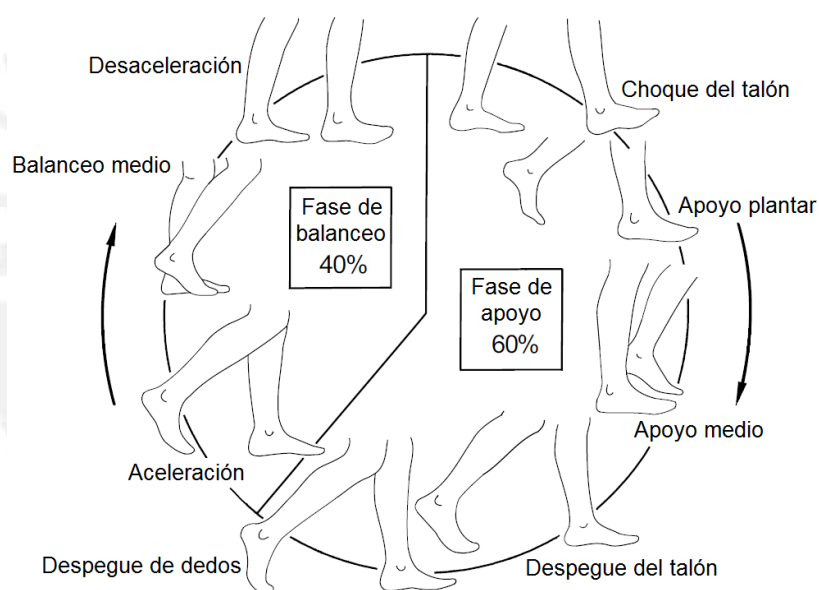


Figura 1.7.- Fases y periodos en el ciclo de marcha ⁹

- Ciclo de marcha normal, se define como el evento repetitivo de las acciones o movimientos que se producen entre el choque de talón de un pie y el choque de talón del mismo pie al desplazarse en posición bípeda, la cual se divide en fases y periodos que representan cierta distribución porcentual del ciclo (figura 1.7).
- Periodo de paso, se refiere al intervalo de tiempo entre el contacto inicial de un pie y el mismo evento del pie contralateral.

⁹Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

- Fase de balanceo, es el tiempo transcurrido entre el instante del despegue de los dedos del pie que pierden por completo la relación con el piso hasta el punto del contacto del talón con el piso.
- Cadencia, este parámetro hace referencia al número de pasos por unidad de tiempo que, generalmente se fija en un minuto. Normalmente se encuentra entre 90 y 140 pasos por minuto.
- Velocidad, es la relación de la distancia recorrida en la dirección de la marcha por unidad de tiempo. La velocidad y la cadencia natural son variables que toda persona adopta para proveer la máxima eficiencia energética.
- Aceleración, es el cambio en la velocidad. El incremento de velocidad puede llegar hasta el 44% en personas saludables.

También se puede cuantificar parámetros espaciales que nos proporciona una descripción básica de la marcha:

- Zancada, es la distancia lineal entre dos eventos iguales y sucesivos de la misma extremidad (figura 1.8).

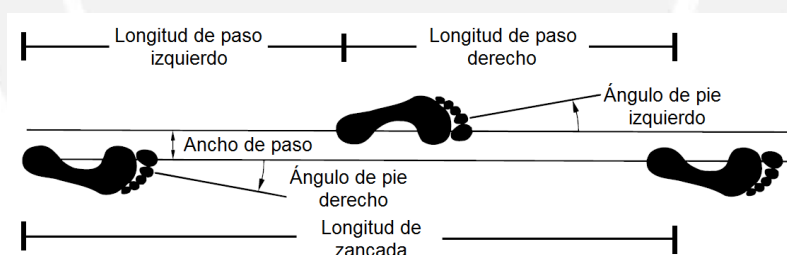


Figura 1.8.- Dimensiones principales de una zancada ¹⁰

- Longitud de paso, es la distancia lineal en metros desde un evento específico que es el contacto inicial de una extremidad hasta el mismo evento de la extremidad opuesta.
- Ancho de paso, es la distancia lineal entre dos puntos iguales de los pies. En la marcha normal, el ancho entre los dos puntos queda en una media de 5 a 10

¹⁰ Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

centímetros. Es una variable directamente relacionada con la estabilidad y el equilibrio.

- Ángulo de paso, se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión, normalmente, está entre los 5° y 8°.

Los investigadores han estudiado la locomoción humana mediante dos métodos. Uno es la cinemática que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha. Las tablas 1.2 y 1.3 muestran el análisis de la amplitud del movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en el ciclo de marcha.

El otro es el área de la cinética que se refiere a las fuerzas que producen el movimiento. Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal son aquellas debidas a la gravedad, la contracción muscular, la inercia y las reacciones del suelo que son las resultantes de las fuerzas que ejercen el suelo en el pie (figura 1.9).

Tabla 1.2: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de apoyo [Daza07].

Articulación	Choque del talón	Apoyo plantar	Apoyo medio	Despegue del talón	Despegue de dedos
Cadera	Flexión 30°	Flexión 30°	Flexión 10°	5° de extensión pélvica y 5° de rotación pélvica	Neutro 0°
Rodilla	Neutro 0°	Flexión 15° a 20°	Flexión 5°	Neutro 0°	Flexión 30°-40°
Tobillo	Neutro 0°	Plantiflexión 10° a 15°	Dorsiflexión 5° a 8°	Dorsiflexión 10° a 12°	Plantiflexión 20°

Tabla 1.3: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de balanceo [Daza07].

Articulación	Aceleración	Balaceo medio	Desaceleración
Cadera	Flexión 20°	Flexión 30°	Flexión 30°
Rodilla	Flexión 50° a 60°	Flexión 25° a 30°	Neutro 0°
Tobillo	Plantiflexión 5° a 10°	Neutro 0°	Neutro 0°

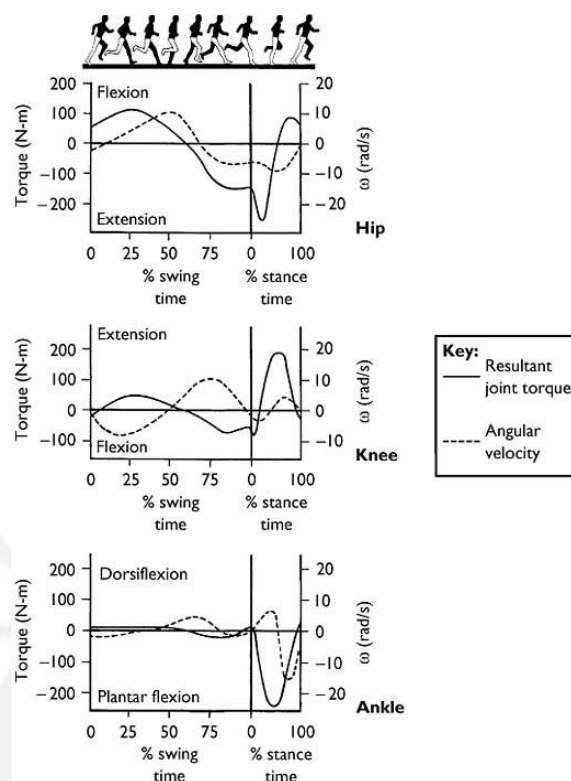


Figura. 1.9.- Torque y velocidad angular que se generan en las articulaciones ¹¹

b. Ascenso y descenso de escaleras

Al igual que la marcha normal, el subir y bajar escaleras es una actividad cotidiana que merece especial atención. Una persona puede presentar la capacidad de una marcha funcional aceptable a nivel del piso, pero considerables limitaciones en la actividad de para ascender y descender escaleras, debido a deficiencias funcionales neurológicas, de movilidad articular o debilidad muscular de las extremidades inferiores y del tronco.

El ciclo de ascenso de escalera está dividido en fases y periodos (figura 1.10). La primera fase de soporte constituye el 66% del ciclo y la otra, de balanceo que ocupa el 34% restante, los cuales varían considerablemente con la velocidad de ejecución de la actividad. Las tablas 1.4 y 1.5 muestran el análisis de la amplitud del movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en el ciclo de ascenso de escalera.

¹¹ Dynamics of human gait. Vaughan, Christopher.

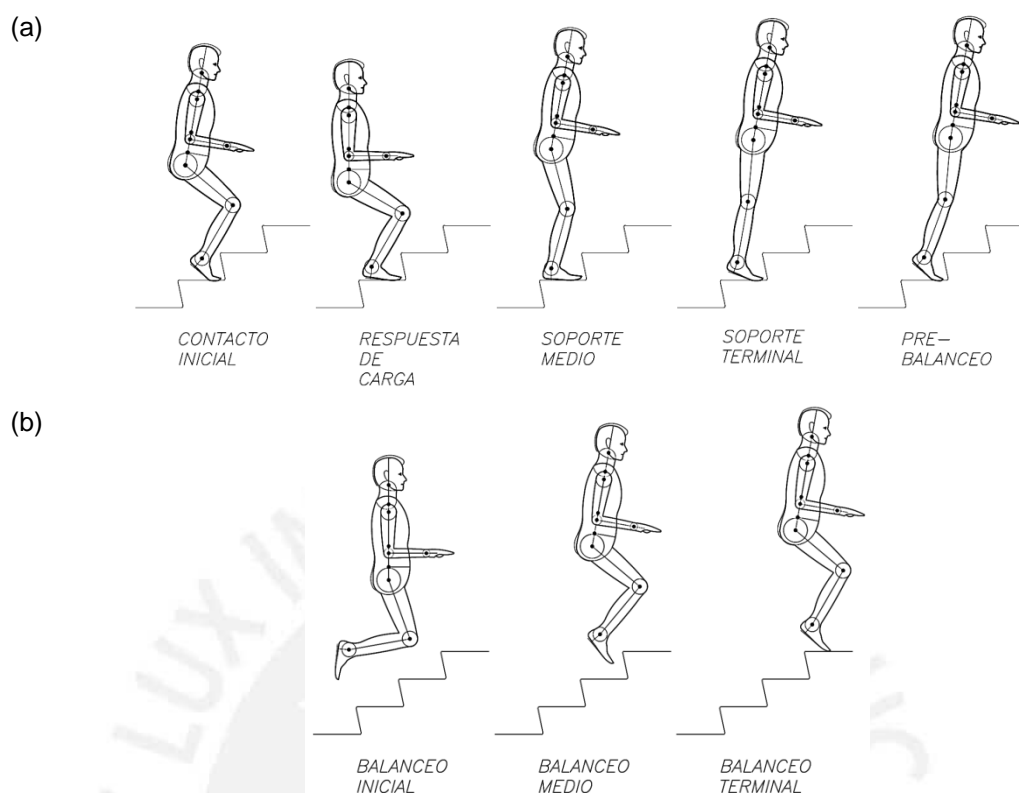


Figura 1.10.- Fases y periodos en el ciclo de ascenso de escalera ¹²: (a) Fase de soporte; (b) Fase de balanceo

Tabla 1.4: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de apoyo [Daza07].

Articulación	Contacto inicial	Respuesta de carga	Soporte medio	Soporte terminal	Pre-balanceo
Cadera	Flexión 50° - 60°	Flexión 50° - 60°	Flexión 25°	Flexión 0° - 5°	Flexión 5° - 15°
Rodilla	Flexión 70° - 80°	Flexión 80° - 90°	Flexión 30°	Flexión 0° - 5°	Flexión 5° - 15°
Tobillo	Plantiflexión 5° - 10°	Dorsiflexión 15° a 25°	Dorsiflexión 10° a 15°	Plantiflexión 10°	Plantiflexión 15° - 20°

Tabla 1.5: Amplitud de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital en la fase de balanceo [Daza07].

Articulación	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal
Cadera	Flexión 10° - 20°	Flexión 40° - 60°	Flexión 40° - 60°
Rodilla	Flexión 90° - 100°	Flexión 80° - 90°	Flexión 70° - 80°
Tobillo	Plantiflexión 10° - 15°	Plantiflexión 5° - 10°	Plantiflexión 5° - 10°

¹² El dibujo se realizó con la información del libro Evaluación clínico-funcional del movimiento humano, Daza Lesmes.

Los rangos de movimientos articular que se muestran en las tablas 1.4 y 1.5 se alcanzan al final de cada periodo. Al comparar el ciclo de marcha normal con el de ascenso de escalera, se puede concluir que para el ascenso y descenso de escaleras la persona requiere de rangos de movimientos superiores y de mayor fuerza muscular. El trabajo muscular es dinámico con predominio de contracciones concéntricas al subir, pues se requiere acelerar el movimiento, y de tipo excéntricas al bajar, para desacelerarlo [Daza07].

c. Movimientos asistidos dirigidos para rehabilitación

Los movimientos asistidos dirigidos son un conjunto de métodos que utilizan el movimiento corporal para corregir un deterioro, mejorar la función músculo-esquelética o mantener un estado de bienestar. Se pueden clasificar según la participación del paciente en la realización de los movimientos como ejercicios pasivos y activos.

Los ejercicios pasivos son un conjunto de técnicas aplicadas a las estructuras afectadas del paciente y destinadas a tratar las consecuencias de las enfermedades de los sistemas o aparatos osteoarticular, muscular, cardiovascular y respiratorio. El paciente no realizará ningún movimiento voluntario de la zona a tratar, sino que este movimiento le es comunicado por una fuerza externa a la que el paciente ni ayude ni resiste.

Los ejercicios activos son un conjunto de técnicas que utilizan el movimiento provocado por la actividad muscular del sujeto con un objetivo terapéutico, para ello es preciso lograr que el paciente desarrolle la conciencia motriz y provocar en él los suficientes estímulos, por lo que es condición indispensable que el movimiento o ejercicio sea deseado por el paciente, que conozca su utilidad y que se le enseñe metódicamente hasta construir un esquema mental que, fijado con la precisión, lo llevará a desarrollarlo correctamente.

- Ejercicios de movilización activa: Consisten en la realización de una serie de ejercicios programados destinados a mover la articulación con la mayor amplitud posible de movimiento.

- Ejercicios de potenciación: Estos ejercicios van orientados al acondicionamiento de la musculatura del tobillo, para estimular la capacidad de movimientos propios, así como para agilizar su correcta relación con la extremidad inferior.
- Ejercicios de estiramiento: Consiste en la realización de ejercicios para conseguir elongar estructuras musculo tendinosas, respetando la amplitud articular sin provocar dolor, evitando realizarlos bruscamente, siempre con preparación previa y de forma progresiva. Se moverá la articulación hasta el punto en que se genere tensión y se mantendrá la posición durante un tiempo determinado por el fisioterapeuta.
- Ejercicios de reeducación: Son ejercicios que favorecen una adecuada estabilización de la articulación. Son esenciales para garantizar la marcha, el equilibrio y el correcto funcionamiento de nuestro sistema locomotor. Contribuye a la prevención de lesiones y problemas posturales.

Se muestra a continuación un listado de los principales ejercicios asistidos para cada articulación:

- Ejercicios para tobillo:
 - Ejercicio para amplitud articular en flexión dorsal, plantar, pronación y supinación.
 - Ejercicio para amplitud articular en flexión dorsal, plantar, pronación y supinación con plato.
 - Ejercicio para estiramiento de tibial anterior.
 - Ejercicio de estiramiento de la musculatura del peroné.
 - Ejercicio de propiocepción con plato en movilidad global del tobillo.
 - Ejercicio de propiocepción en cadena cinética abierta.
 - Ejercicio de propiocepción en cadena cinética semi-abierta con pelota.
 - Ejercicio de marcha con apoyo en el borde interno del pie.
 - Ejercicio de marcha con apoyo en el borde externo del pie.
 - Ejercicio de marcha con apoyo en talones.
 - Ejercicio de marcha con apoyo en los dedos y en el antepié.
 - Ejercicio de apoyo monopodal en suelo.
 - Ejercicio de apoyo bipodal en superficie deformable.

- Ejercicio de apoyo monopodal en superficie deformable.
 - Ejercicio de apoyo bipodal en plano muy inestable con plato.
 - Ejercicio de apoyo monopodal en plano muy inestable con plato.
 - Ejercicio de triple flexión de miembro inferior en cadena cinética cerrada.
- Ejercicios para rodilla:
- Ejercicio isométrico de músculos cuádriceps.
 - Ejercicio activo de flexo extensión de rodilla.
 - Ejercicio de fortalecimiento de psoas-iliaco y cuádriceps.
 - Ejercicio de fortalecimiento de cuádriceps con rulo.
 - Ejercicio de flexo-extensión de tobillo.
 - Ejercicio activo de flexo-extensión de rodilla sentado.
 - Ejercicio auto-asistido de flexo-extensión de rodilla sentado.
 - Ejercicio de fortalecimiento de la musculatura en extensión de rodilla.
 - Ejercicio de fortalecimiento de la musculatura en flexión de rodilla.
 - Ejercicio de estiramiento de los isquiotibiales.
 - Ejercicio activo de miembro inferior para ganar recorrido articular de rodilla.
 - Ejercicio auto-asistido para ganar recorrido articular de rodilla.
 - Ejercicio de miembro inferior para ganar recorrido articular de cadera y rodilla.
 - Ejercicio de fortalecimiento de isquiotibiales.
 - Ejercicio de fortalecimiento de glúteo y cuádriceps.
 - Ejercicio de fortalecimiento de rótula.
 - Ejercicio con escalera.
- Ejercicios para cadera:
- Ejercicio de abducción de la cadera (separación de piernas).
 - Ejercicio de flexión de la cadera.
 - Ejercicio de fortalecimiento de los músculos flexores de la cadera y de cuádriceps del muslo.
 - Ejercicio de abducción de la cadera (acercamiento de piernas).
 - Ejercicio del musculo tensor de la fascia lata.
 - Ejercicio de extensión de la cadera, fortalecimiento de glúteos mayores.

1.2 Dispositivos robóticos de asistencia

Se define un dispositivo robótico de asistencia como una máquina electro-mecánica que posibilita al usuario obtener capacidades aumentadas, gracias a la integración del sistema sensorial y el sistema locomotor, para que pueda ejecutar las acciones deseadas sobre el entorno.

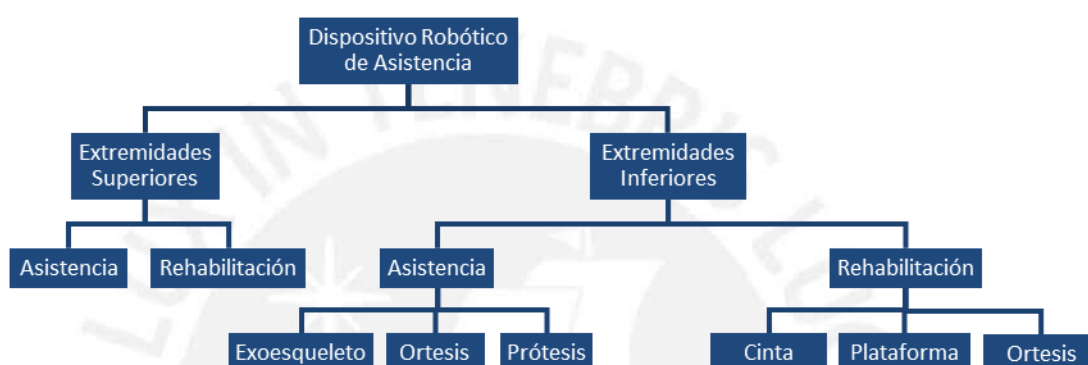


Fig. 1.11.- Clasificación de dispositivos robóticos de asistencia

En la figura 1.11 se representa una clasificación de los dispositivos robóticos de asistencia, ya sea que estén orientados para las extremidades superiores o inferiores, estas se subdividen en: asistencia, dispositivos usados para actividades de la vida diaria; y rehabilitación, usados para terapia que se realiza en un espacio interno. A continuación, se analizará con más detalle los exoesqueletos y ortesis activas para extremidades inferiores de asistencia y rehabilitación para la marcha, donde se mostrarán sus inicios, usos y algunos ejemplos de los dispositivos más actuales.

1.2.1 Sistema tipo exoesqueleto

Un sistema tipo exoesqueleto es un sistema material que está compuesto por un portador y un exoesqueleto, por lo general este último es concebido como una estructura de enlaces rígidos montados sobre el cuerpo de algún ser vivo, que puede moverse como el usuario y además tienen las mismas articulaciones a las del cuerpo. En el caso que el portador sea un humano, combina la inteligencia humana y la

energía de la máquina de manera que mejora la inteligencia de la máquina y el poder del operador humano; como resultado, ambos componentes logran lo que cada uno no es capaz de realizar por sí mismo.

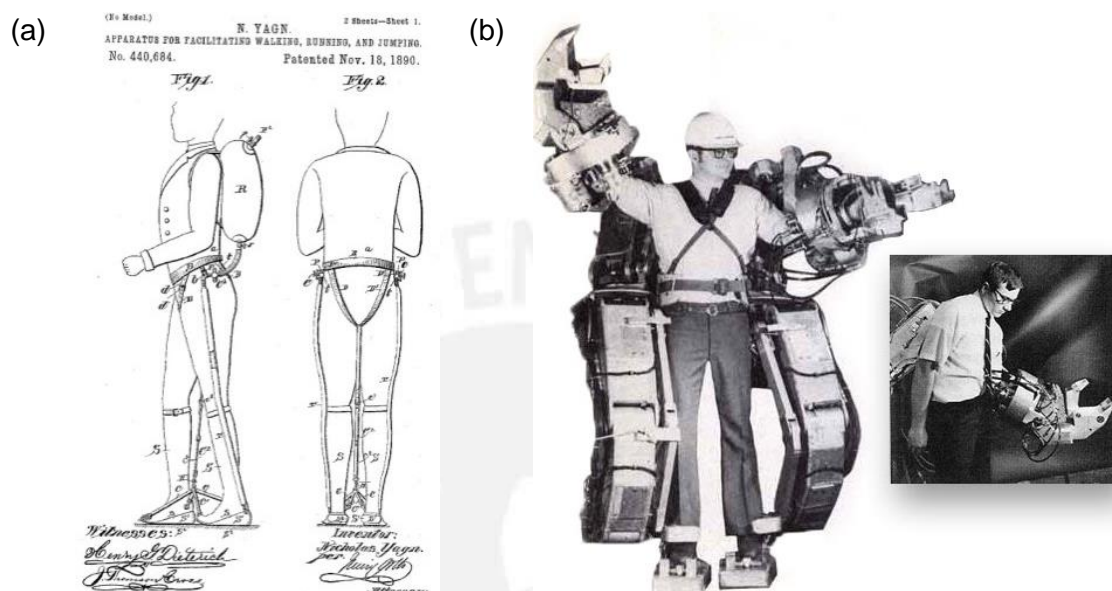


Figura 1.12.- Exoesqueletos: (a) Aparato de asistencia de Yang, Patente No:440684¹³;
(b) Hardiman: Primer exoesqueleto, desarrollado por General Electric en 1965¹⁴

Los exoesqueletos tienen como objetivo impartir, a una persona en estado saludable, una fuerza sobrehumana para llevar cargas pesadas o disminuir la fatiga. Este modo es aplicable a la industria en general, la construcción y el ámbito militar. El principio de la robótica humanoide coincide con el desarrollo de exoesqueletos activos y estos remontan a finales del siglo XIX. Los primeros conceptos de diseño fueron realizados por Nicholas Yagn y registrado en la oficina de patentes de Estados Unidos en 1890. Este aparato de asistencia facilitaba al usuario caminar, correr y saltar (ver figura 1.12a), sin embargo, no se registró ninguna aplicación posiblemente debido a problemas prácticos. Hardiman fue el primer exoesqueleto funcional desarrollado por General Electric en 1965. La máquina tenía por objetivo permitir al usuario levantar cargas de 1500 libras con facilidad (ver figura 1.12b), pero debido al excesivo peso del exoesqueleto, dificultades en el sensado y a la complejidad del sistema de registro de la marcha se archivó el proyecto.

¹³ Imagen extraída de <http://www.cyberneticzoo.com/category/walking-machines/page/27/>

¹⁴ Imagen extraída de <http://www.discapacidadonline.com/exoesqueletos-evolucion-trajes-roboticos.html>

El auge en la investigación de sistemas tipo exoesqueleto llegó a finales del siglo XX, con la introducción de conceptos novedosos, desarrollándose rápidamente con grandes logros en ingeniería mecánica y electrónica, tecnología de la automatización, ciencias biológicas y de los materiales. En el Anexo A se puede ver un cuadro comparativo de los principales exoesqueletos desarrollados como dispositivos de apoyo y amplificación de energía para ayudar a los operadores a realizar trabajos pesados o reducir la fatiga (ver figura 1.13).



Figura 1.13.- Exoesqueletos amplificadores de fuerza: (a) Raytheon Sarcos XOS 2¹⁵; (b) HULC¹⁶; (c) Power Assist Suit¹⁷; (d) HAL 5¹⁸

¹⁵ Imagen extraída de <http://www.geek-news.mtv.com/2010/11/12/want-your-own-iron-man-suit/>

¹⁶ Imagen extraída de <http://www.gizmag.com/hulc-biomechanical-testing/19093/>

¹⁷ Imagen extraída de http://www.rm.kanagawa-it.ac.jp/~yamamoto_lab/pas/index.htm

¹⁸ Imagen extraída de <http://www.cyberdyne.jp/english/products/supporting.html>

1.2.2 Órtesis activa

Una órtesis es un dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. La diferencia entre un exoesqueleto y una órtesis activa es por el área de aplicación: mientras el exoesqueleto se centra en aumentar las capacidades físicas del ser humano, la órtesis activa sirve para asistir en las habilidades locomotoras de personas con patologías que afectan el movimiento de las extremidades.

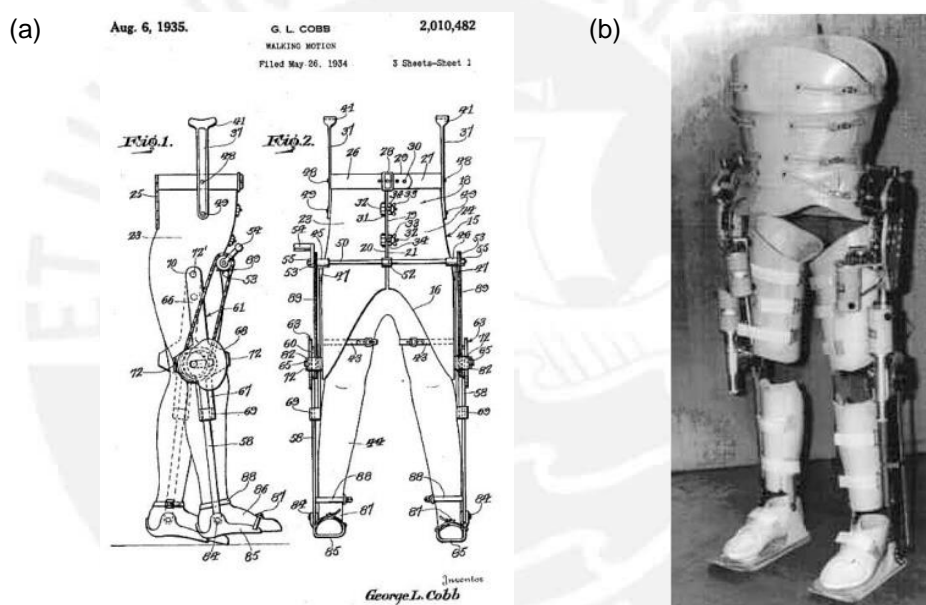


Figura 1.14.- Órtesis activa: (a) Órtesis Wind-up de Cobb, Patente No:2010482¹⁹;
(b) Ortesis desarrollada en el Laboratorio de Mihailo-Instituto Pupin en 1978²⁰

Las primeras órtesis activas eran esencialmente apoyos estándar que se modificaban para proporcionar algún tipo de asistencia activa. La primera mención de un dispositivo de este tipo se puede encontrar como una patente de Estados Unidos en 1935 (ver figura 1.14a). Otro trabajo pionero fue realizado por el instituto de Pupin en Belgrado a finales de 1960 e inicios de 1970, que incorporaba actuadores neumáticos para flexión y extensión de la cadera, la rodilla y el tobillo, así como una junta de abducción y

¹⁹ Imagen extraída de <http://www.cyberneticzoo.com/category/man-amplifiers/>

²⁰ Imagen extraída de <http://www.pupin.rs/RnDProfile/history.html>

aducción accionado en la cadera para una mayor estabilidad en el plano frontal. Este dispositivo estaba interconectado con el usuario a través de cintas en los zapatos, alrededor de las pantorrillas y los muslos, y un corsé en el torso (ver figura 1.14b). Este corsé también mantenía 14 electroválvulas para el control de los pistones neumáticos. El peso total del exoesqueleto, después de la incorporación de válvulas más ligeras, fue de 12 kg. Este valor no incluye la fuente de alimentación y el ordenador de control, que no se encontraba en el dispositivo.

A diferencia de las órtesis pasivas, estos dispositivos son sistemas mecatrónicos que utilizan actuadores para proveer la fuerza y movilidad de las articulaciones. Las órtesis activas permiten asistir las terapias de rehabilitación guiando los movimientos de las trayectorias correctas para ayudar a re-aprender los patrones de motricidad y dar fuerza de soporte para realizar los movimientos en el caso de pacientes con problemas físicos.

Actualmente las órtesis activas utilizan patrones predefinidos de movimientos y momentos en las articulaciones, con técnicas de control básicas o basadas en la actividad eléctrica muscular, en un intento por integrar el sistema músculo-esquelético humano y la órtesis. Tal es el caso de algunas son diseñadas para rehabilitación de pacientes con discapacidad severa (parapléjicos, cuadripléjicos y similares), que combina la estimulación eléctrica funcional como generador de reflejos artificiales.

En el caso de las órtesis dirigidas para rehabilitación, se pueden combinar con otros dispositivos de extremidades inferiores para rehabilitación como cintas ergonómicas que permiten dar movimientos enfocados en las articulaciones del pie. En el Anexo B se muestra un cuadro comparativo de los principales exoesqueletos desarrollados como dispositivos de asistencia y rehabilitación para las personas con dificultades para caminar (ver figura 1.15).



Figura 1.15.- Órtesis activas para asistencia y rehabilitación: (a) Ekso²¹; (b) ReWalk²²; (c) HAL Peripherals²³; (d) LokomatPro²⁴

²¹ Imagen extraída de <http://www.flickr.com/photos/eksobionics>

²² Imagen extraída de <http://www.argomedtec.com/>

²³ Imagen extraída de <http://www.cyberdyne.jp/english/products/peripherals.html>

²⁴ Imagen extraída de <http://www.hocoma.com/media-center/media-images/>

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se expone las consideraciones que se han tomado en cuenta para el diseño del exoesqueleto, así como una descripción detallada de sus características y funciones. Se ha creído conveniente realizar el diseño en base a la norma VDI 2221, metodología generalizada que optimiza en cada una de sus fases [Barr85].

2.1 Preliminares

El sistema robótico tipo exoesqueleto debe permitir realizar los movimientos asistidos dirigidos para rehabilitación a una persona con discapacidad en los miembros inferiores. Ya que existen muchos casos médicos, según tipos y grados de discapacidad, se asume el problema de forma crítica, es decir, una persona con deficiencia del sistema nervioso referido a la parálisis de extremidades inferiores (paraplejía). De esta forma, el exoesqueleto también podrá ayudar a las personas con otros tipos y grados de deficiencia física en las extremidades inferiores como trastornos de coordinación de los movimientos, entre otros.

Cada sistema o parte del cuerpo humano cumple una función que ayuda a realizar la marcha [Prou97], de igual forma las partes del sistema robótico tratarán de cumplir estas funciones para lograr realizar los movimientos en los tres planos.

Debido a ello varios investigadores han realizado diversos modelos físicos para representar el cuerpo humano, entre ellos, Hatze define de una forma muy aproximada, el sistema locomotor en tres subsistemas [Rodr07]: subsistema efector, sistema esquelético constituido por segmentos articulados que dan soporte y movimiento (figura 2.1); subsistema actuador, sistema muscular integrado por músculos y tendones que generan las fuerzas internas para realizar el movimiento de los segmentos; y el subsistema controlador, formado por el sistema nervioso que controla y coordina los demás subsistemas.

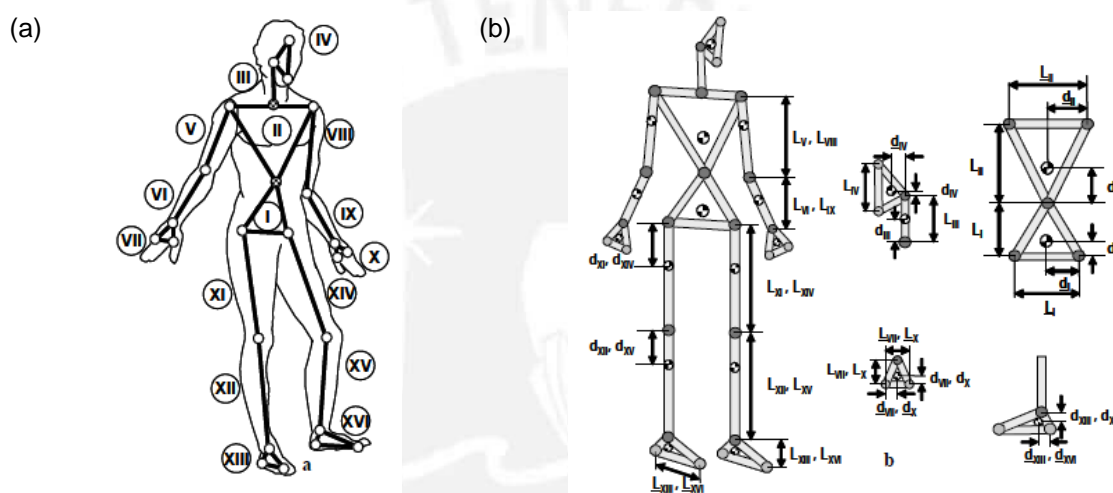


Figura 2.1.- Modelo del subsistema efector²⁵: (a) Enumeración de los 16 segmentos; y (b) ubicación de sus centros de masas

Este sistema esquelético muestra con gran aproximación al sistema real, sin embargo, el pie posee una estructura mucho más compleja contando con otros tipos de articulaciones que no son solo de rotación sino también de traslación.

Durante la marcha se estudia cada segmento como un péndulo que gira con respecto a la unión del segmento contiguo, en particular, en la fase de apoyo cada segmento se comporta como un péndulo invertido que gira con respecto a su extremo distal; mientras que en la fase de balanceo se comporta como un péndulo normal que gira en su extremo proximal.

²⁵ Análisis dinámico inverso de modelos biomecánicos espaciales del cuerpo humano. Rodrigo, S., Ambrósio J., Penisi, O.

2.2 Consideraciones para el diseño

El diseño será dirigido a personas con problemas de locomoción y que posean ambas piernas, por ello el prototipo robótico se limitará en el movimiento del tronco y las extremidades inferiores para que el desarrollo de la marcha sea más natural. Los valores de pesos y dimensiones de los elementos que suplanten los miembros inferiores, deberán ser los más ligeros posibles para que la persona discapacitada pueda utilizarlo sin realizar esfuerzo adicional.

El sistema se adecuará a las características promedio en peso y estatura de una persona peruana adulta joven. Esto se debe a que antes de los 18 años la persona se encuentra en etapa de crecimiento y sus medidas corporales son muy variables, lo que determina un cambio proporcional en la distancia al realizar un paso; mientras que después de los 60 años, una persona se le considera un adulto mayor con limitaciones de fuerza y movimiento al caminar.

Si bien es cierto, la edad es uno de los factores que ayudará en determinar las características promedio de pesos y estatura para el dimensionamiento del mecanismo y los valores de carga que deba soportar, sin embargo, no es el único, ya que existen otros factores que determinan las medidas corporales de una persona humana. Entre ellos tenemos: el género, el lugar de nacimiento, imparcialidad (diestro, zurdo o ambidiestro), factores demográficos y económicos [Drey93]. Otro factor que interviene es la forma y proporción del cuerpo (mesomorfo, ectomorfo y endomorfo).

El caminar del humano es tridimensional, sin embargo, muchos de los estudios que se realizan solo analizan el plano sagital, debido a que toman lugar gran parte de los movimientos [Vaug99]. Algunos libros consideran las tres dimensiones, no obstante, solo estudian dos o tres planos separadamente. Ya que desea acercarse lo más posible a la marcha normal, inicialmente podrá realizar los movimientos en los tres planos en un rango delimitado de giro para que pueda moverse naturalmente y no genere alguna lesión al usuario durante su funcionamiento. Sin embargo, el sistema tipo exoesqueleto solo será capaz controlar los movimientos en el plano sagital.

Por lo tanto, el sistema realizará los siguientes movimientos asistidos dirigidos para la rehabilitación, estudiados y seleccionados con el apoyo de médicos especialistas, en el plano sagital:

- Ejercicio para amplitud articular en flexión dorsal y plantar: El paciente estará suspendido en posición vertical y realizará los movimientos de tobillo hacia la flexión y la extensión en toda la amplitud posible.
- Ejercicio de miembro inferior para ganar recorrido articular de cadera y rodilla: El paciente estará suspendido en posición vertical, flexionará la rodilla y el muslo hasta llevarlo al pecho, luego mantendrá esa posición entre 3 a 5 segundos y volverá a su posición de extensión.
- Ejercicio de apoyo monopodal: El paciente se colocará de pie sobre el suelo y cerca de un apoyo donde pueda sujetarse por seguridad. Levantará un pie del suelo de modo que cargue todo el peso sobre el otro. Se hará sin sujetarse en nada a su alrededor, únicamente lo hará si se desequilibra para evitar caerse. Una vez este estable en un solo pie, mantendrá la posición 30 segundos. Cuando consiga realizarlo sin problemas con los ojos abiertos, lo hará con los ojos cerrados.
- Ejercicio con escalera: El paciente se colocará de pie sobre el suelo y de frente a la escalera, subirá el pie derecho primero y luego traerá hacia arriba el izquierdo. Cuando se encuentre sobre el escalón bajará con el izquierdo y traerá hacia abajo el derecho. Se realizará las repeticiones del ejercicio según indique el fisioterapeuta.
- Ejercicio de marcha normal: El paciente se colocará de pie sobre el suelo y caminará un tiempo determinado por el fisioterapeuta, apoyando correctamente el pie durante todo el ciclo de la marcha. Se contará con un apoyo donde podrá sujetarse por seguridad.

Al ser la persona parapléjica, la capacidad motora que puede producir el usuario en los miembros inferiores es nula. Por lo tanto, la fuerza muscular necesaria para controlar la postura y producir el movimiento lo tendrá que asumir el sistema tipo exoesqueleto. Se asume que todas las cargas externas e internas que se generan durante la marcha deberá ser soportada por la estructura soporte. Estas cargas se generan por la gravedad, la inercia, las reacciones del suelo y cargas generadas por los actuadores.

La velocidad de accionamiento del mecanismo tipo exoesqueleto debe ser la necesaria para poder realizar el movimiento continuo durante la marcha. Aproximadamente el tiempo del ciclo de marcha normal de un adulto es alrededor de 1,2 segundos o 80 pasos por minuto [Vaug99].

Es importante tener en cuenta que las partes del exoesqueleto que se encuentren en contacto, en particular en sus articulaciones, generarán rozamiento y lo que a su vez causará el desgaste entre las zonas de contacto [Prou97]. Es por ello, que se debe buscar un material que permita generar un coeficiente de rozamiento cercano al de las articulaciones del cuerpo humano o componentes que faciliten la rodadura o deslizamiento. La mayoría de los materiales o equipos que se trabajen para el desarrollo del sistema tipo exoesqueleto se podrán conseguir o fabricar en el Perú, sin embargo, pueda ser que algunos actuadores o sensores se deban traer del exterior.

El sistema tipo exoesqueleto, al tener que cumplir las mismas funciones que realiza el cuerpo humano, se constituirá de los siguientes subsistemas: una estructura soporte (eslabones que sujeten el tronco, la pelvis, el muslo, la pantorrilla y el pie), actuadores (hidráulicos, neumáticos, electrónicos), sistemas de unión (junta esférica, planar, tornillo, prismática, rotación, cilíndrica), sensores (que midan la aceleración, desplazamiento, ángulo, presión, fuerza, voltaje), sistema de control (control directo, control incorporado) y energía (móvil, fija).

El prototipo del sistema tipo exoesqueleto se colocará, de modo que las subestructuras y actuadores pudieran ubicarse en posición externa, en proximidad a los ejes óseos de modelo humano teórico, con los sistemas de unión alineados en ejes concurrentes próximos a los ejes esqueléticos de modo de acompañar con la mínima desviación posible los movimientos propios de la marcha humana, ya que las diferencias en los ángulos y desplazamientos de la estructura del tipo exoesqueleto generarían una sobrepresión indeseable en los tejidos anatómicos.

Como un primer acercamiento el sistema dependerá de una fuente de energía, ya sea mecánica, eléctrica, neumática o hidráulica, que provengan de una red fija; ésta

ayudará a obtener los valores de fuerza y velocidad necesarios para el funcionamiento de todos los subsistemas.

2.3 Requerimientos del diseño

En esta parte se recabará los parámetros mencionados anteriormente, necesarios para cumplir con la lista de exigencia del anexo C que deben satisfacer el diseño del sistema tipo exoesqueleto para su correcta operación. En dicho anexo se encuentra además los costos y fecha de entrega para cumplir con el desarrollo de la tesis.

El sistema tipo exoesqueleto debe ser capaz de realizar los movimientos en los tres planos principales, para que la persona pueda generar los movimientos asistidos dirigidos para la rehabilitación. Sin embargo, al ser un primer prototipo, se limitará el control de los movimientos en el plano sagital. La tabla 2.1 muestra los grados de giro para cada articulación con su respectivo eje de rotación y en la tabla 2.2 muestra los arcos de movilidad en el plano sagital de las principales actividades.

Tabla 2.1: Arcos de movilidad de los segmentos en los tres planos principales.

Articulación-Eje de rotación	Ángulo máximo de movimiento ²⁶	Ángulo máximo durante la marcha ²⁷	Ángulo máximo del exoesqueleto
Tobillo-Flexión	41°	12°	40°
Tobillo-Extensión	26°	20°	25°
Tobillo-Abducción	24°	5°	5°
Tobillo-Aducción	26,5°	0°	5°
Rodilla-Flexión	113,5°	60°	110°
Cadera-Flexión	125°	30°	125°
Cadera-Extensión	45°	5°	5°
Cadera-Abducción	45°	5°	5°
Cadera-Aducción	40°	5°	5°
Cadera-Rotación ext.	43,5°	4°	5°
Cadera-Rotación int.	62°	4°	5°

Tabla 2.2: Arcos de movilidad de los segmentos en el plano sagital para algunas actividades [Prou97].

ACTIVIDADES DIARIAS	CADERA (°)	RODILLA (°)	TOBILLO (°)
Sentarse y levantarse	104	93	10
Caminar	45	67	43
Subir escaleras	67	83	25

²⁶ The measure of man and woman. Henry Dreyfuss Associates.

²⁷ Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal. Daza, Javier.

El sistema debe ser capaz de mantener la estabilidad tanto en reposo como durante todo el tiempo de realización de los movimientos. Por esta razón se requiere de un sistema que solucione la estabilidad de la persona discapacitada para que proporcione: el soporte anti gravitatorio del peso corporal, movilidad de los segmentos corporales y el control de sus distintas partes mientras se transfiere el peso del cuerpo de una extremidad a otra.

Al no poder controlar los movimientos del plano frontal, el usuario se ayudará mediante el uso de algún tipo de apoyo para desplazar el centro de gravedad de todo el cuerpo dentro de la base de sustentación y así mantenerse estable. Lo más conveniente, es considerar la posibilidad de un sistema de control electromecánico para resolver el problema de estabilidad, teniendo en cuenta que la estabilidad se puede lograr mecánicamente como electrónicamente. Por consiguiente, los componentes que se propongan para los actuadores, a futuro, deberán contemplar esta alternativa.

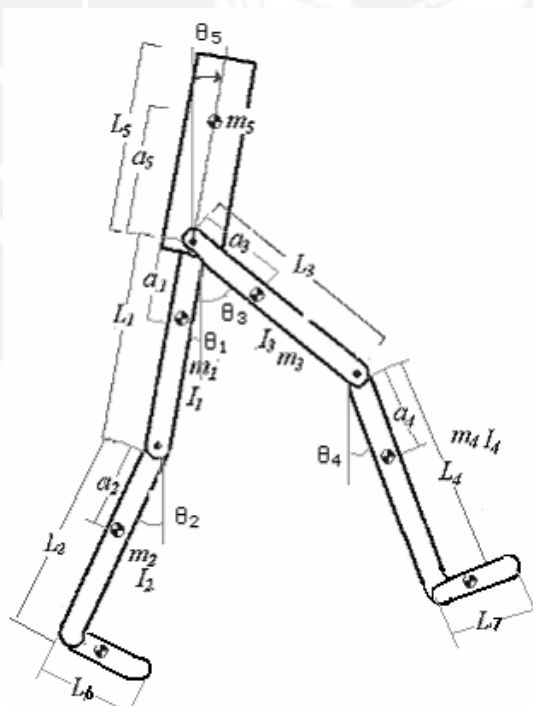


Figura 2.2.- Modelo de siete eslabones.²⁸

²⁸ Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. Contreras, L. y Roa, M.

El sistema del tipo exosqueleto solo se limitará en el desarrollo del tronco y las extremidades inferiores. El modelo físico del exoesqueleto estará constituido de siete eslabones (figura 2.2), con un total de 12 grados de libertad (GDL) todos asociados a rotaciones que se generan en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, además del desplazamiento vertical del tronco en el plano sagital. Este modelo que se desea desarrollar es el resultado de analizar cada región articular a fin de reproducir biomecánicamente los movimientos de cada uno de los segmentos. Es posible que, en el futuro, los modelos biomecánicos tengan que ser más detallados para el caso del tronco y el pie.

El sistema se ajustará con la estatura y peso de una persona peruana adulta joven. Tomando como referencia el estudio realizado Henry Dreyfuss Associates [Drey93], en la tabla 2.3 se define el rango de altura (H) y masa (M) del usuario que se considerará para la tesis, al igual que la longitud de sus segmentos en la tabla 2.4.

Tabla 2.3: Rango de altura y peso de la persona [Drey93].

USUARIO	UNIDAD	adulta joven (aj)
$H_{\text{máx}}$	mm	1700
$H_{\text{mín}}$	mm	1600
$M_{\text{máx}}$	kg	80.0
$M_{\text{mín}}$	kg	60.0

Tabla 2.4: Longitud de los segmentos [Drey93].

PARÁMETRO	SEGMENTO	UNIDAD	máx. aj	mín. aj
LONGITUD	Pie	mm	256	241
	Pantorrilla	mm	409	385
	Muslo	mm	411	387
	HAT ²⁹	mm	446	419

Utilizando como modelo físico el sistema esquelético de Hatze, se muestra el modelo de la persona que se utilizará para el diseño (ver anexo D) y los ángulos de rotación de las extremidades inferiores en los planos frontal, sagital, con línea continua los ángulos máximos que puede realizar una persona y con línea discontinua los ángulos

²⁹ HAT, (Head, Arms and Trunk) este segmento se presenta en relación con la distancia entre el trocánter mayor y la articulación glenohumeral.

máximos que realizará el exoesqueleto (ver anexo E). Asimismo, se definen los ángulos máximos que realizará el paciente según los movimientos asistidos dirigidos para la rehabilitación (anexos F, G, H, I, J), todas estas formas y medidas definirán el espacio de trabajo del sistema del tipo exoesqueleto.

La velocidad de accionamiento del mecanismo del exoesqueleto debe ser la necesaria para poder realizar el movimiento continuo durante el ciclo de marcha. Esta dependerá de los parámetros espaciales y temporales de la marcha normal, y estos a su vez de otros factores como la altura, la edad, el sexo, la estructura neuromuscular y osteoarticulares. Al definir estos factores, se muestra en la tabla 2.5 los parámetros mencionados.

Tabla 2.5: Parámetros temporales y espaciales durante la marcha normal.³⁰

TIPO	PARÁMETRO	UNIDAD	máx.	mín.
Temporal	Ciclo de marcha	s	1.714	1.333
	Periodo de paso	s	0.857	0.667
	Periodo de soporte	s	1.063	0.827
	Periodo de balanceo	s	0.651	0.507
	Frecuencia o cadencia	pasos/min	90	70
	Velocidad lineal	m/s	1.10	0.81
	Aceleración lineal	m/s ²	4.12	3.01
Espacial	Zancada	cm	121.68	114.52
	Longitud de paso	cm	60.84	57.26
	Ancho de paso	cm	6	5
	Ángulo de paso	°	8	5

Con el modelo físico definido, los ángulos de movimiento de los segmentos para cada periodo y los parámetros espacio-temporales se puede hallar las trayectorias de cada punto del cuerpo. Los siguientes gráficos muestran como varían las coordenadas X e Y en el plano sagital del cuerpo de los centros de masa de los segmentos, en función del desplazamiento en X (figura 2.3) y del tiempo (figura 2.4 y figura 2.5) durante un ciclo de marcha normal, considerando solo el movimiento de la extremidad inferior derecha.

³⁰ Con los rangos de valores de cadencia del libro Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal. Daza, Javier. y longitudes de los segmentos se hallaron los demás parámetros espaciales y temporales.

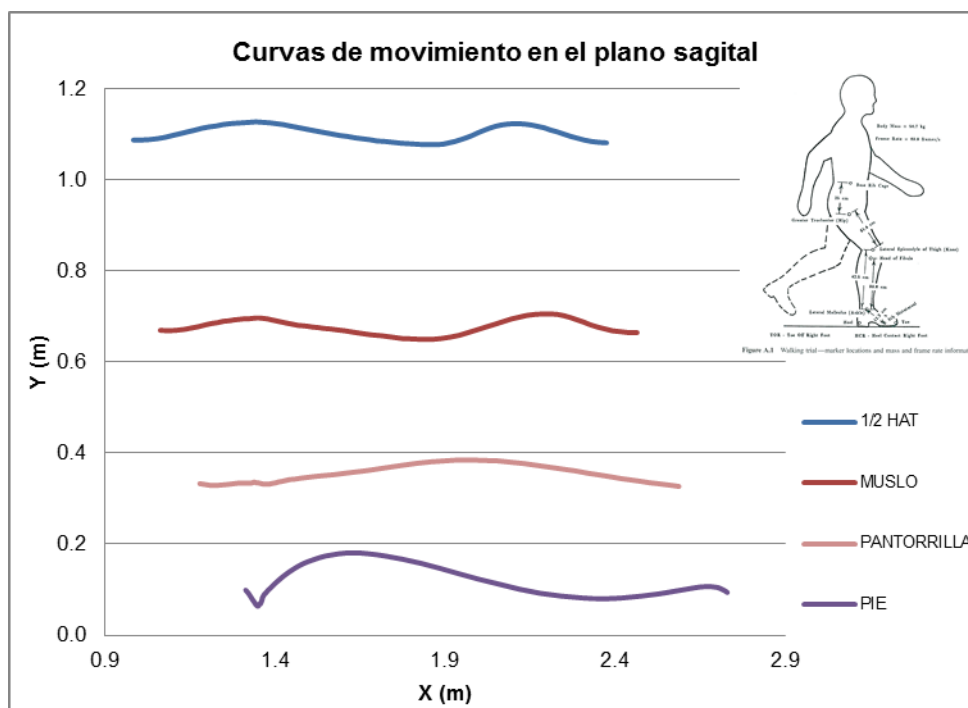


Figura 2.3.- Curvas de desplazamiento en Y vs. el desplazamiento en X en el plano sagital.³¹

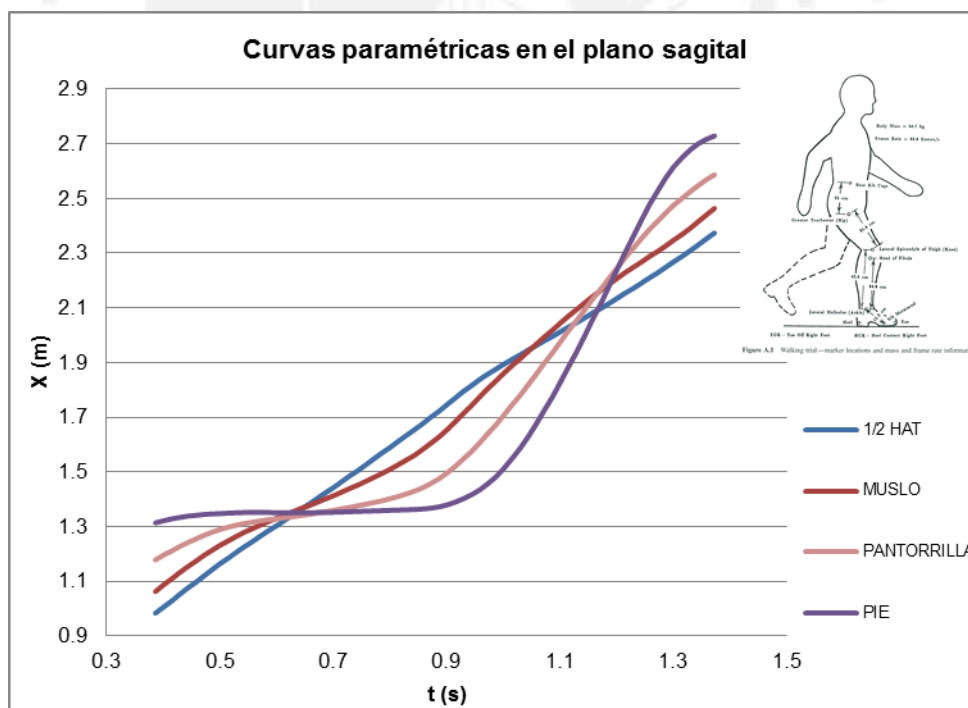


Figura 2.4.- Curvas de desplazamiento en X vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³¹

³¹El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

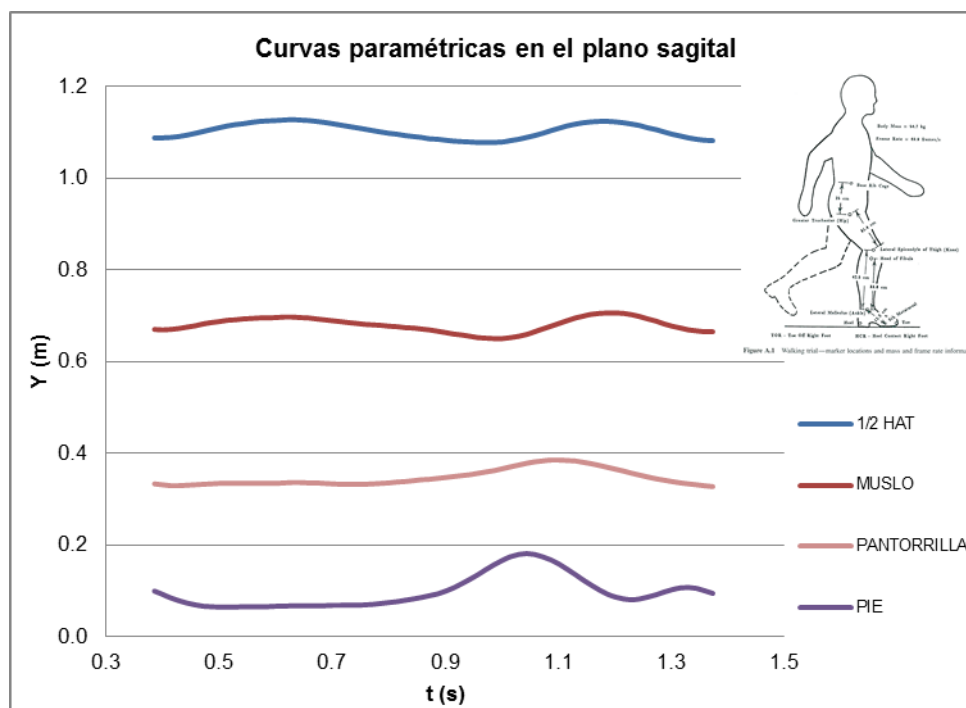


Figura 2.5.- Curvas de desplazamiento en Y vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³²

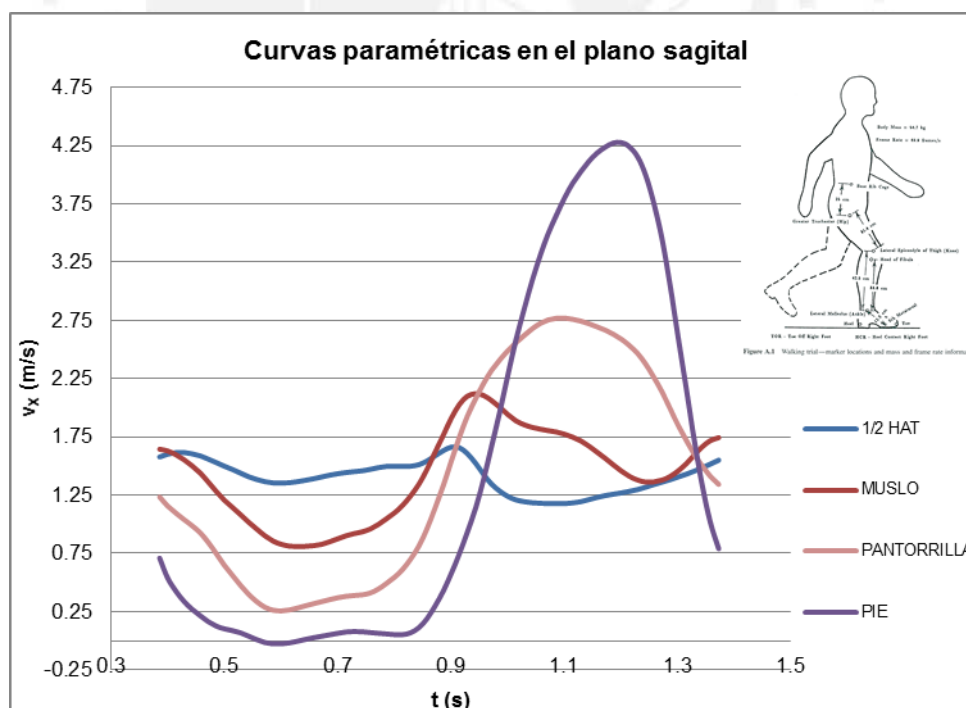


Figura 2.6.- Curvas de velocidad en X (v_x) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³²

³²El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

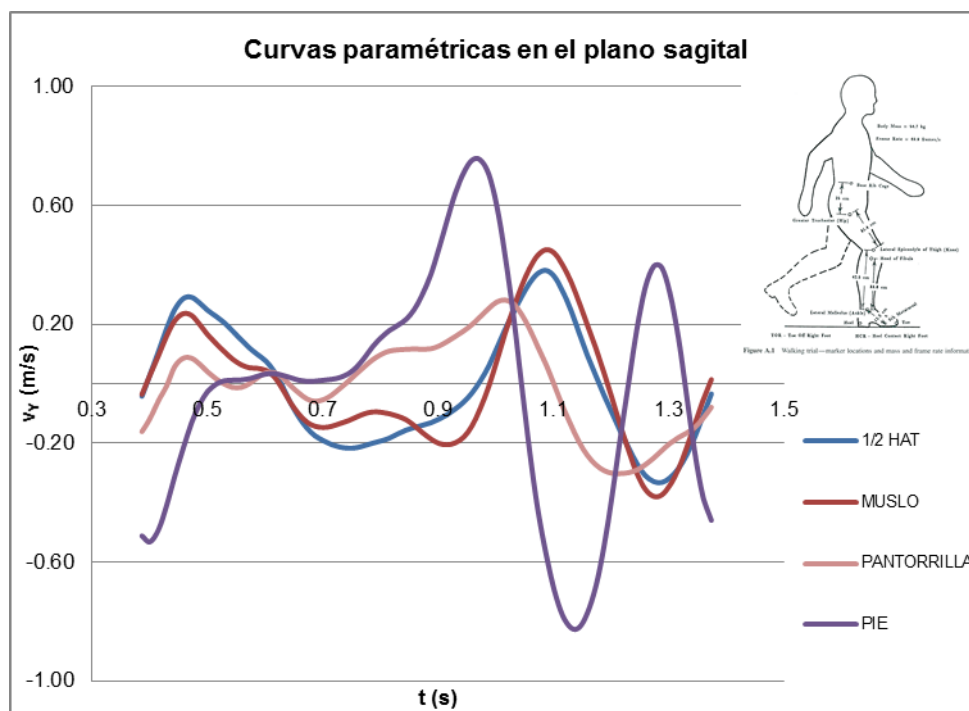


Figura 2.7.- Curvas de velocidad en Y (v_y) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³³

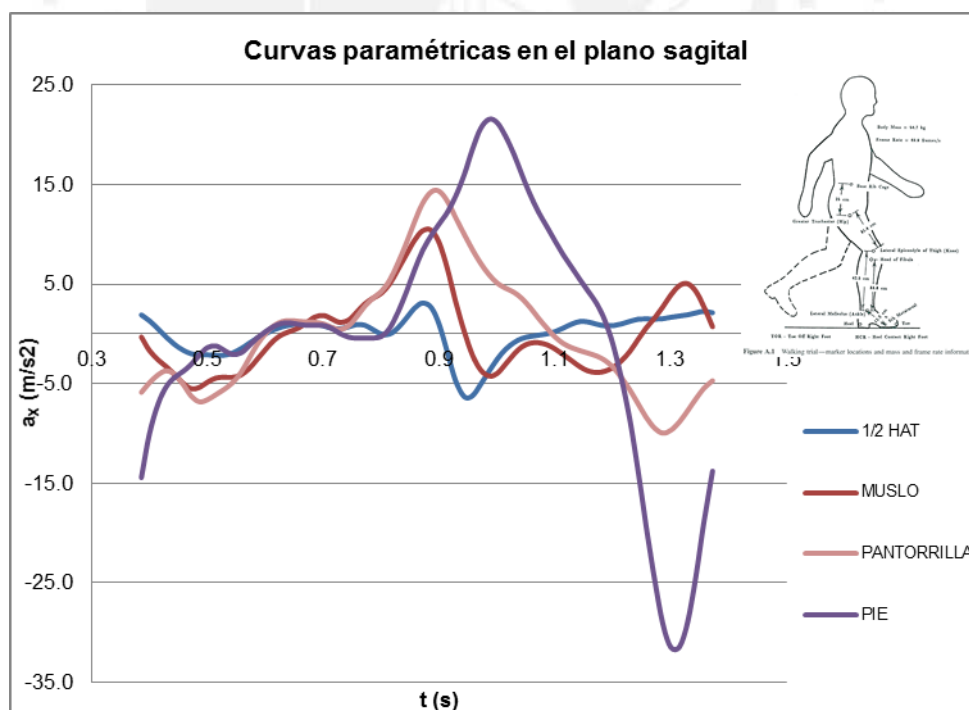


Figura 2.8.- Curvas de aceleración en X (a_x) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³³

³³El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

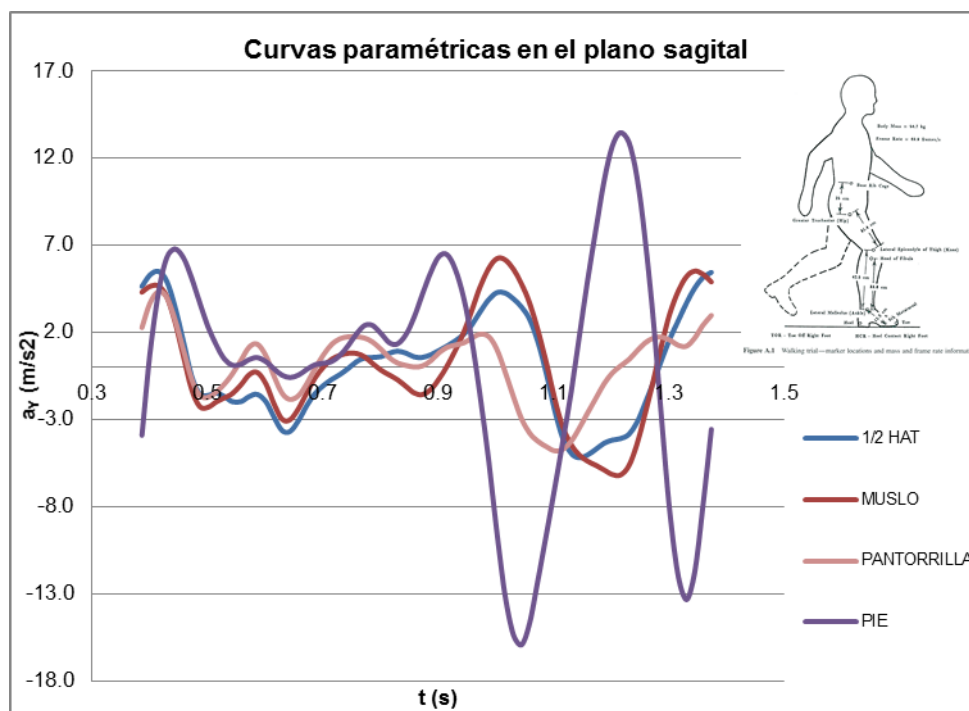


Figura 2.9.- Curvas de aceleración en Y (a_y) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³⁴

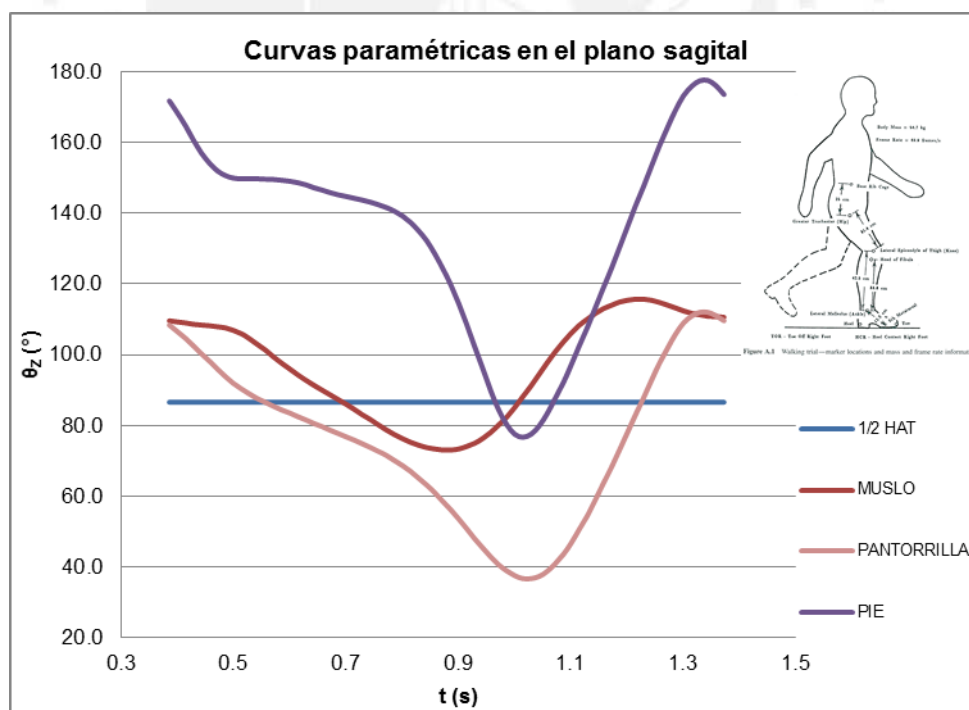


Figura 2.10.- Curvas de desplazamiento angular en Z (θ_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³⁴

³⁴El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

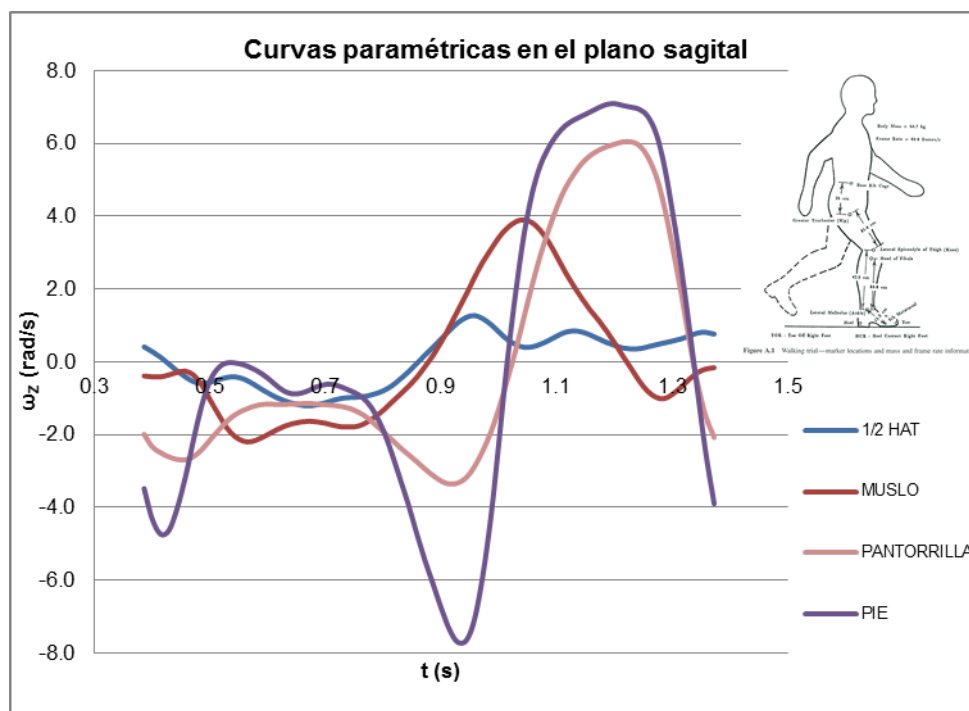


Figura 2.11.- Curvas de velocidad angular en Z (ω_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³⁵

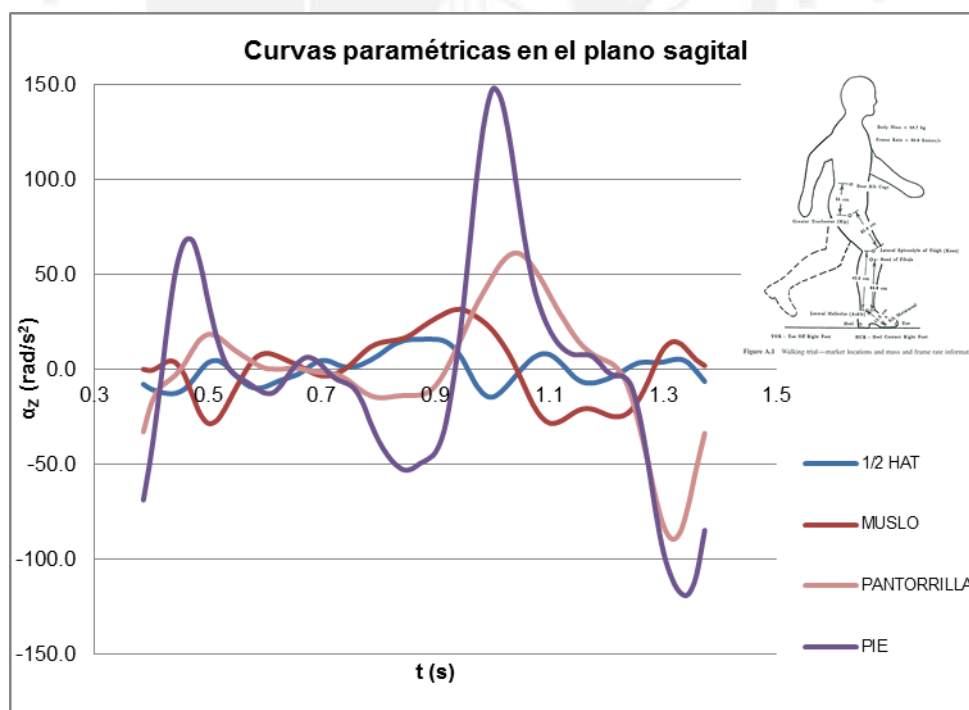


Figura 2.12.- Curvas de aceleración angular en Z (α_z) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³⁵

³⁵El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

Sabiendo la ecuación de cada una de las trayectorias, al derivar se hallan las curvas de velocidad en función del tiempo (figura 2.6 y 2.7) y al derivar por segunda vez se encuentran las curvas de aceleración en función del tiempo (figura 2.8 y 2.9). Además, se trazan las gráficas de desplazamiento (figura 2.10), velocidad (figura 2.11) y aceleración angular (2.12). Los valores de aceleración lineal y angular se utilizarán al momento de hallar las cargas que debe aplicar el actuador para realizar el movimiento del eslabón a analizar.

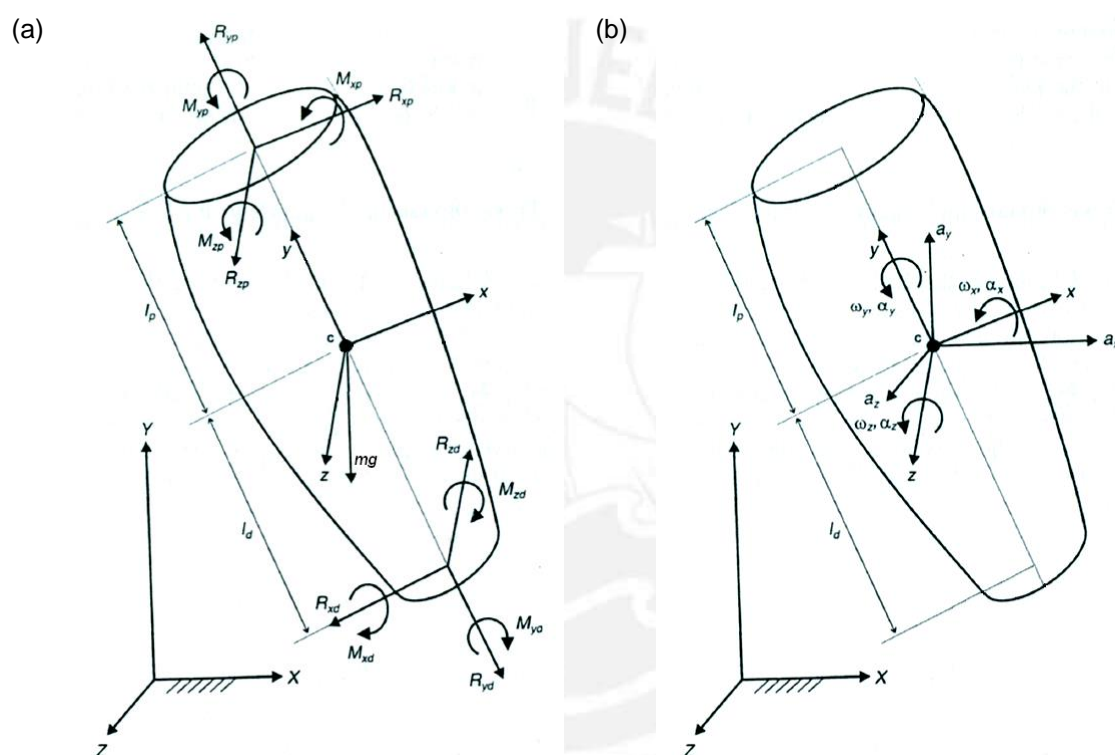


Figura 2.13.- Sistemas equivalentes del segmento: (a) Segmento sometido a cargas; y (b) aceleraciones lineales, velocidades y aceleraciones angulares³⁶

Cada elemento del mecanismo debe soportar las cargas generadas por su movimiento, su propio peso y el de la persona. La fuerza que el pie ejerce en el suelo, debido a la gravedad y a la inercia del cuerpo, está en oposición a la reacción del suelo. En la marcha normal, los componentes vertical y horizontal de dicha reacción dan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás. De igual forma todos los

³⁶ El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

segmentos del cuerpo estarán sometidos a cargas de reacción que generarán el movimiento de las extremidades inferiores (figura 2.13).

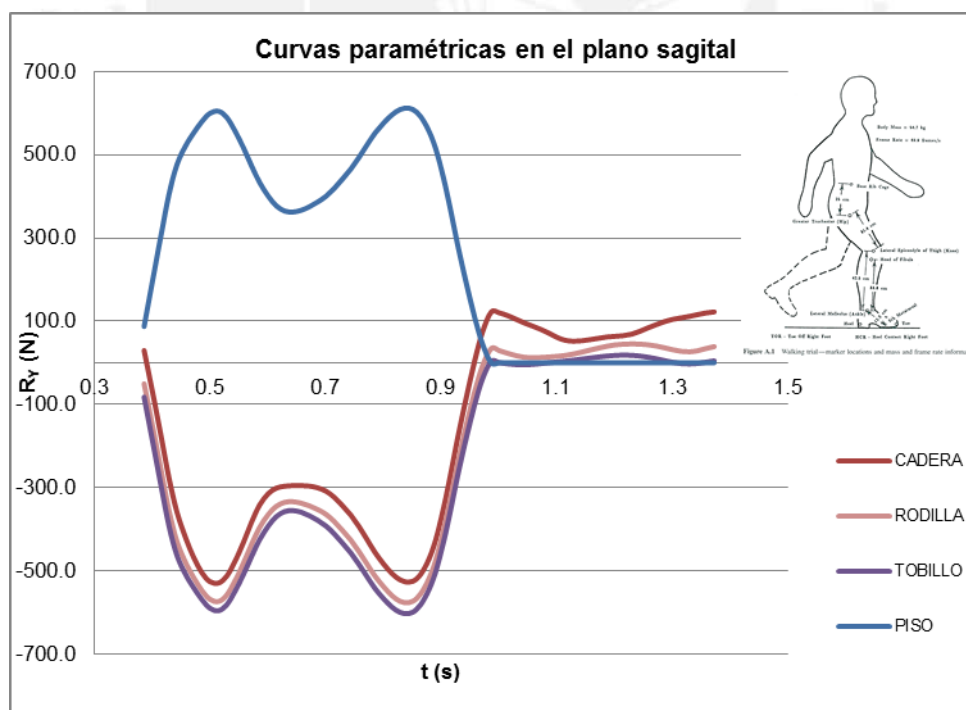
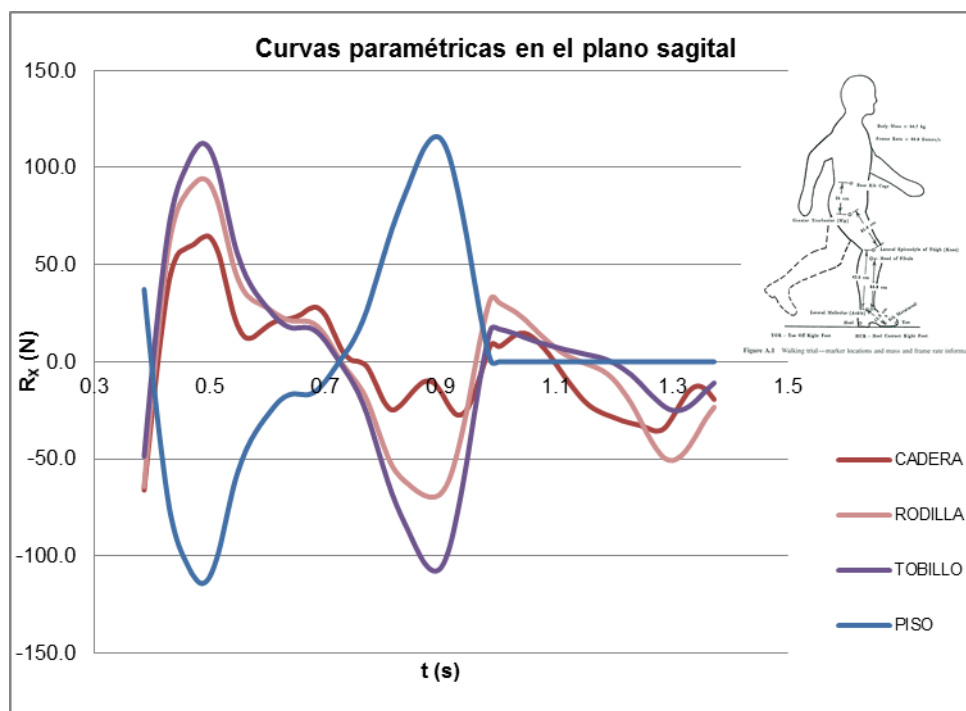
Con los parámetros antropométricos (tabla 2.6), los valores de fuerzas (figura 2.14 y figura 2.15) y momentos en las articulaciones (figura 2.16) se podrán calcular las cargas que debe ejercer el actuador sobre el eslabón para poder desplazarlo y llegar a obtener el movimiento en el plano sagital que se origina durante la marcha. Es importante mencionar en que las gráficas 2.14 y 2.15 la curva de fuerza de reacción en el piso es distal al segmento mientras que en las demás curvas son fuerzas de reacción proximales.

Tabla 2.6: Parámetros antropométricos.³⁷

PARÁMETRO	SEGMENTO	UNIDAD	máx. aj	mín. aj
MASA	Pie	kg	1.160	0.870
	Pantorrilla	kg	3.720	2.790
	Muslo	kg	8.000	6.000
	HAT	kg	54.240	40.680
CENTRO DE MASA (PROXIMAL)	Pie	mm	128	121
	Pantorrilla	mm	177	167
	Muslo	mm	178	168
	HAT	mm	279	262
INERCIA	Pie	kg.mm ²	17152	11401
	Pantorrilla	kg.mm ²	56755	37717
	Muslo	kg.mm ²	140987	93752
	HAT	kg.mm ²	1125627	745099

Se debe proveer la energía necesaria al mecanismo para que pueda realizar el movimiento de cada extremidad durante los movimientos asistidos dirigidos. El dispositivo robótico de asistencia será utilizado dentro de un espacio interno de un hospital o clínica para rehabilitación, por lo tanto, la fuente de energía que proveerá el recinto será fija.

³⁷ Con las relaciones del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David. y longitudes de los segmentos se hallaron los parámetros antropométricos.



³⁸El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

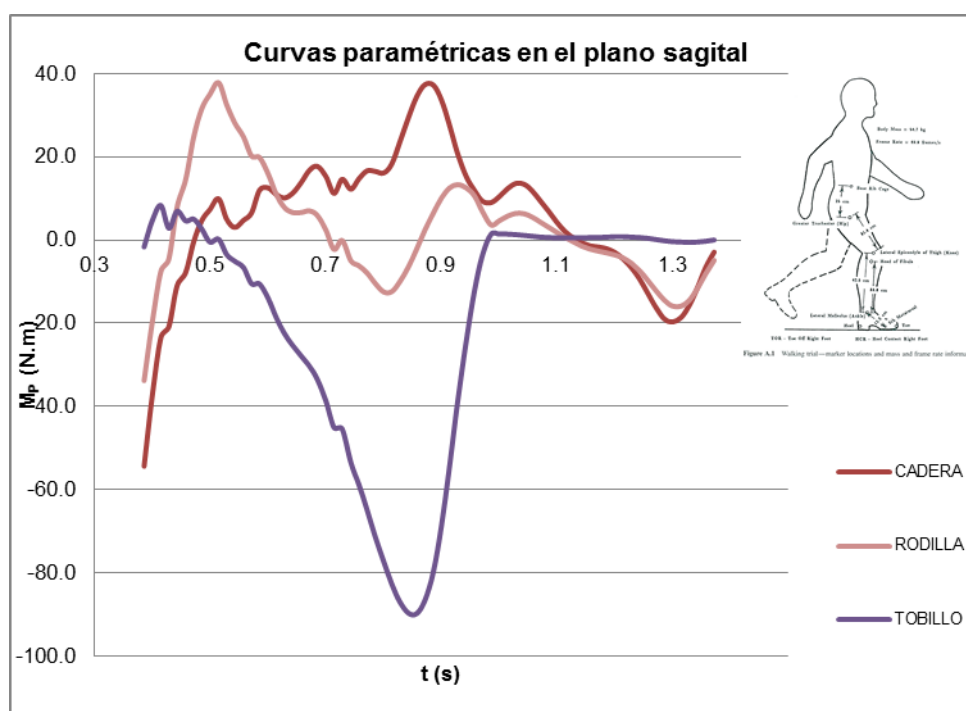


Figura 2.16.- Curvas de momentos de reacción (M_R) vs. el tiempo (t) en el plano sagital.³⁹

El material en las articulaciones del robot debe tener un coeficiente de rozamiento cercano al de las articulaciones del cuerpo humano o se utilizará componentes que faciliten la rodadura o deslizamiento. Es importante que el mecanismo sea ligero para que la persona discapacitada pueda utilizarlo sin realizar esfuerzo adicional. Se utilizarán limitadores de giro mecánicos para evitar que dañe alguna de las articulaciones del paciente.

Se utilizarán materiales disponibles en el mercado local y será posible su fabricación en talleres locales. Será de fácil montaje y desmontaje. Tendrá fácil acceso hacia las partes que requieran mantenimiento y en caso que se malogre algún componente, será factible su reposición u obtención de repuestos.

Sistema robótico tipo exoesqueleto requiere de un sistema de control flexible, rápido de implementar y usar. Además, este debe ser capaz de controlar todos los actuadores en el seguimiento de la reproducción de la marcha en el plano sagital.

³⁹El dibujo se realizó con la información del libro Biomechanics and motor control of human movement. Winter, David.

2.4 Proyecto óptimo

El sistema tipo exoesqueleto tendrá que cumplir, de forma parcial, las mismas funciones que realiza el paciente cuando desee realizar los ejercicios para rehabilitación, es decir, que contará con todos los subsistemas que hacen posible el movimiento del cuerpo (ver anexo K). Cada eslabón podrá moverse independientemente, uno con respecto del otro y darán soporte al paciente sujetándolo en cada extremidad. La articulación que une los eslabones que sujetan el pie y la pierna tendrá 2 grado de libertad (GDL), los eslabones que sujetan la pierna y el muslo tendrá 1 GDL y 3 GDL la articulación que une los eslabones que sujetan el muslo y la unión de la pelvis con la parte superior del cuerpo, todos asociados a los giros. Mientras que la parte superior del cuerpo (HAT) podrá realizar los movimientos en el plano frontal y de giro alrededor de un eje frontal-sagital (2GDL).

En el primer capítulo se han visto diferentes exoesqueletos, esto se debe a que los investigadores buscaron varias alternativas de solución según la aplicación que querían darle, llegando a obtener cada uno distintas metas y limitantes de movimiento, capacidad y control. De igual forma, se realizó el estudio en base a la lista de exigencias y estructura de funciones que permitió desarrollar una matriz morfológica (ver anexo L).

Se evaluaron las distintas tecnologías y mecanismos existentes que podrían lograr satisfacer los requerimientos del diseño y la compatibilidad de los elementos entre sí. Con lo cual, se logra representar una disposición general de los elementos formando esquemas de las tres alternativas de solución (ver anexos M, N, O).

Se realiza una evaluación técnica-económica (ver anexos P, Q) de los tres conceptos de solución. Además, para saber si cumplen algunos criterios con los requisitos de diseño se realiza una pre-selección de los actuadores y reductores. En la figura 2.17 se puede apreciar las alternativas, donde las que se acercan más al valor ideal y se encuentren más cerca de la línea diagonal son las mejores. Si bien los puntajes de las tres soluciones en la evaluación técnica se encuentran cercanos, en la evaluación económica los puntajes de las soluciones 1 y 2 se encuentran por debajo de lo

permisible (0,6 o menos se considera una solución deficiente). Por tal motivo se optó por el tercer concepto (figura 2.18), ya que su valor de la evaluación técnica-económica cumple con el objetivo de la tesis.

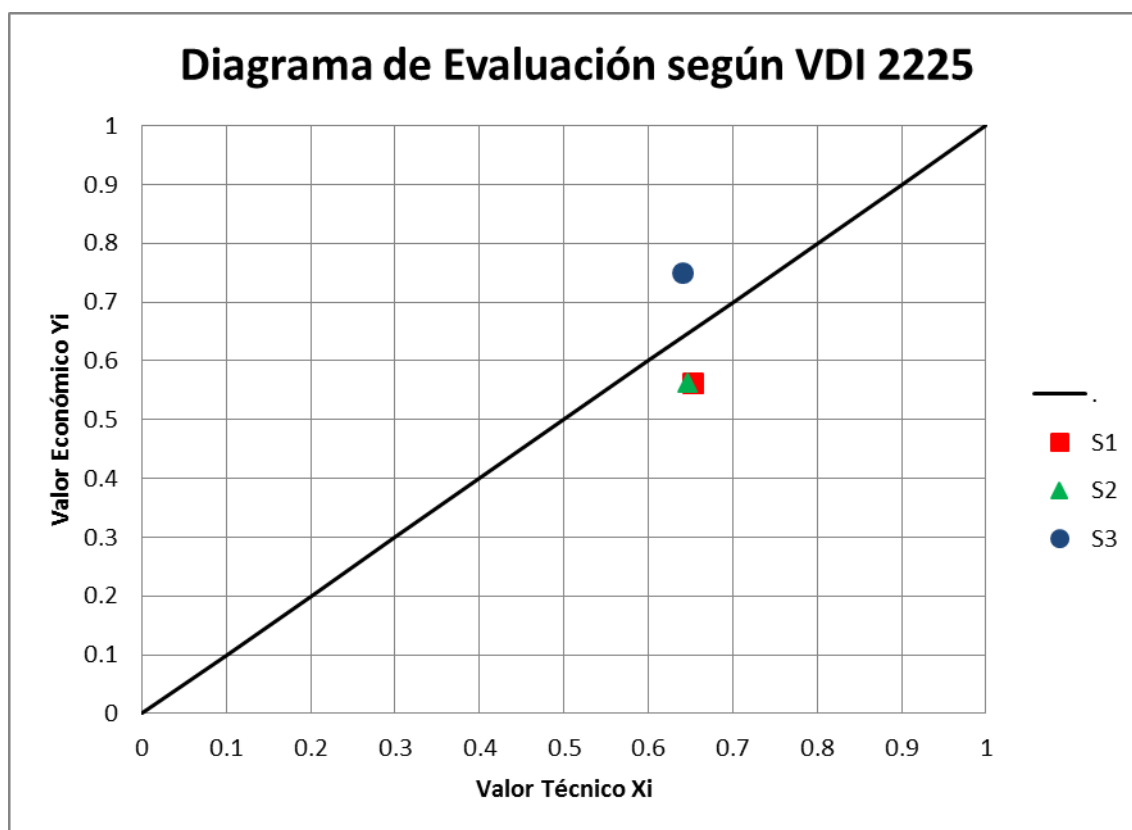


Figura 2.17.- Diagrama de evaluación técnica-económica.

Tabla 2.7: Activación de motores para diferentes movimientos.

SISTEMA	EXO						SSPC	
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8
MOTORES								
PARARSE/SENTARSE	X	X	X	X	X	X		X
FLEXION DORSAL/PLANTAR	X	X						X
RECORRIDO DE CADERA/RODILLA			X	X	X	X		X
APOYO MONOPODAL			X	X	X	X		X
SUBIR/BAJAR ESCALERA	X	X	X	X	X	X	X	X
MARCHA NORMAL	X	X	X	X	X	X	X	X

En la tabla 2.7 se muestra los motores, marcados con una "X", que activarán el sistema robótico para los diferentes movimientos que realizará el paciente. A continuación, se describe la función que realiza cada motor: M1 y M2, rotar tobillo; M3

y M4, rotar rodilla; M5 y M6, rotar cadera; M7, desplazar horizontal HAT; M8, desplazar vertical HAT, oscilar vertical HAT, y desplegar la guía telescópica que une el sistema de soporte del peso corporal (SSPC) con el exoesqueleto. Todo el sistema tiene un total de 8 motores, teniendo en cuenta que cada articulación tendrá un motor.

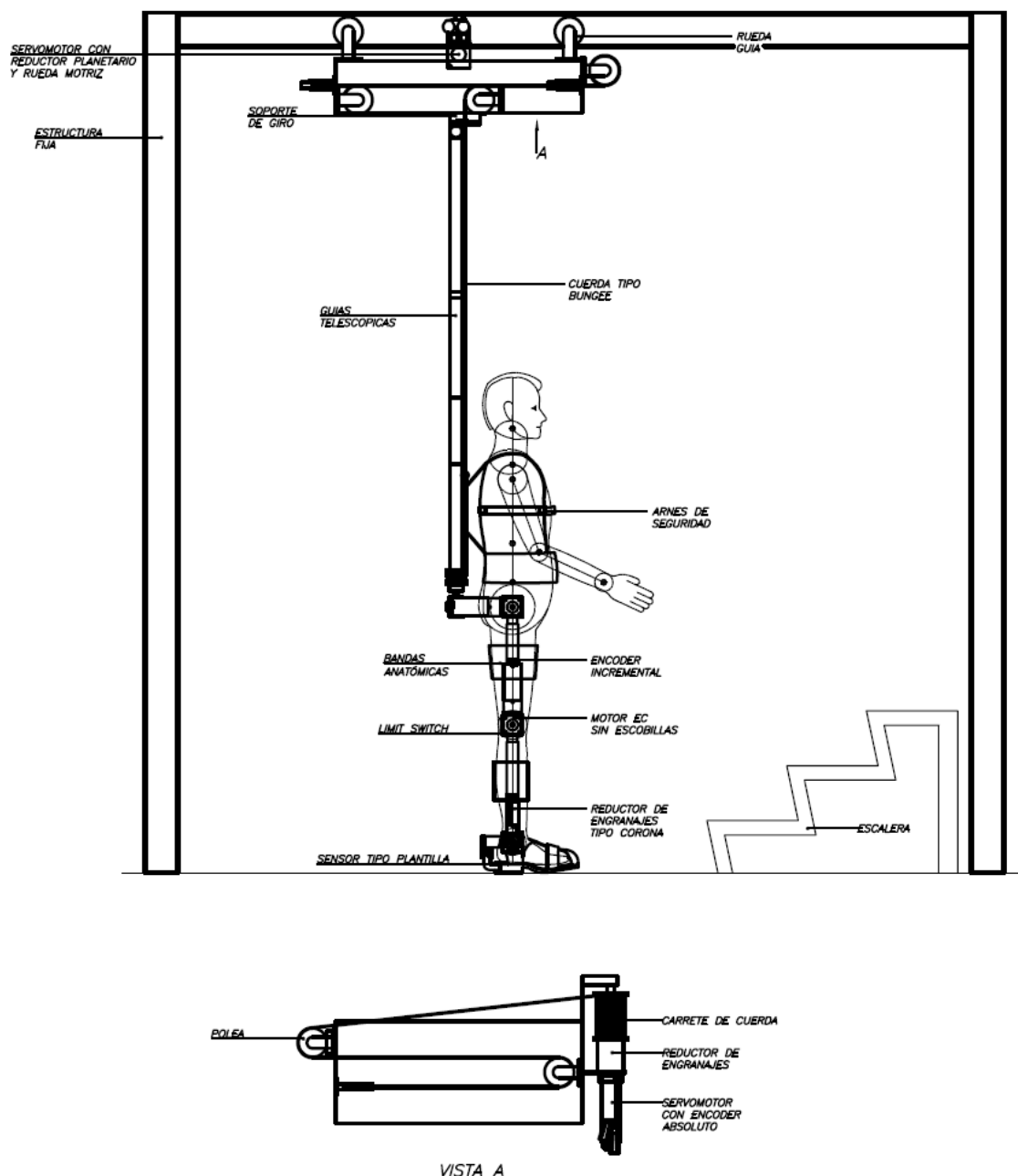


Figura 2.18.- Concepto de solución óptimo.

Inicialmente, el exoesqueleto estará colocado en una silla en posición de sentado, para que el terapeuta pueda acomodar y sujetar al paciente a los eslabones de la estructura mediante bandas anatómicas en cada miembro inferior, en la zona abdominal y en los hombros para sujetar el tronco. El fisioterapeuta sujetará a la persona mediante la estructura del tronco a las guías telescópicas SSPC y mandará una señal al sub-sistema de control que activará los actuadores del exoesqueleto y del SSPC. El exoesqueleto moverá cada extremidad con los eslabones y el SSPC levantará el peso total hasta la posición de parado, mientras que el paciente mediante la ayuda de barandas, bastones o muletas podrá mantener la estabilidad durante el movimiento.

2.5 Diseño preliminar

2.5.1 Módulos mecánicos

- Eslabón del pie: se sujetará el tacón con la suela del zapato mediante pernos y en el extremo del tacón se colocará un eslabón que sujeta dos porta-rodamientos para el giro del pie en el plano frontal. Se podrá regular la altura del tobillo al piso con dos guías que sirven de unión entre el tacón y los porta-rodamientos; a estas guías se les colocarán galgas extensiométricas para aproximar la fuerza que se genera en el talón. Se ubicarán sensores de presión debajo de la plantilla, uno en la zona del talón y dos en la zona del metatarso para detectar la presión que genera la persona; y uno debajo del taco para detectar la presión que genera el exoesqueleto en el piso. Además, tendrá unas plaquitas intercambiables que permitirán realizar el giro de forma limitada y servirá como tope mecánico (figura 2.19).
- Eslabón del tobillo: estará compuesto de dos eslabones, cada uno estará atornillado a un eje en el extremo para lograr el giro del pie en el plano frontal y el otro eje el giro del pie en el plano sagital, el cual tendrá una unión por chaveta al eje del motor. Se podrá regular el largo del tobillo mediante unas guías que sirven de unión entre los eslabones y estarán sujetos por tornillos a unas plaquitas reguladoras. Además, tendrá dos pines que servirán como tope mecánico y como piezas de activación del sensor de fin de carrera (figura 2.20).

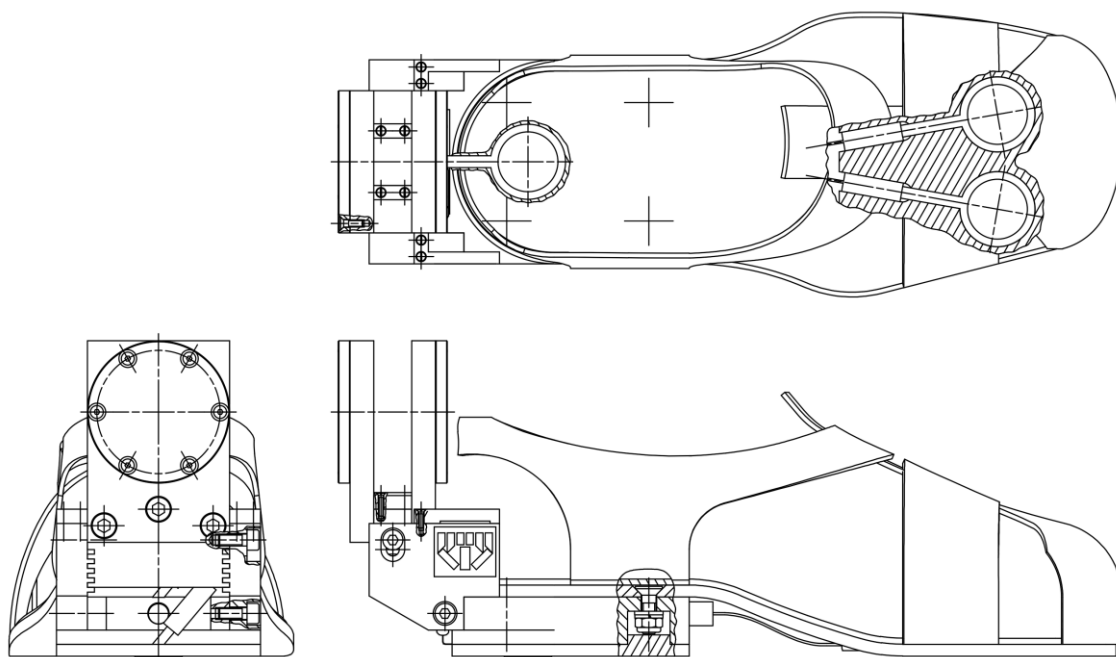


Figura 2.19.- Eslabón del pie

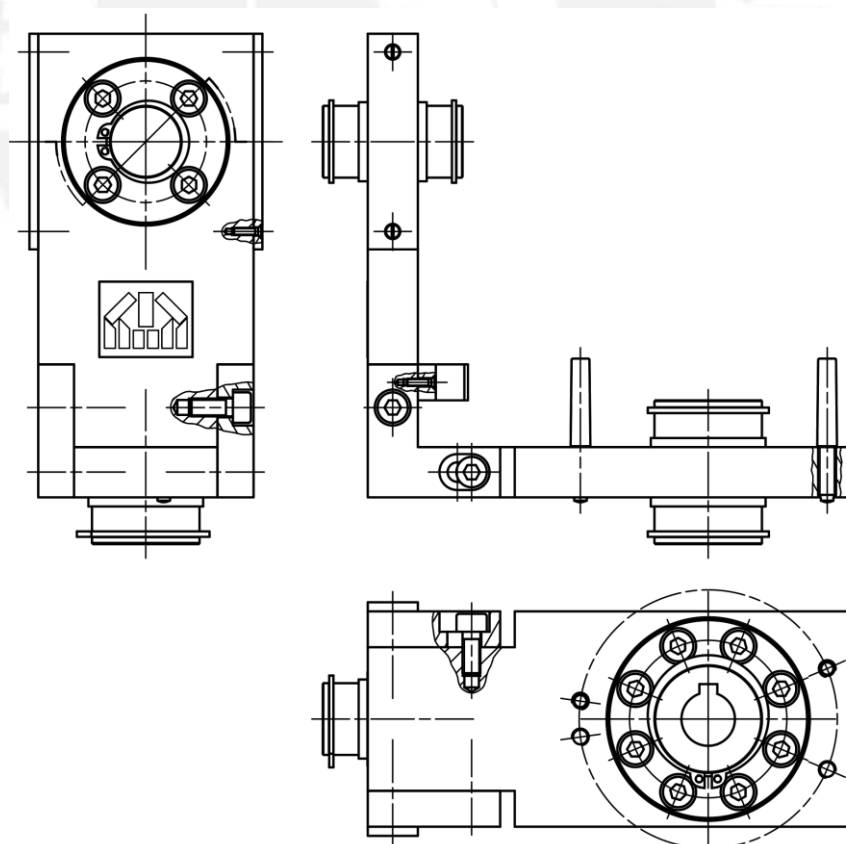


Figura 2.20.- Eslabón del tobillo

- Eslabón de la pierna y el muslo: ambas estructuras estarán compuestas por un eslabón inferior, donde se sujetará dos porta-rodamientos, el motor con reductor y encoder incremental, una muslera para sujetar la pierna o el muslo y dos sensores de fin de carrera; y un eslabón superior que tiene un eje para el giro para el giro de la pierna y el muslo en el plano sagital, el cual tendrá una unión por chaveta al eje del motor, además tendrá dos pines que servirán como tope mecánico y como piezas de activación del sensor de fin de carrera. Los porta-rodamientos tienen unos rebajes que le permiten dar espacio para sujetar al motor y además sirven como topes mecánicos. Se podrá regular el largo de la pierna y el muslo mediante unas guías que sirven de unión entre el eslabón inferior y el eslabón superior; y estarán sujetos mediante dos placas y tornillos. Solo en el eslabón superior de la pierna se colocará el controlador del motor con reductor para el giro del pie en el plano sagital y una sujeción con carril DIN.

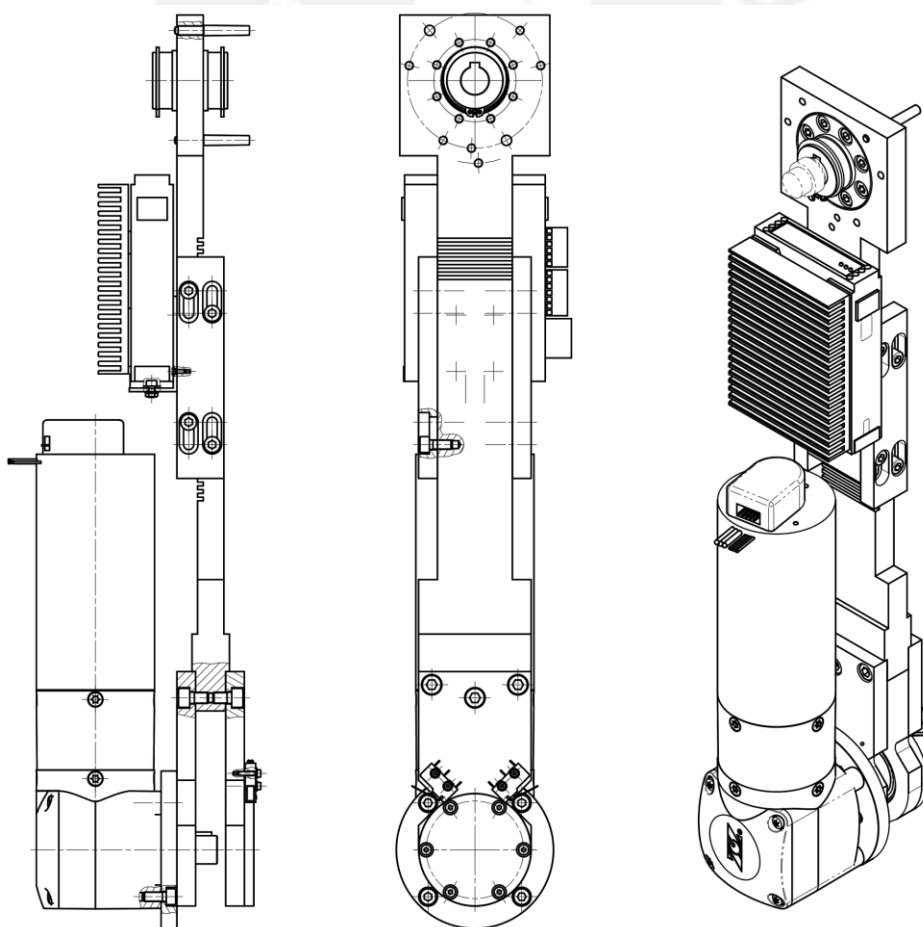


Figura 2.21.- Eslabón de la pierna y muslo

- Eslabón de la cadera: estará compuesto de dos eslabones, uno estará atornillado a un eje en el extremo para lograr el giro del muslo en el plano frontal y el otro se sujetará dos porta-rodamientos, el motor con reductor y encoder incremental y dos sensores de fin de carrera. Se podrá regular el largo de la cadera mediante unas guías que sirven de unión entre los eslabones y estarán sujetados por tornillos a unas plaquitas reguladoras. Los porta-rodamientos tienen unos rebajes que le permiten dar espacio para sujetar al motor y además sirven como topes mecánicos.

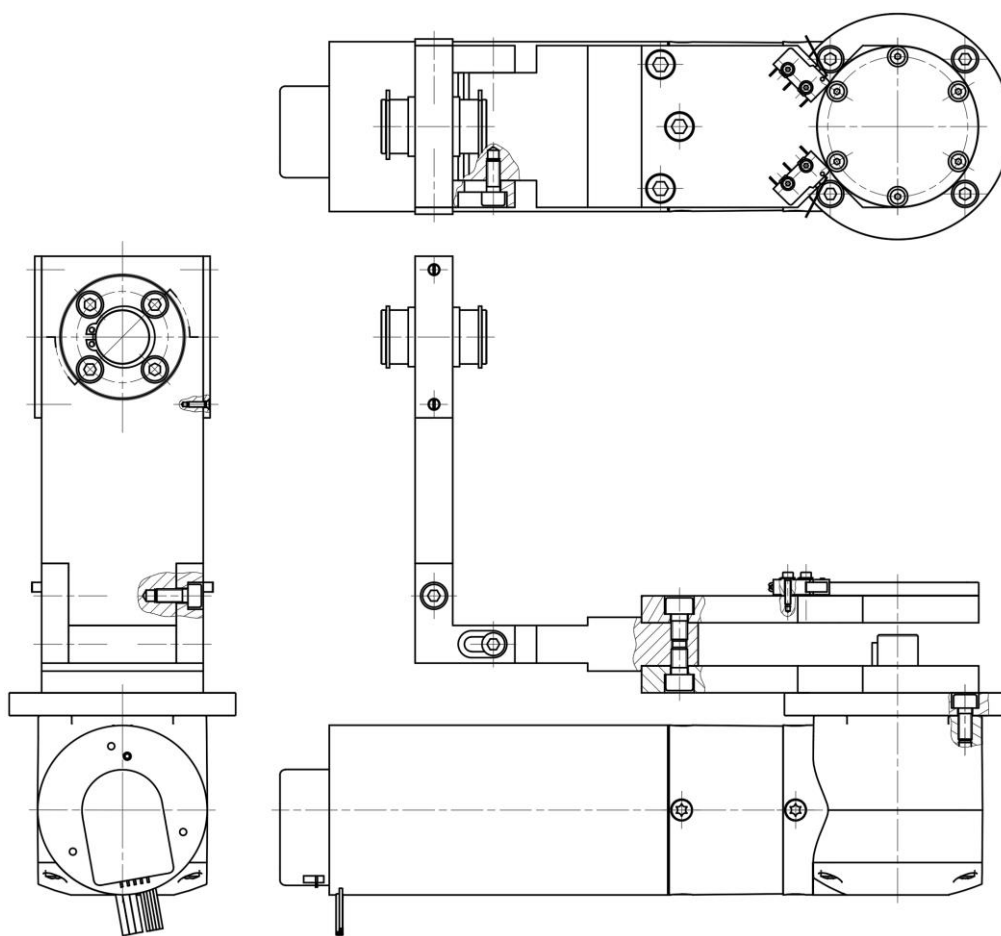


Figura 2.22.- Estructura de la cadera

- Eslabón de la pelvis: contará con un eslabón donde en un extremo estará atornillado dos ejes para el giro en el plano transversal del muslo y en el otro extremo estará sujeto dos porta-rodamientos para el giro del muslo en el plano frontal. Los ejes tendrán unos rebajes para poder ser ajustados mediante una llave. Además, tendrá unas plaquitas intercambiables que permitirán realizar el giro en el plano frontal de forma limitada y servirá como tope mecánico (figura 2.23).

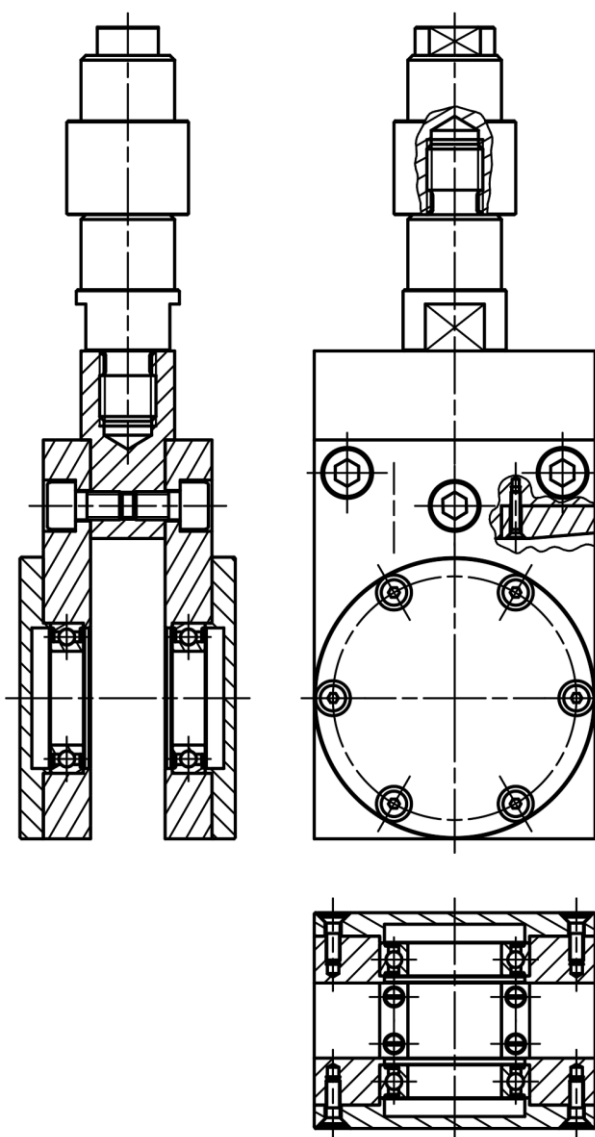


Figura 2.23.- Estructura de la pelvis

- Eslabón del tronco: estará compuesto por dos eslabones que sujetarán dos porta-rodamientos en cada extremo para el giro en el plano transversal y una estructura para colocar un par de correderas retráctiles, el arnés para sujetar el tronco de la persona, cuatro controladores de los motores con reductores para el giro de la pierna y el muslo en el plano sagital, cuatro sujeciones con carril DIN y un cáncamo donde se sujetará la cuerda que ayudará a desplazar verticalmente el tronco de la persona. Además, tendrá dos pines que servirán como piezas de activación del sensor de fin de carrera (figura 2.24).

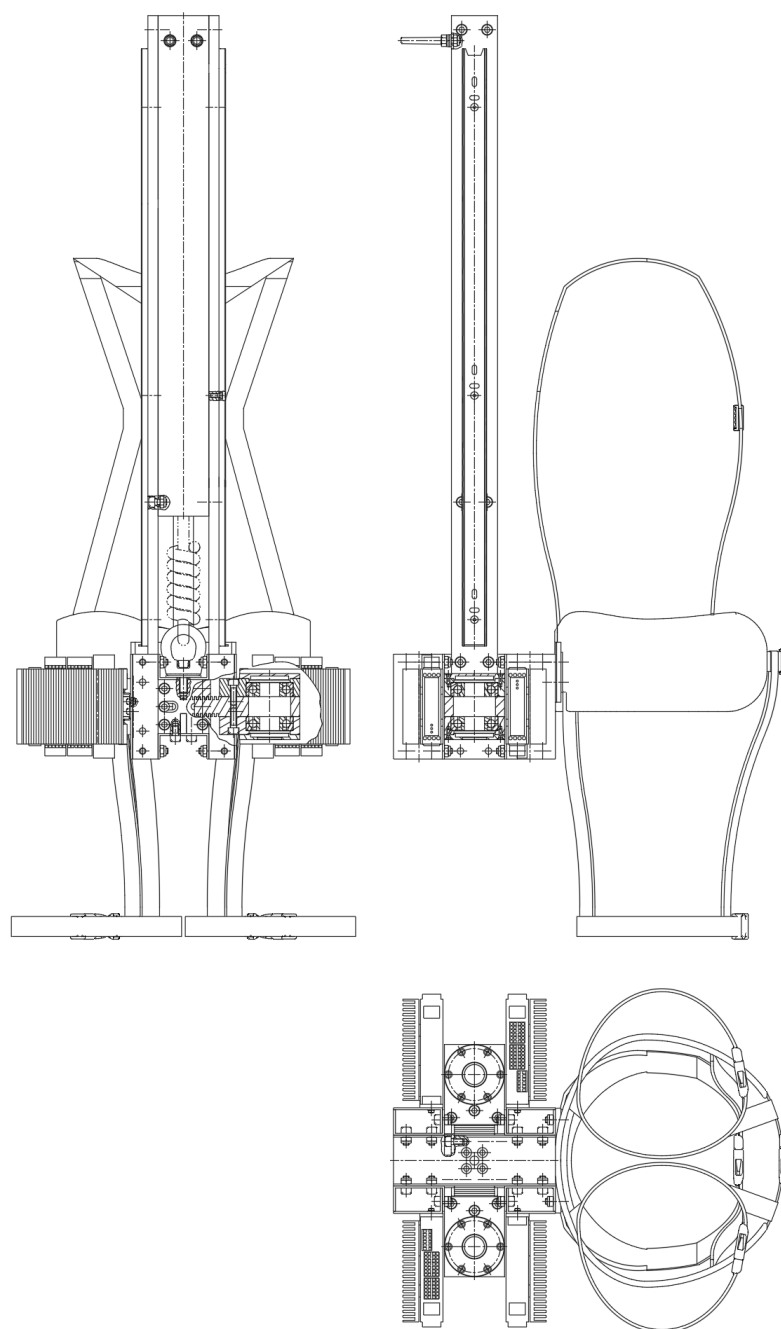


Figura 2.24.- Eslabón del tronco

- Guía telescópica intermedia: estará compuesto por una placa que une por un lado la corredera retráctil y por el otro la corredera soporte con tornillos. La guía telescópica intermedia servirá como unión entre el eslabón del tronco y la guía telescópica soporte, además de permitir aumentar el desplazamiento vertical del tronco (figura 2.25).

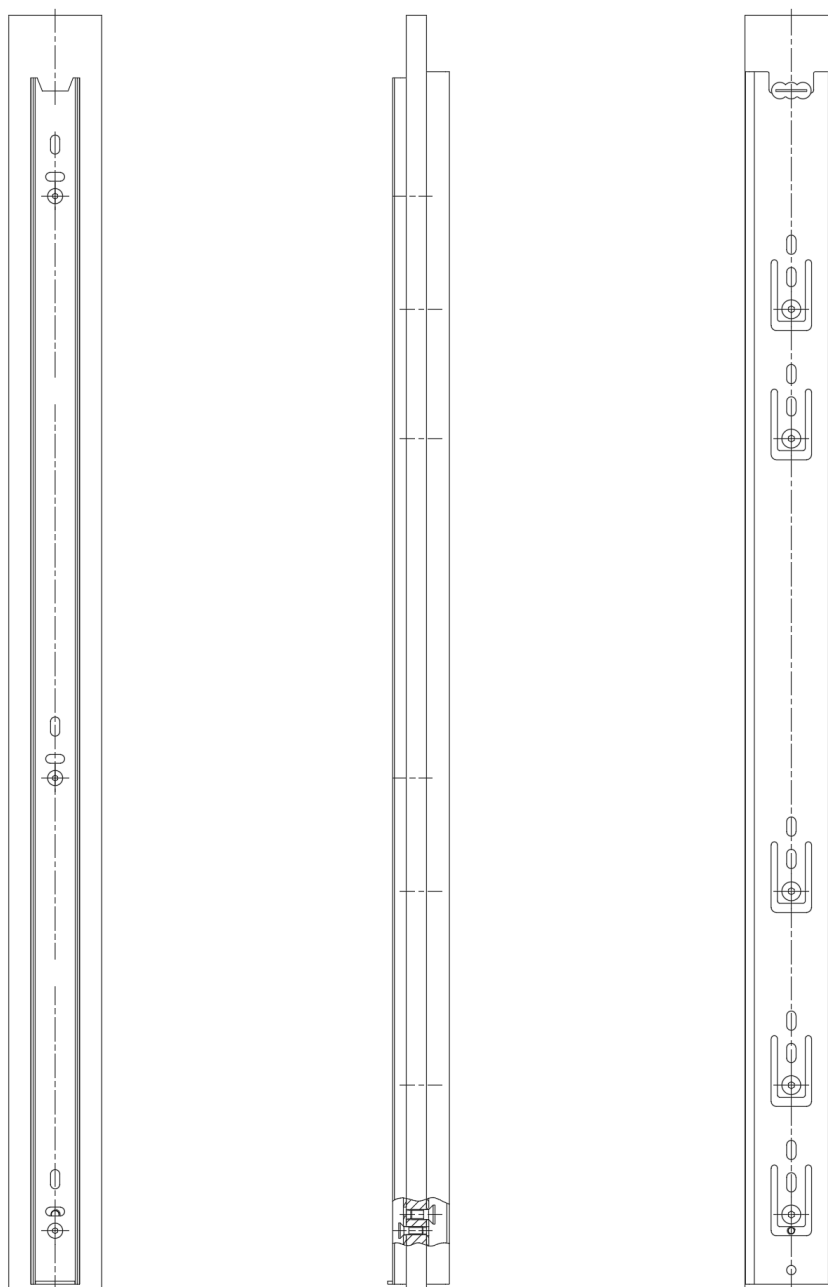


Figura 2.25.- Guía telescópica intermedia

- Guía telescópica soporte: estará compuesto por una estructura que se sujetarán un par de correderas soportes, dos porta-rodamientos en la parte superior con una brida de unión a la estructura que permitirán el giro del tronco en el plano transversal para el cambio de dirección y dos sensores de fin de carrera (figura 2.26).

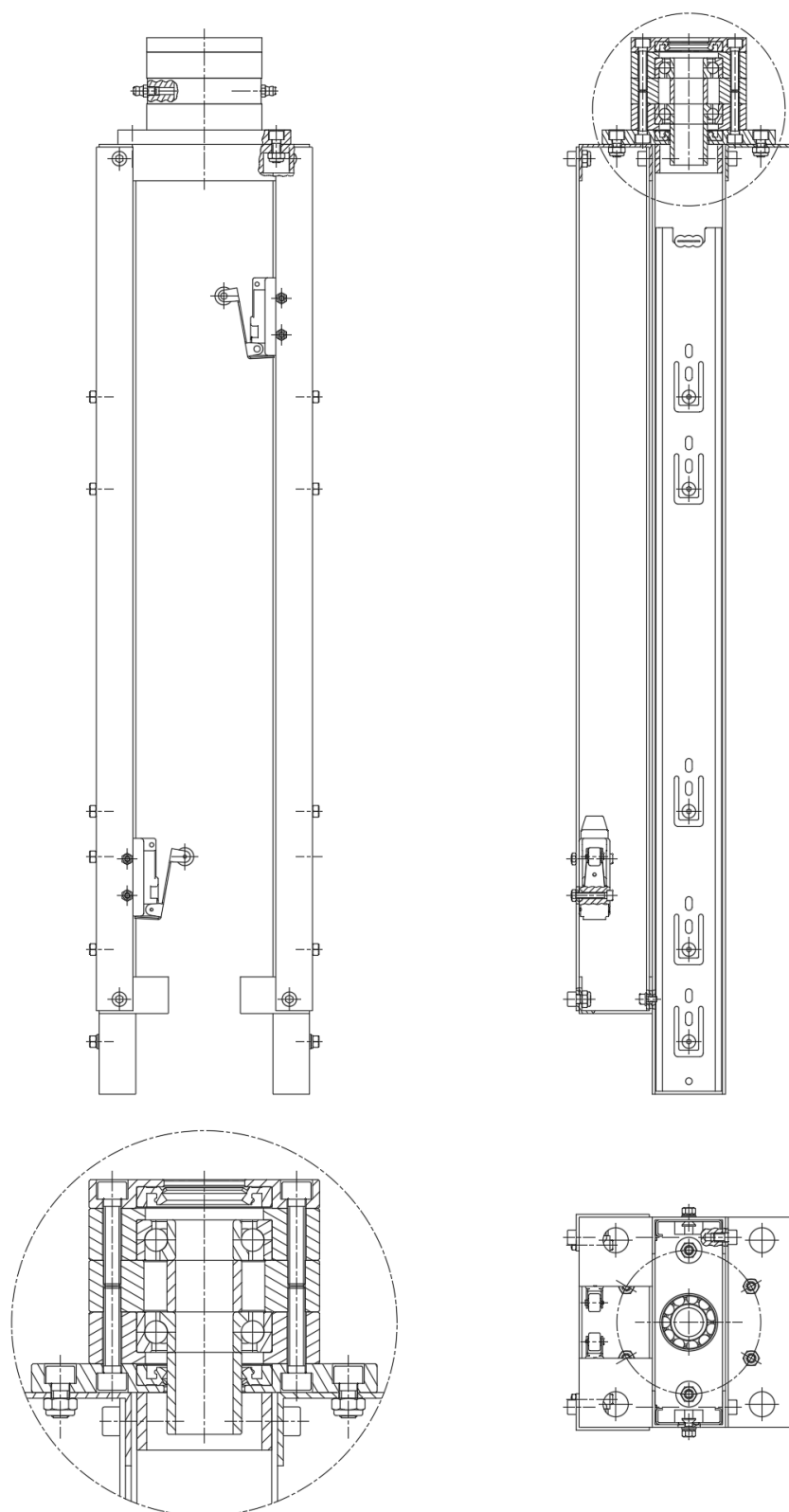


Figura 2.26.- Guía telescópica soporte

- Carro móvil: cuenta con una estructura que soporta 5 poleas, para el cambio de dirección de la cuerda de vertical a horizontal; un eje hueco en la parte inferior, permite el giro del tronco en el plano transversal y sirve de guía de la cuerda; un motor con reductor y eje, rueda motriz y resorte de compresión, permiten el desplazamiento horizontal del carro y contacto con el carril de la estructura; otro motor con reductor, eje y soportes, permite el desplazamiento vertical del tronco mediante una cuerda enrollada en el eje; un carril DIN, permite sujetar los componentes electrónicos; y dos porta-rodamientos con brida en cada extremo del carro que permite girar en el plano transversal del sistema para nivelar el desplazamiento horizontal en caso que el carril de la estructura tenga cierto desnivel por la fabricación y unión de las piezas.

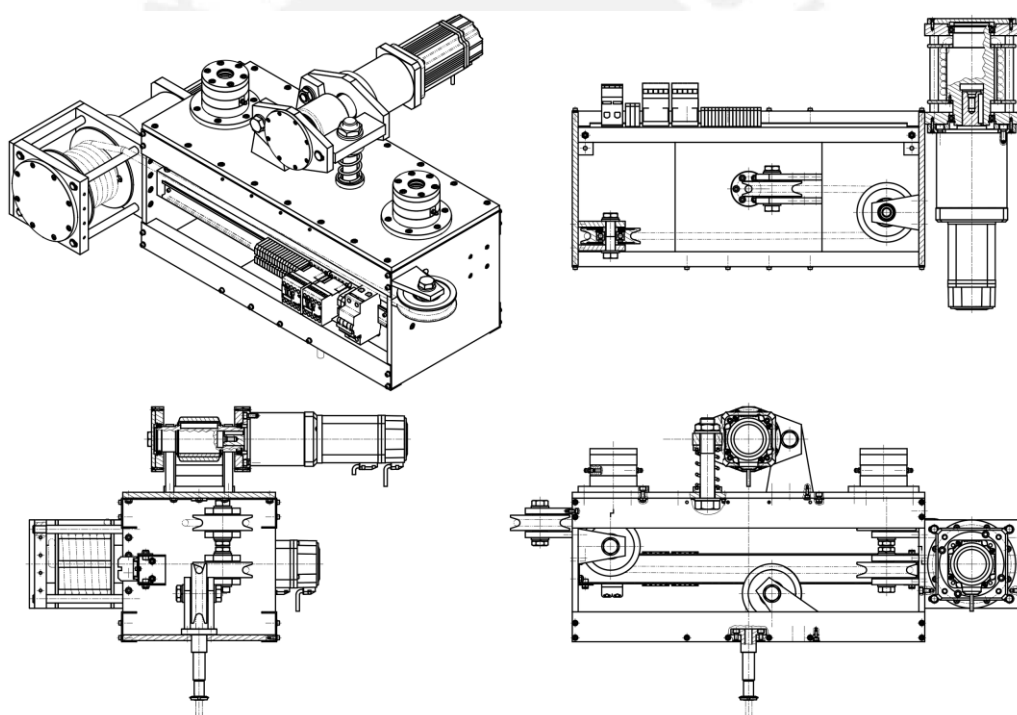


Figura 2.27.- Carro móvil

- Soporte cable móvil: cuenta con una estructura para sujetar el cable de todos los actuadores, sensores y otros componentes electrónicos necesarios para el funcionamiento del prototipo, que se dirigirán al tablero de control. Se encuentra en la parte superior de la estructura dos porta-rodamientos con brida que permite girar en el plano transversal para que el cable pueda desplazarse horizontalmente a lo largo del carril de la estructura (figura 2.28).

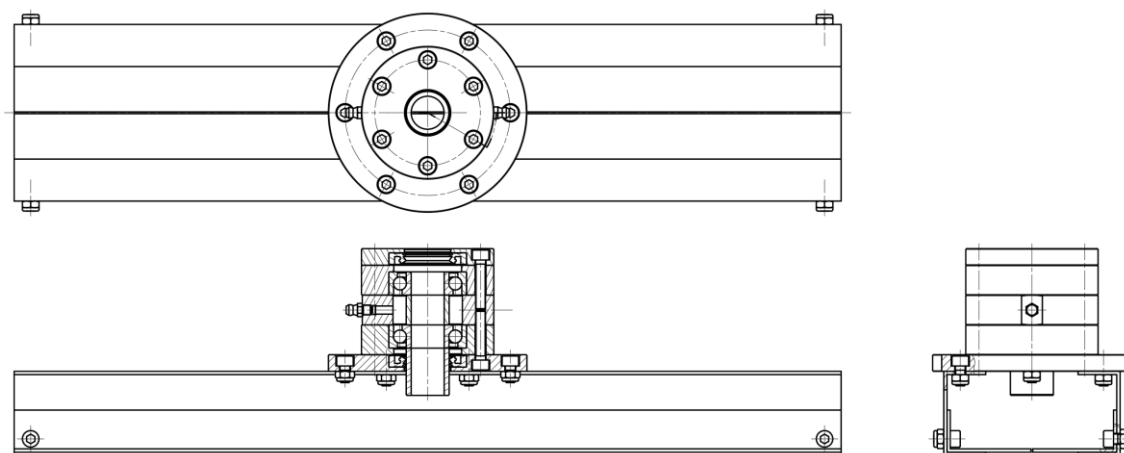


Figura 2.28.- Soporte cable móvil

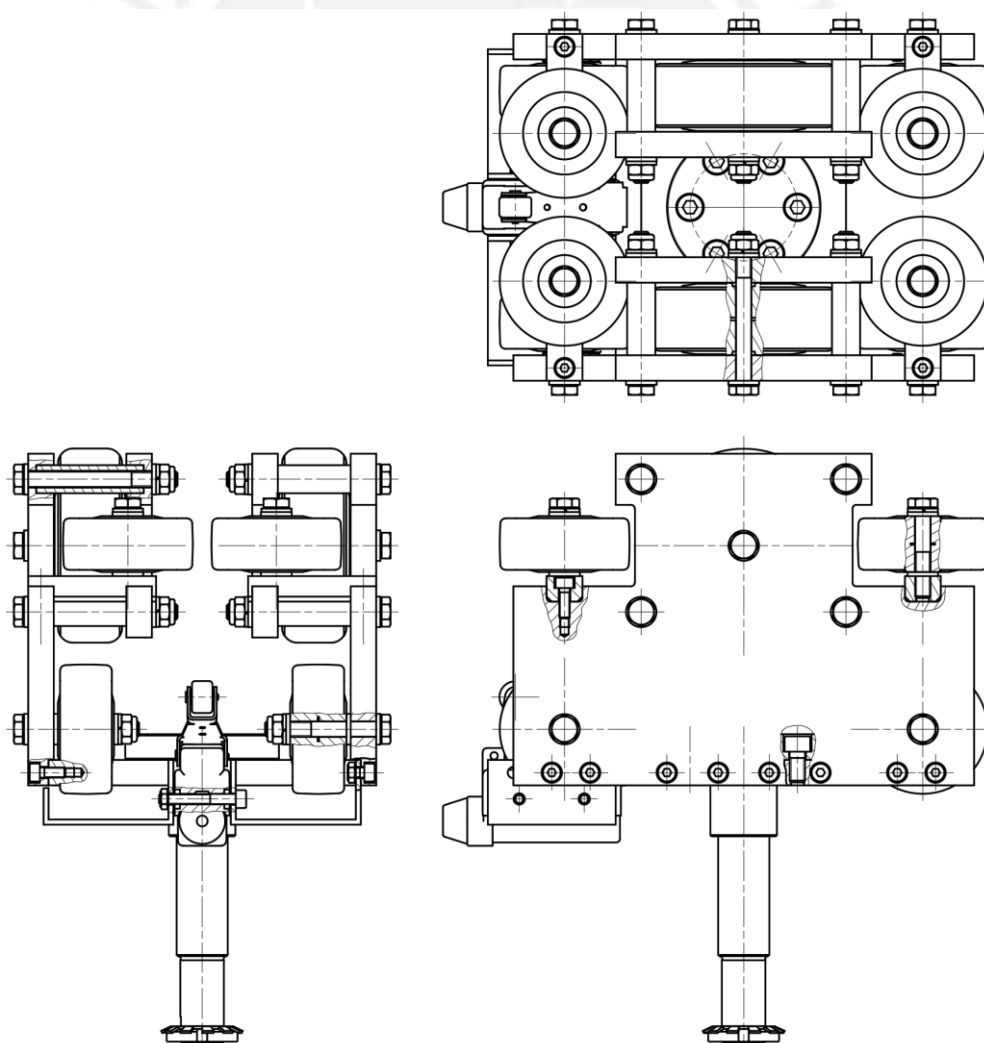


Figura 2.29.- Carro guía

- Carro guía 1 y 2: cada carro guía está compuesto por unas placas unidas con pernos; dos ruedas grandes, soportan las cargas y permiten el desplazamiento horizontal del carro móvil y el soporte cable móvil; ocho ruedas pequeñas, mantienen en todo tiempo alineación y contacto con el carril de la estructura; un eje, que permite el giro del soporte cable móvil para el desplazamiento del cable y el giro del carro móvil para la nivelar su desplazamiento horizontal. Solo los carros guías que se une con el carro móvil (carro guía 2) tendrá un sensor de fin de carrera (figura 2.29).

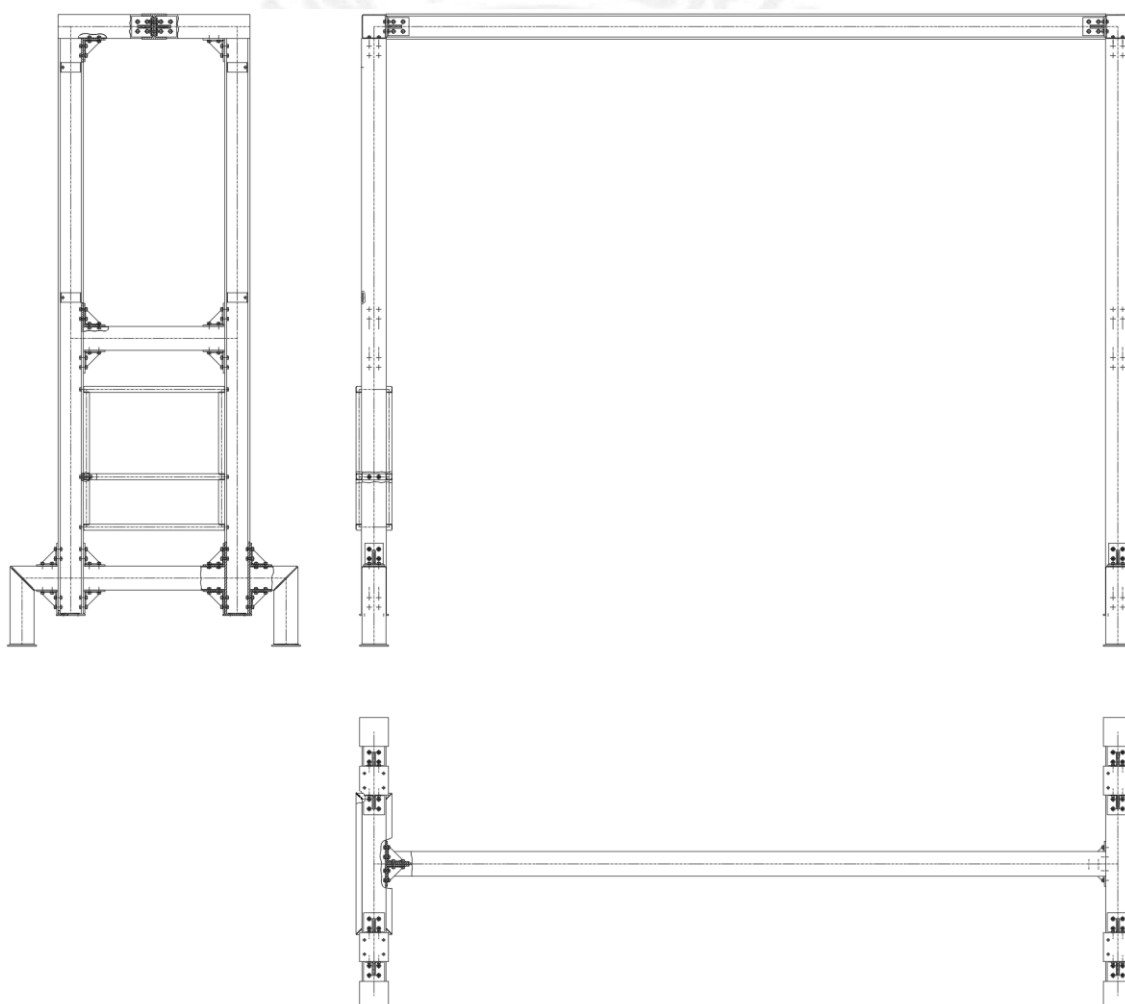


Figura 2.30.- Estructura base

- Estructura base: el carril es una viga W en horizontal que se encuentra en la parte superior de la estructura, sujeta en sus extremos con cartelas a tubos rectangulares; estos a su vez se encuentran unidos en sus extremos a vigas W en vertical. Estas vigas se encuentran reforzadas con tubos rectangulares y unidos con cartelas. En cada extremo inferior de las vigas W en vertical se encuentra soldada una placa con agujeros para la sujeción de las garruchas que desplazarán a la estructura cuando quiera ser transportada. En la parte inferior se sujetan unas patas removibles que se colocarán cuando esté en funcionamiento el equipo, estas aumentarán la base de sustentación de la estructura y así evitaran la volcadura del equipo. Además, a un extremo lateral de la estructura, se encuentra soldado unas placas en las vigas W en vertical, para la sujeción del tablero de control; y una estructura rectangular removible para la colocación de una computadora y un estabilizador (figura 2.30).

2.5.2 Uniones entre módulos

- Unión eslabón pie-tobillo, eslabón cadera-pelvis: La configuración de las uniones para el giro en el plano frontal estará compuesta por dos módulos, uno de ellos con dos porta-rodamientos con rodamientos rígidos de bolas donde se apoyará un eje que tiene el otro modulo. Se colocará a cada extremo del eje un anillo de retención para evitar desplazamiento axial del rodamiento y una tapa a cada porta-rodamiento para evitar el contacto del eje cuando esté en funcionamiento.

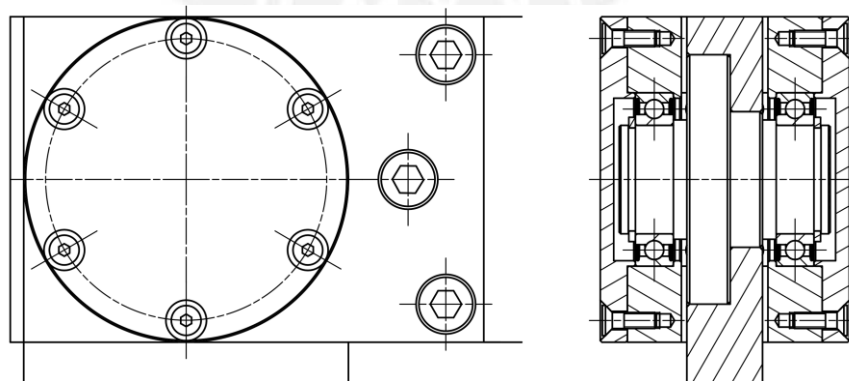


Figura 2.31.- Configuración de las uniones para el giro en el plano frontal del sub-sistema exoesqueleto.

- Unión eslabón tobillo-pierna, eslabón pierna-muslo, eslabón muslo-cadera: La configuración de las uniones para el giro en el plano sagital estará compuesta por dos módulos, uno de ellos con dos porta-rodamientos con rodamientos rígidos de bolas donde se apoyará un eje hueco que tiene el otro modulo. El motor con reductor y encoder, que va unido a una de las tapas, transmite el giro y el torque mediante un canal chavetero al eje. Se colocará a cada extremo del eje un anillo de retención para evitar desplazamiento axial del rodamiento y una tapa a cada porta-rodamiento para evitar el contacto del eje cuando esté en funcionamiento.

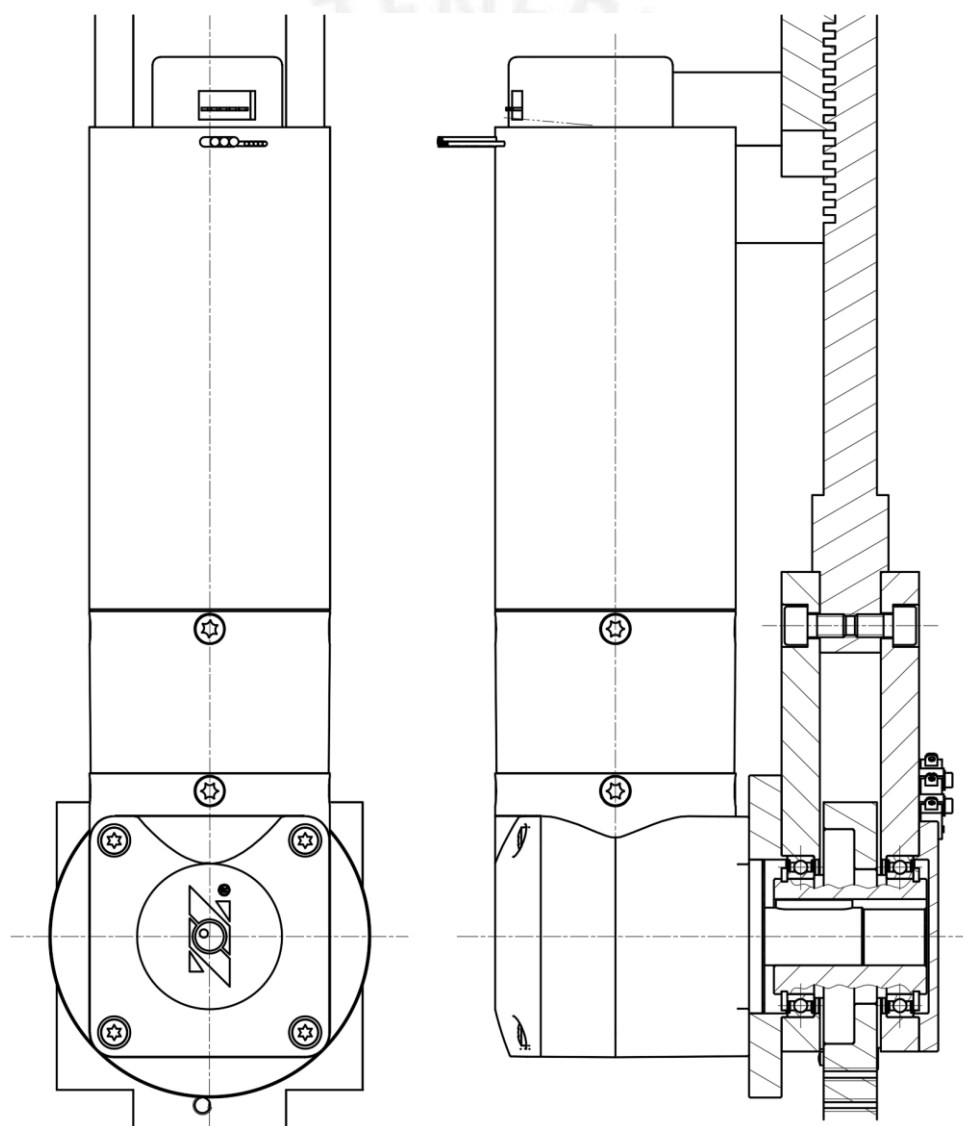


Figura 2.32.- Configuración de las uniones para el giro en el plano sagital del sub-sistema exoesqueleto.

- Unión eslabón pelvis-tronco: La configuración de la unión para el giro en el plano transversal estará compuesta por dos módulos, uno con dos porta-rodamientos fijos con rodamientos rígidos de bolas de contacto angular donde se apoyará un par de ejes que realizan el giro transversal. Los porta-rodamientos estarán unidos con tornillos al eslabón del tronco. Esta configuración permitirá realizar el giro en el plano transversal tanto en la fase de apoyo como en el balanceo mientras está realizando los movimientos en el plano sagital y frontal.

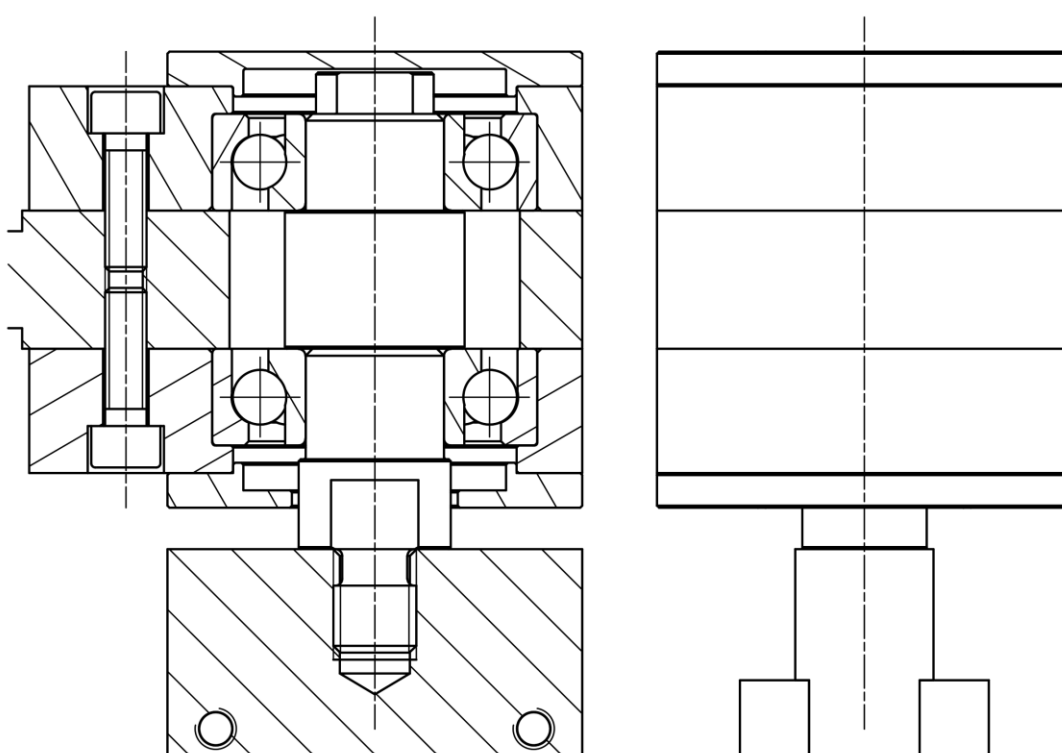


Figura 2.33.- Configuración de la unión para el giro en el plano transversal del sub-sistema exoesqueleto.

- Unión eslabón tronco-guía telescópica intermedia, guía telescópica intermedia-soporte: La configuración de las uniones para el desplazamiento vertical en los planos sagital y frontal estará compuesta por dos módulos, uno de ellos con un par de correderas retráctiles y el otro con un par de correderas soportes se unen mediante un par de correderas intermedias. La transmisión de carga y movimiento de las guías se realiza a través de los rodajes de las correderas telescópicas (figura 2.34).

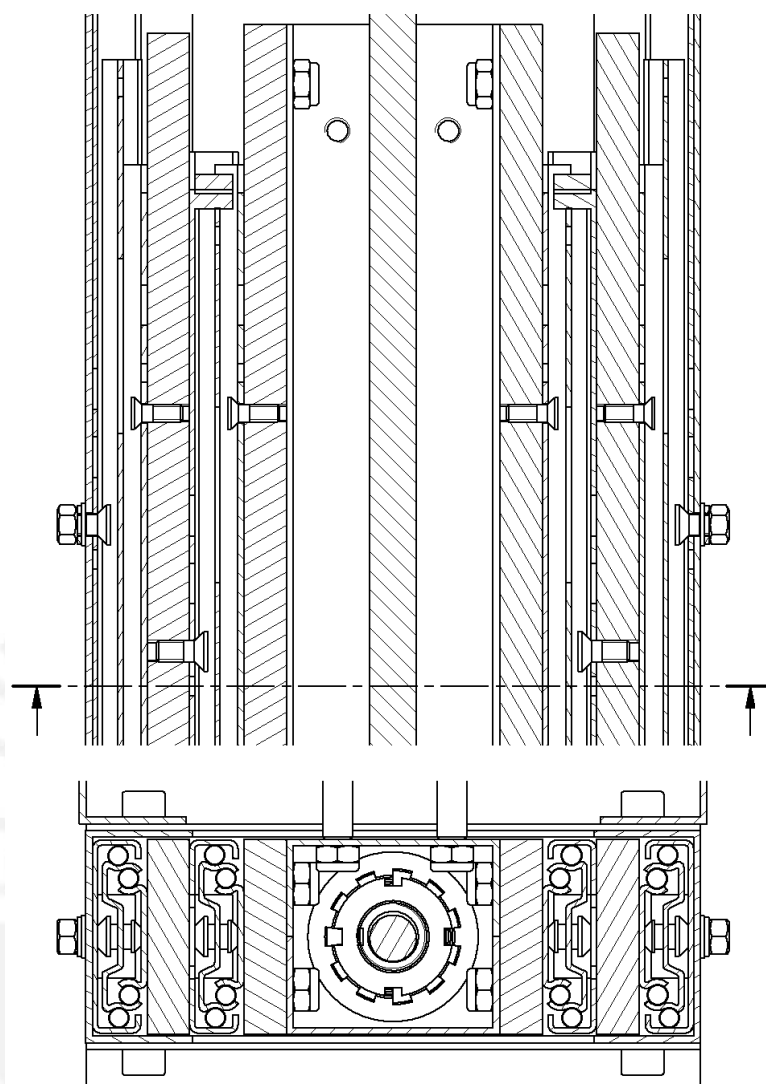


Figura 2.34.- Configuración de las uniones para el desplazamiento vertical en los planos sagital y frontal del sub-sistema SSPC.

- Unión guía telescópica soporte-carro móvil, carro móvil-carro guía 2, soporte cable móvil-carro guía 1: La configuración de la unión para el giro en el plano transversal estará compuesta por dos módulos, uno con dos porta-rodamientos móviles con rodamientos rígidos de bolas de contacto angular donde se apoyarán a un eje fijo del otro módulo que permite realizar el giro transversal. Los porta-rodamientos y rodamientos se distanciarán con unos separadores; y en la parte superior de la unión tendrá un retén para evitar la entrada de polvo en los rodamientos (figura 2.35).

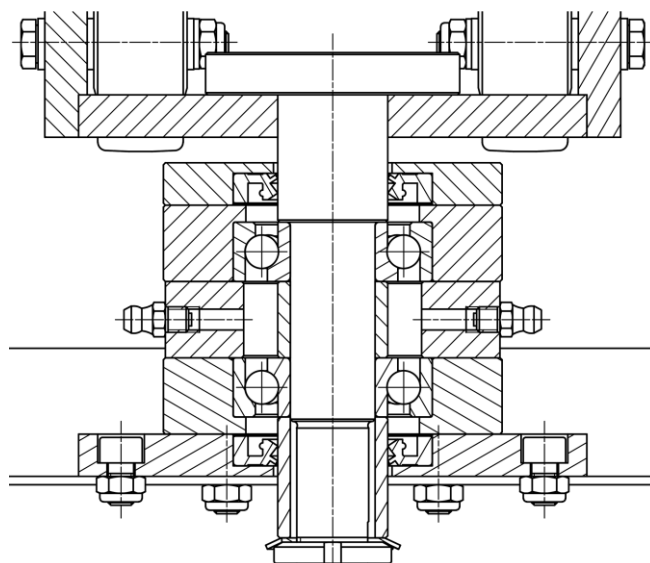


Figura 2.35.- Configuración de las uniones para el giro en el plano transversal del sub-sistema SSPC.

- Unión carro móvil-estructura base, carro guía 2-estructura base, carro guía 1-estructura base: La configuración de las uniones para el desplazamiento horizontal en los planos sagital y transversal estará compuesta por dos módulos, uno de ellos con ayuda de una rueda motriz (carro móvil) o ruedas libres (carro guía 1 y 2) se desplazan sobre una guía de perfil W del otro módulo (estructura base).

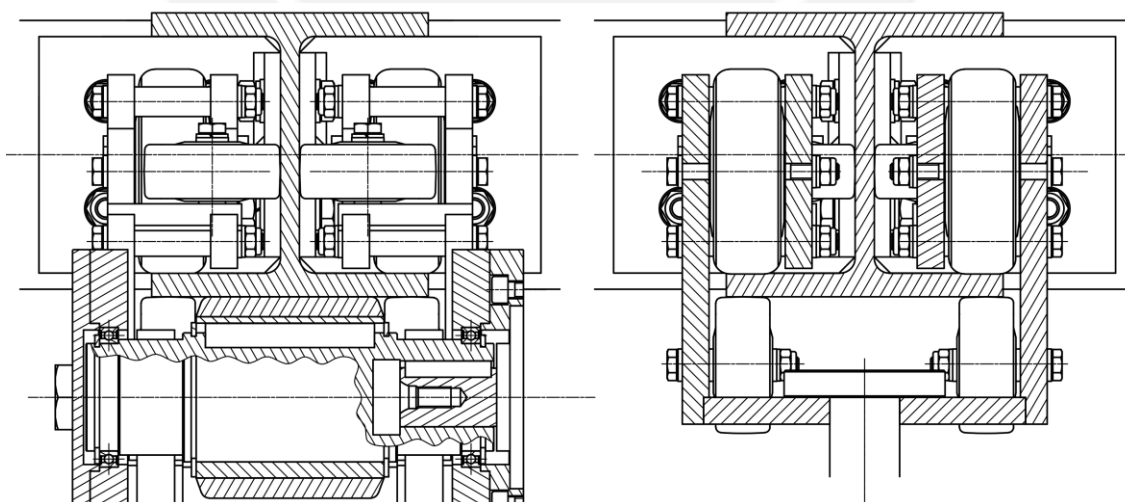


Figura 2.36.- Configuración de las uniones para el desplazamiento horizontal en los planos sagital y frontal del sub-sistema SSPC.

2.5.3 Actuadores

- Motor sin escobillas EC con reductor de engranajes tipo corona: Los motores DC sin escobillas (motores BLDC, motores BL) también conocidos como motores conmutados electrónicamente (ECM, motores EC) son motores síncronos que son alimentados por una fuente de corriente continua a través de una fuente de alimentación integrada y un inversor de conmutación, que produce una señal eléctrica en corriente alterna⁴⁰ al accionar el motor.

Para el sub-sistema exoesqueleto se seleccionó para el diseño los motores EC con reducción tipo corona y engranajes planetarios ofrecen una elevada potencia en un espacio compacto. El buen comportamiento dinámico y los rodamientos de bolas garantizan un comportamiento de respuesta precisa de comandos de control incluyendo el cambio de la dirección de rotación.

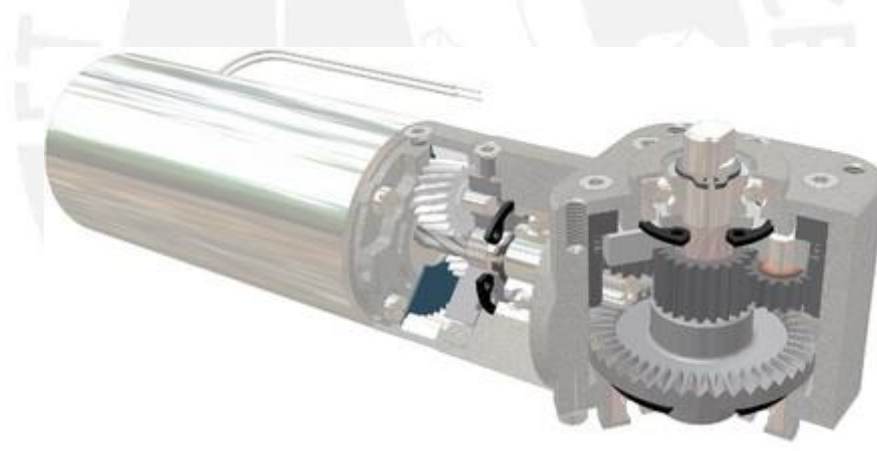


Figura 2.37.- Vista en sección de un motor EC con reductor de engranajes tipo corona⁴¹

- Servomotor con caja reductora con engranajes planetarios: Los servomotores AC son motores de corriente alterna que incorporan codificadores y controladores para proporcionar retroalimentación en un circuito de control cerrado. Estos motores pueden ser posicionados con alta precisión, lo que significa que se pueden controlar exactamente según sea necesario para la aplicación. A menudo los

⁴⁰ Corriente alterna, AC, no implica una forma de onda sinusoidal, sino más bien una corriente bidireccional con ninguna restricción en forma de onda.

⁴¹ Imagen extraída de <http://www.zeitlauf.com/sectors/tuerantriebstechnik.html>

servomotores tienen mejores cojinetes o diseños de tolerancia más altos, y algunos diseños más pequeños también usan voltajes más altos a fin de lograr un mayor torque. Servomotores AC se utilizan comúnmente en la robótica, automatización, máquinas CNC, y otras aplicaciones que requieren versatilidad y un alto nivel de precisión.

Para el sub-sistema de soporte del peso corporal se seleccionó para el diseño servomotores AC con reducción de engranajes planetarios, debido a su alta precisión, fácil montaje, bajo ruido, estructura compacta y a un bajo costo.

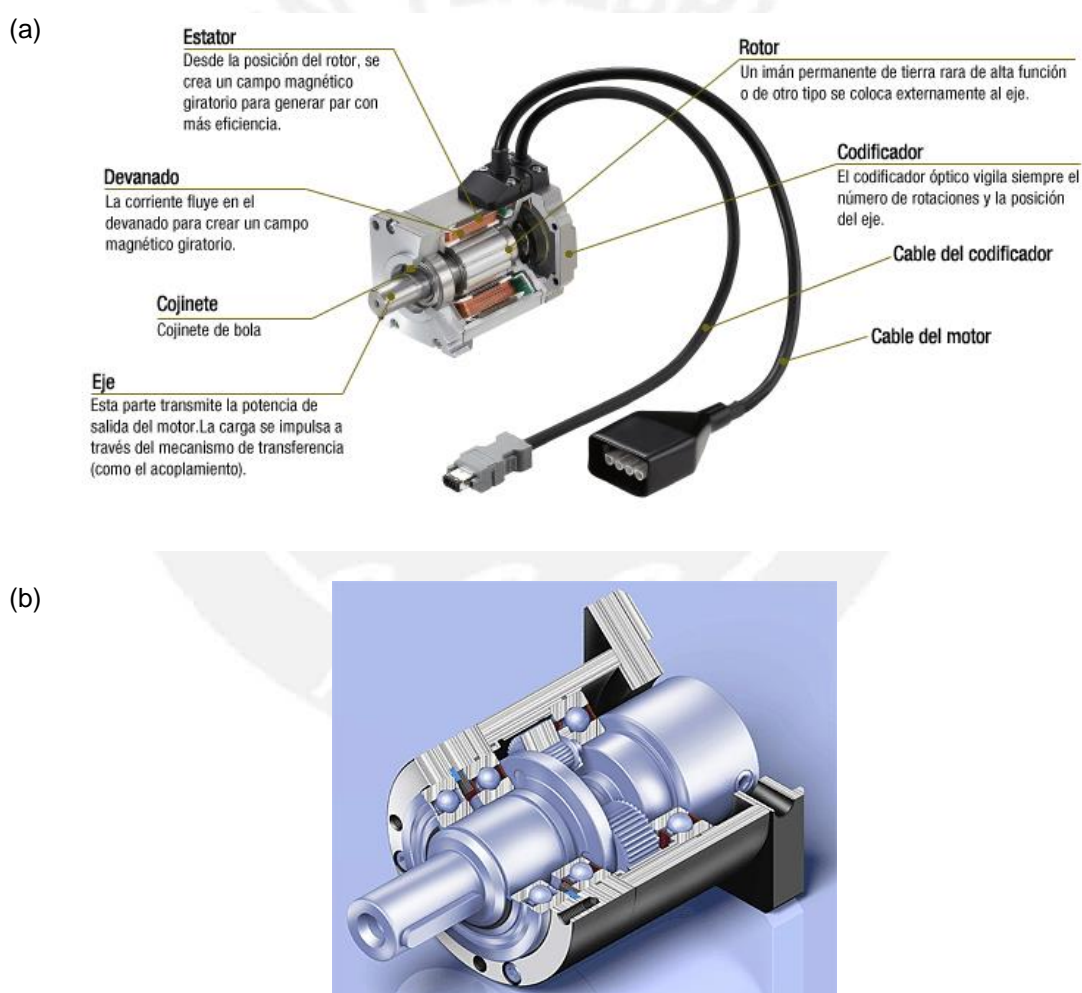


Figura 2.38.- (a) Servomotor⁴²; y (b) Caja reductora serie PE⁴³

⁴² Imagen extraída de <http://www.orientalmotor.com.pe/productos/servomotores.html>

⁴³ Imagen extraída de <http://www.apexdyna.es/>

2.5.4 Sensores

- Codificadores ópticos incrementales: El codificador es un transductor rotativo que transforma un movimiento angular en una serie de impulsos digitales. Estos impulsos generados pueden ser utilizados para controlar los desplazamientos de tipo angular del motor.

El codificador incremental proporciona normalmente dos formas de ondas cuadradas y desfasadas entre sí 90° , los cuales por lo general son canal A y canal B. Con la lectura de un solo canal se dispone de la información correspondiente a la velocidad de rotación, mientras que si se capta también la señal B es posible discriminar el sentido de rotación en base a la secuencia de datos que producen ambas señales. Está disponible además otra señal llamado canal Z o Cero, que proporciona la posición absoluta de cero del eje del encoder. Esta señal se presenta bajo la forma de impulso cuadrado con fase y amplitud centrada en el canal A.

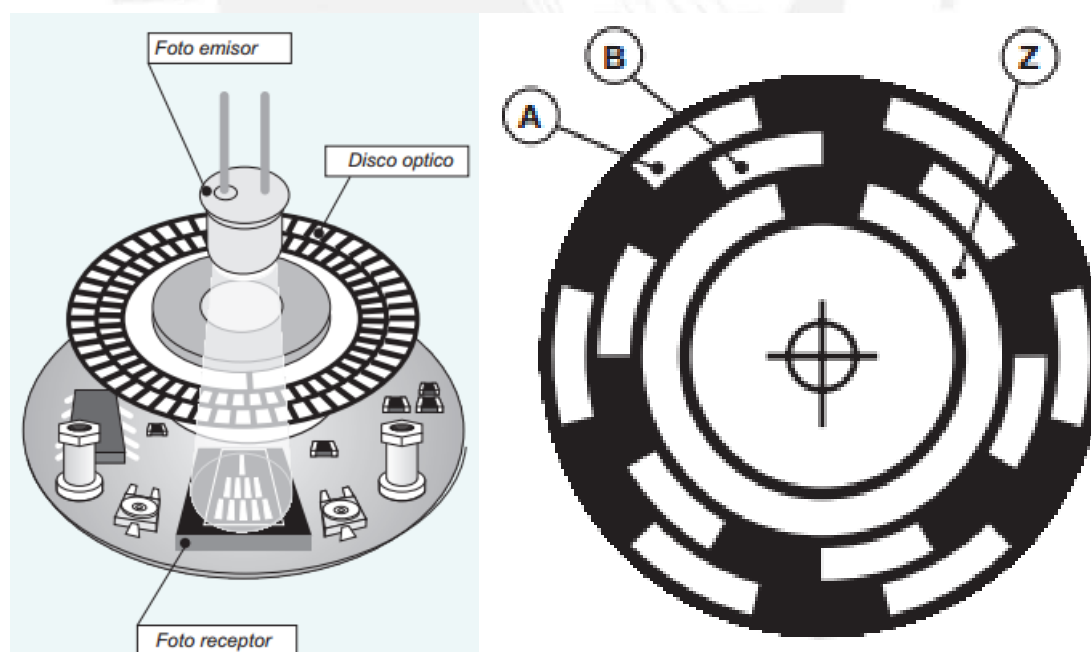


Figura 2.39.- Encoder incremental: Representación de señales incrementales A, B y Z en disco óptico⁴⁴.

⁴⁴ Imagen extraída de <http://www.forosdeelectronica.com/f16/encoders-informacion-tecnica-25/>

- Sensor de fin de carrera: Los interruptores o sensores finales de carrera, también llamados interruptores de posición, son interruptores que detectan la posición de un elemento móvil mediante accionamiento mecánico.

Son muy habituales en la industria para detectar la llegada de un elemento móvil a una determinada posición. Existen multitud de tipos de interruptores final de carrera que se suelen distinguir por el elemento móvil que genera la señal eléctrica de salida. Se tienen (ver figura 2.40) según: el tipo de actuador los de lengüeta, bisagra, palanca con rodillo, varilla, palanca metálica con muelle, de pulsador, etc.; y según la forma de contacto normalmente abierto o cerrado.

Estos tipos de sensores son de fácil instalación, son insensibles a estados transitorios, trabajan a tensiones altas, debido a la inexistencia de imanes es inmune a la electricidad estática. Generalmente estos sensores están compuestos por dos partes: un cuerpo donde se encuentran los contactos y una cabeza que detecta el movimiento.

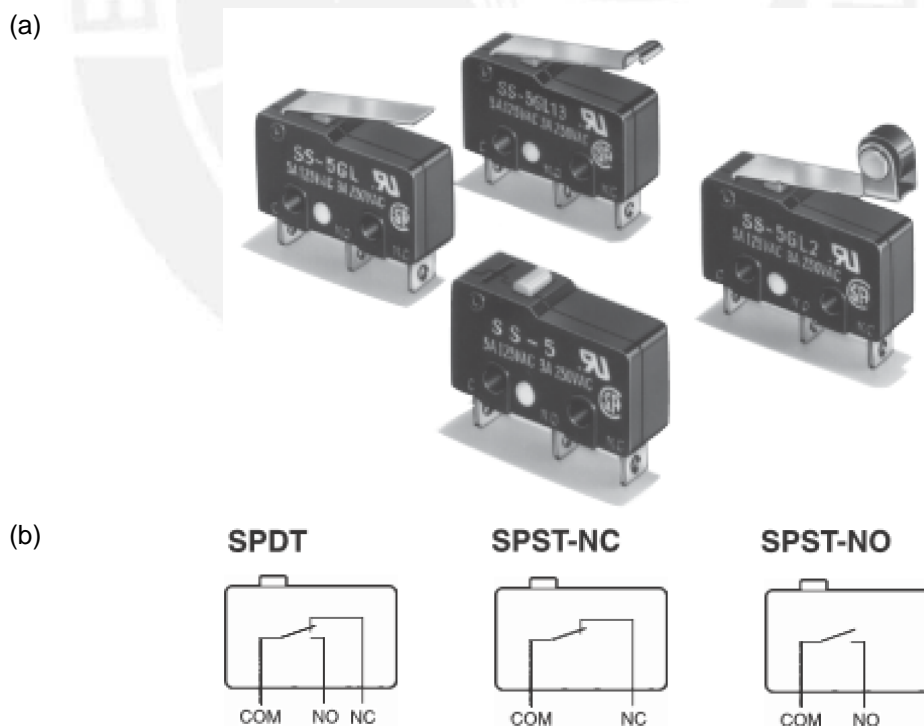


Figura 2.40.- Sensores de fin de carrera según (a) el tipo de actuador y (b) la forma de contacto⁴⁵.

⁴⁵ Imagen extraída de <https://www.omron.com/ecb/products/sw/>

- Sensor de presión flexibles: Estos tipos de sensores utilizan una tecnología basada en la variación de resistencia eléctrica del área sensora. La aplicación de una fuerza al área activa de detección del sensor se traduce en un cambio en la resistencia eléctrica del elemento sensor en función inversamente proporcional a la fuerza aplicada.

Como se puede observar en la figura 2.41, se trata de un sensor integrado dentro de una membrana de circuito impreso flexible de escaso espesor.

El sensor es totalmente plano, lo cual permite colocarlo con facilidad entre dos piezas de la mecánica de nuestro sistema y medir la fuerza que se aplica sin perturbar la dinámica de las pruebas.

Estos sensores se pueden utilizar para medir tanto fuerzas estáticas como dinámicas. En esta línea hay sensores que pueden soportar hasta 3175 kgf.



Figura 2.41.- Tipos de sensores de presión flexibles⁴⁶.

⁴⁶ Imagen extraída de <https://www.tekscan.com/product-group/embedded-sensing/force-sensors>

- Galga extensiométrica: Este sensor nos permite obtener, mediante el adecuado acondicionamiento de la señal resultante, una lectura directa de la deformación longitudinal producida en un punto de la superficie de un material dado, en el cual se ha adherido la galga.

La unidad de medida de la deformación se expresa mediante ϵ (épsilon). Esta unidad de medida es adimensional, y expresa la relación existente entre el incremento de longitud experimentado por el objeto y la longitud inicial. El concepto de deformación engloba todas las variaciones sufridas por un cuerpo cuando éste ha sido sometido a una fuerza externa, bien sea compresión, tracción, torsión o flexión.

La galga extensiométrica es básicamente una resistencia eléctrica: el parámetro variable y sujeto a medida es la resistencia de dicha galga, esta variación de resistencia depende de la deformación que sufre la galga. El sensor está constituido básicamente por una base muy delgada no conductora, sobre la cual va adherido un hilo metálico muy fino, de forma que la mayor parte de su longitud está distribuida paralelamente a una dirección determinada (ver figura 2.42).

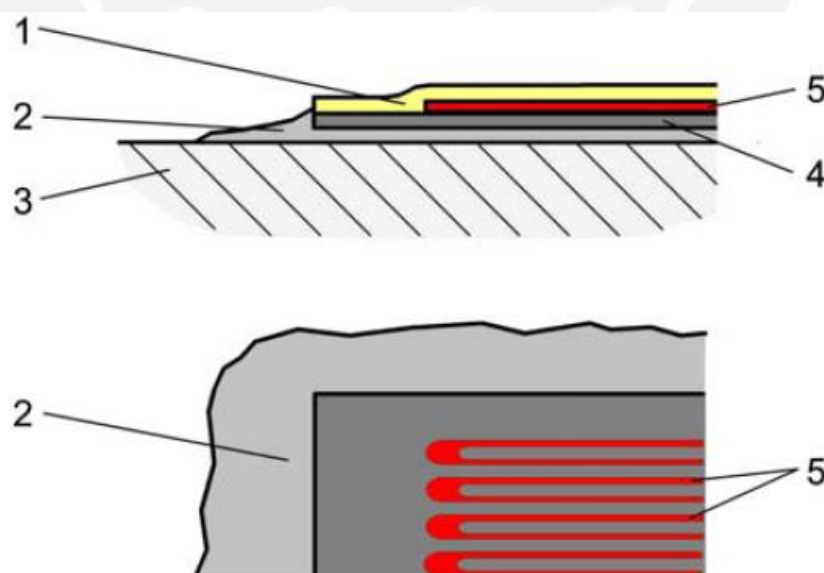


Figura 2.42.- Estructura de un punto de medición con galga extensiométrica: (1) lámina de cubierta, (2) pegamento, (3) componente, (4) lámina portadora, (5) rejilla de medición ⁴⁷.

⁴⁷ Imagen extraída de <http://www.vishaypg.com/micro-measurements/>

2.5.5 Unidad de control

Su misión consiste en procesar los datos recibidos de los sensores y las órdenes dadas por el operario; y transmitir a los actuadores las señales necesarias para realizar la tarea programada. Todos estos elementos nombrados actúan básicamente de la siguiente manera:

- Fase de percepción del entorno: el robot dispone de sensores para conocer lo que ocurre en su entorno. Cada sensor detecta una magnitud física variable: un obstáculo en medio de una trayectoria, presión sobre un área, deformación de un elemento, etc., y la convierte en una señal eléctrica. El conjunto de señales generadas por los sensores forma los datos de entrada al sistema.
- Procesado e interpretación de los datos: El elemento central del robot es la unidad de control (ver figura 2.43). Este sistema consta generalmente de un microprocesador y de un programa específico para el tratamiento de dichos datos. Los datos digitales procedentes de los sensores son leídos e interpretados por el microprocesador, y este activa las señales de control correspondientes para ejecutar una acción.
- Ejecución de la acción: Se denomina acción a la ejecución física de un cambio en el robot, ya sea un movimiento de una articulación, un cambio de posición, una parada, etc. Estas tareas son realizadas por los motores eléctricos.



Figura 2.43.- Unidad de control con amplificador integrado y comunicación CANopen ⁴⁸.

⁴⁸ Imagen extraída de <https://www.zeitlauf.com/start.html>

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

En base a los requerimientos del diseño y el diseño preliminar del exoesqueleto, en el presente capítulo, se describe el desarrollo del diseño mecánico y selección de los componentes principales del sub-sistema exoesqueleto, ya que el principal sub-sistema de estudio es el exoesqueleto y los cálculos del sub-sistema del soporte del peso corporal extenderían el presente documento.

Inicialmente, con el análisis de la marcha en el plano sagital, se hallan las fuerzas y la posición que se encuentra el exoesqueleto en el instante donde se generan las mayores fuerzas de reacción en el piso.

Luego se realiza un análisis estructural de los principales elementos (ejes, portarodamientos y eslabones de unión) para poder hallar los esfuerzos y los desplazamientos.

Por último, se describirá los pasos para realizar la selección de los componentes principales (actuadores y rodamientos) según catálogo.

Se podrá encontrar en el DVD adjunto archivos utilizados para el cálculo como el estudio de la marcha humana y catálogos para selección de los motores, los encoders, controladores y accesorios.

En la figura 3.1 se puede identificar los componentes mencionados en el anterior capítulo y su respectiva ubicación.

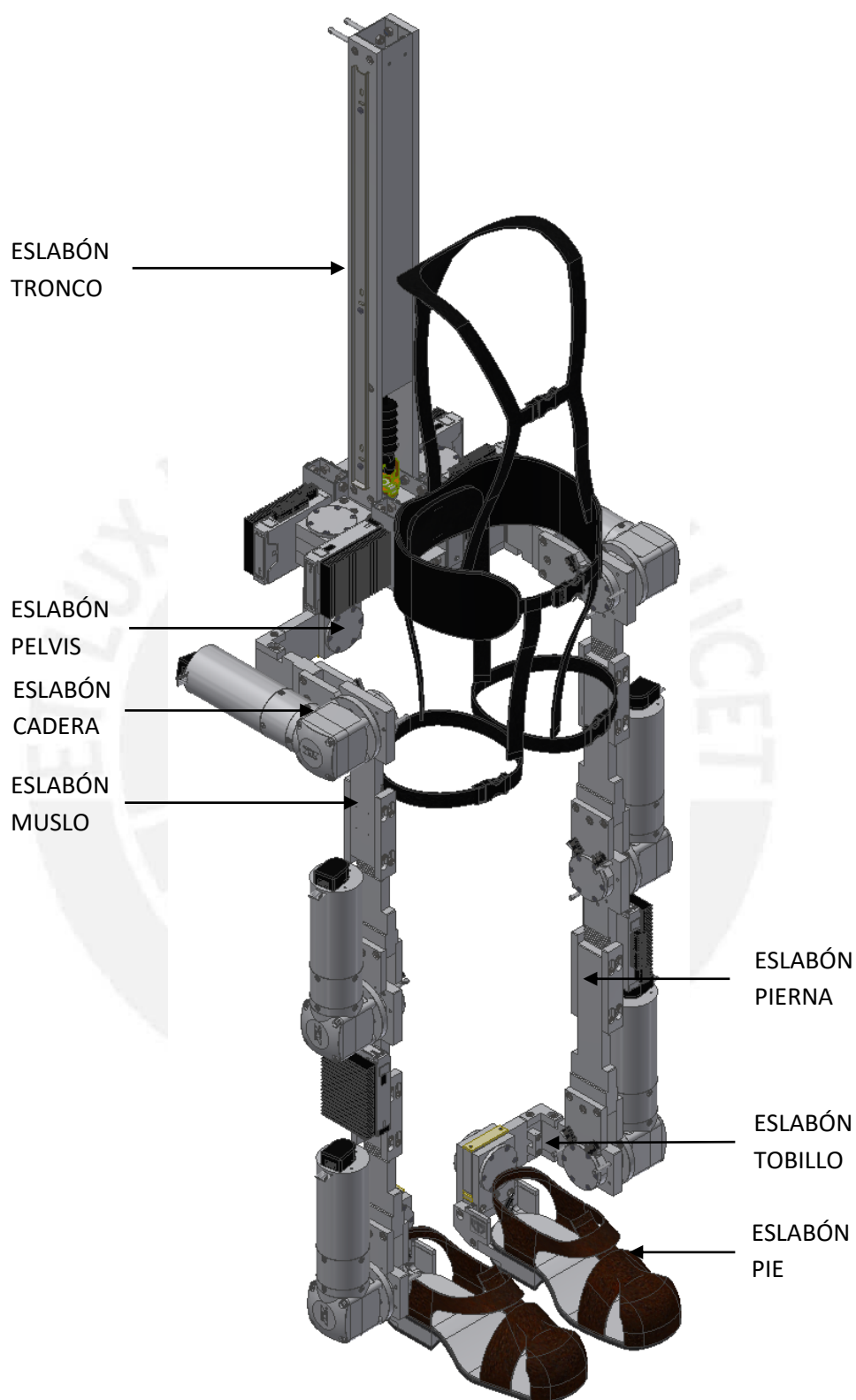


Figura 3.1.- Sub-sistema tipo exoesqueleto.

3.1 Determinación de parámetros geométricos y de carga

La mayoría de los exoesqueletos no soportan toda la carga de la persona, ni le da completa estabilidad por si solos. Es por ello que utilizan muletas o bastones para que la persona soporte parte del peso del exoesqueleto y su peso con los brazos y el tronco. Por lo tanto, la base de sustentación aumentará y el centro de gravedad del peso total caerá dentro de dicha base lo que mantendrá la estabilidad.

En la figura 3.2 se muestra las cargas en tres puntos de apoyo, donde 'a' y 'c' son los puntos de apoyo del bastón izquierdo y derecho, respectivamente; mientras que el punto 'b' es el punto de apoyo del pie derecho en contacto con el suelo.

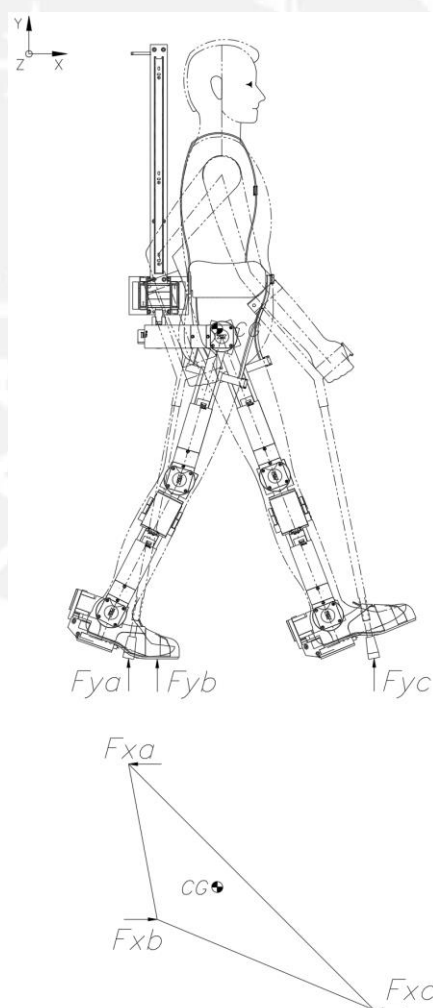


Figura 3.2.- Instante de máxima carga.

En base al estudio de la marcha con el exoesqueleto, se pueden visualizar los valores máximos de fuerzas de reacciones radiales y axiales (ver anexo R) en las articulaciones que se generan en la fase de soporte. Se utilizará para el cálculo las cargas con mayor fuerza resultante, en este caso, ocurre en el tiempo 0.654s.

Tabla 3.1: Cargas máximas en las articulaciones durante la marcha.⁴⁹

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Tiempo	t	s	0.654
Fuerza de reacción del suelo	R_{xp}	N	163.2
	R_{yp}	N	1100.4
Cargas en tobillo	F_{Xt}	N	154.0
	F_{Yt}	N	-1062.6
	F_{Rt}	N	1073.7
	F_{At}	N	51.6
	M_{Zt}	N.m	45.9
Cargas en rodilla	F_{Xr}	N	111.6
	F_{Yr}	N	-1016.6
	F_{Rr}	N	1022.7
	F_{Ar}	N	6.1
Cargas en cadera	M_{Zc}	N.m	0.3
	F_{Xc}	N	31.8
	F_{Yc}	N	-929.7
	F_{Rc}	N	930.2
	F_{Ac}	N	-3.2
	M_{Zc}	N.m	-8.8

La tabla 3.1 muestra las cargas máximas en las articulaciones durante la marcha, en este caso, el que soporta mayores cargas en la marcha es el tobillo. Por lo tanto, serán estas cargas las que se utilizarán para realizar el cálculo de las reacciones en las piezas y posterior análisis estructural.

La figura 3.2 muestra la disposición de la estructura en el instante de la máxima carga. En este instante el pie izquierdo está apunto de tocar el piso y solo hay apoyo en el pie derecho; en este caso, los valores de carga mostrados en la tabla 3.1 corresponden a las articulaciones derechas.

⁴⁹ La tabla se realizó con la data del modelamiento matemático de la marcha del exoesqueleto.

3.2 Análisis estructural

Tal como se analizó en el anterior capítulo, las mayores cargas se generan en el plano sagital, por lo tanto, se realizará el análisis solo en los componentes que trabajan en dicho plano según el esquema de unión de la figura 3.3; donde se puede visualizar el eje, el porta-rodamiento y el eslabón de unión.

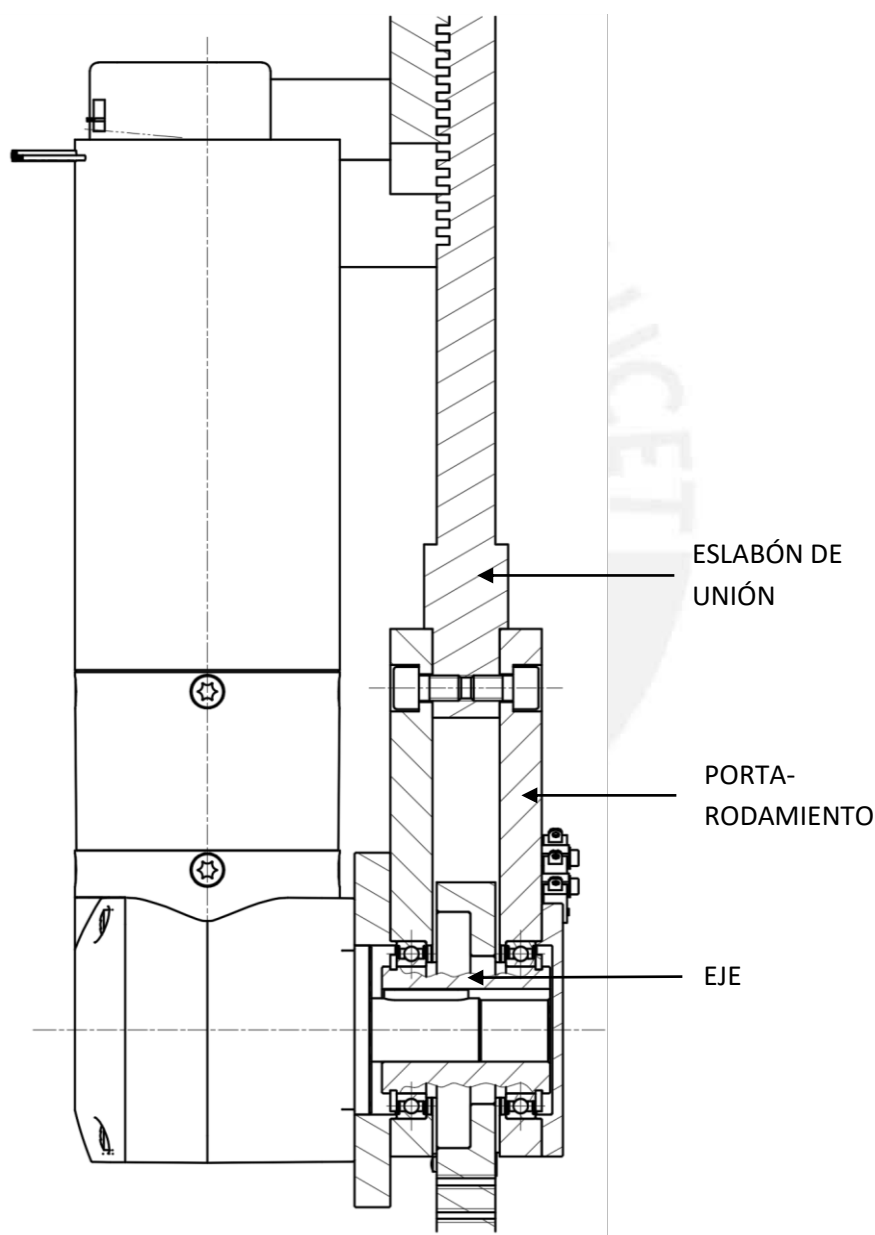


Figura 3.3.- Esquema de las uniones para el giro en el plano sagital del sub-sistema exoesqueleto.

3.2.1 Cálculo de eje

En base al esquema de la figura 3.3 y las cargas máximas en los ejes (ver tabla 3.2), se realiza el diagrama de cuerpo libre del eje que se muestra en la figura 3.4; después un análisis estático (ver anexos S); y finalmente se hallan las reacciones en el tobiño (ver tabla 3.3).

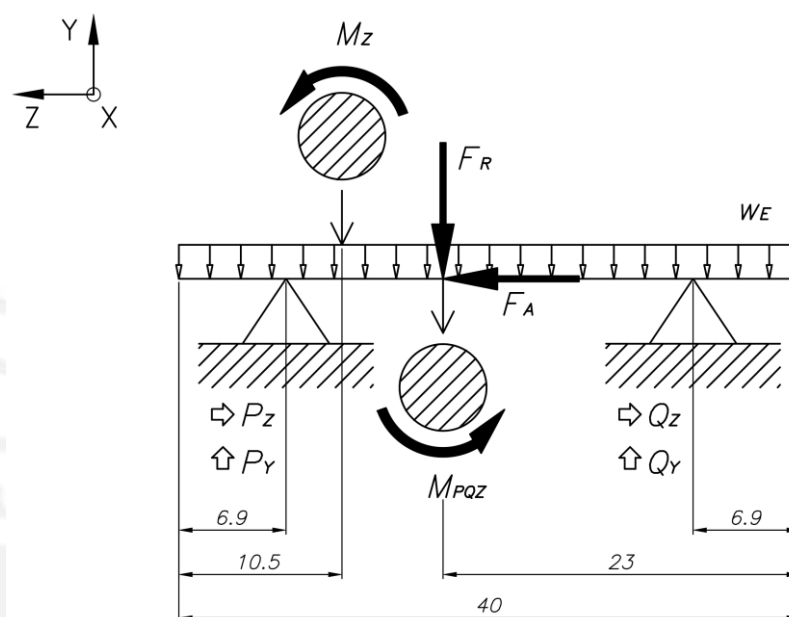


Figura 3.4.- Diagrama de cuerpo libre del eje.

Tabla 3.2: Cargas en el eje.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Fuerza en dirección X	F_X	N	154.0
Fuerza en dirección Y	F_Y	N	1062.6
Fuerza radial	F_R	N	1073.7
Fuerza axial	F_A	N	51.6
Momento de entrada	M_Z	N.m	45.9
Peso distribuido	W_E	N/mm	0.063765

Tabla 3.3: Reacciones en el eje.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Reacción de apoyo P en dirección Z	P_Z	N	31.843
Reacción de apoyo P en dirección Y	P_Y	N	661.056
Reacción de apoyo Q en dirección Z	Q_Z	N	19.757
Reacción de apoyo Q en dirección Y	Q_Y	N	415.170
Momento de salida	M_{PQZ}	N.m	42.512

En el caso de los ejes se utiliza como material el acero bonificado AISI/SAE 1045 el cual tiene las siguientes propiedades mecánicas.

Tabla 3.4: Propiedades mecánicas del AISI/SAE 1045.⁵⁰

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Densidad	ρ	kg/m ³	7850
Resistencia máxima a la tracción	σ_B	MPa	650
Resistencia a la fluencia	σ_F	MPa	390
Resistencia pulsante a tracción-compresión	σ_{Pul}	MPa	390
Resistencia alternante a tracción-compresión	σ_{Alt}	MPa	290
Resistencia pulsante a flexión	$\sigma_{f Pul}$	MPa	530
Resistencia alternante a flexión	$\sigma_{f Alt}$	MPa	350
Resistencia pulsante a torsión	$T_t Pul$	MPa	210
Resistencia alternante a torsión	$T_t Alt$	MPa	170
Módulo de Elasticidad	E	MPa	2,1x10 ⁵
Módulo de Poisson	ν		0.3

En la tabla 3.5 se muestra los resultados del análisis de resistencia, rigidez y fatiga. El procedimiento del cálculo a detalle se muestra en el anexo S.

Tabla 3.5: Resultados del análisis por resistencia del eje.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Máximo momento flector	M_f	N.m	6.668
Máxima flecha	f	mm	16x10 ⁻⁶
Máximo momento torsor	M_t	N.m	45.9
Máximo ángulo de rotación	ϕ	°	966x10 ⁻⁶
Máximo esfuerzo a torsión	T_t	MPa	7.496
Máximo esfuerzo axial	σ_n	MPa	51x10 ⁻³
Máximo esfuerzo a la flexión	σ_f	MPa	1.316
Máximo esfuerzo equivalente	σ_{eq}	MPa	14.869
Factor de seguridad a la fluencia	FS _F		26.230
Máximo esfuerzo alternante	$\sigma_{eq Alt}$	MPa	13.710
Factor de seguridad alternante	FS _{Alt}		18.656

El eje del plano sagital es capaz de soportar las cargas de trabajo al tener un factor de seguridad de 18.6, siendo mayor al admisible de 4, ya que trabaja a fatiga y cargas de impacto fuerte. Así mismo, tiene una flecha máxima de 16x10⁻⁶ mm, siendo menor al admisible de 4x10⁻² mm.

⁵⁰ Grundlagen des Konstruierens, Girardet Verlag, Reitor – Hohman.

3.2.2 Cálculo de porta-rodamiento

En base al esquema de la figura 3.3 y las reacciones máximas generadas en el eje (ver tabla 3.3), se realiza el diagrama de cuerpo libre de porta-rodamiento del tobillo que se muestra en la figura 3.5; después un análisis estático (ver anexo S); y finalmente se hallan las reacciones (ver tabla 3.6).

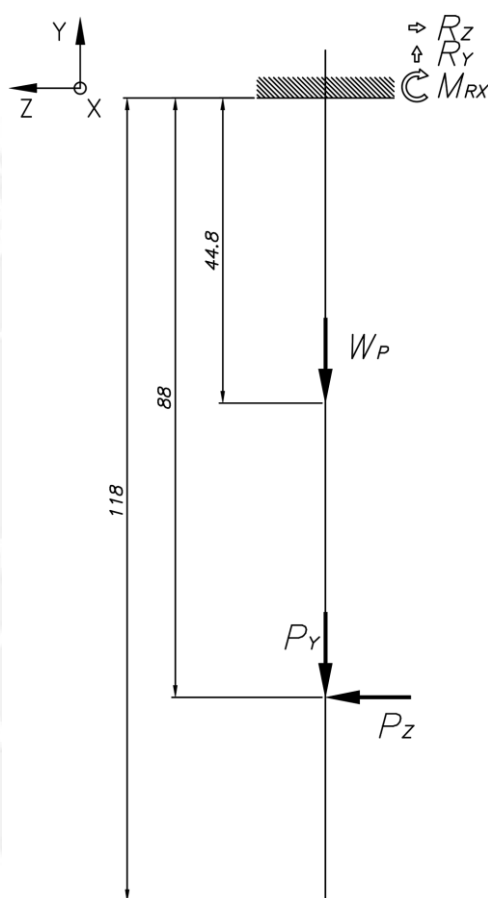


Figura 3.5.- Diagrama de cuerpo libre de porta-rodamiento.

Tabla 3.6: Cargas y reacciones en el porta-rodamiento.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Carga P en dirección Z	P_z	N	31.843
Carga P en dirección Y	P_y	N	661.056
Peso de porta-rodamiento	W_p	N	1.3734
Reacción de apoyo R en dirección Z	R_z	N	31.84
Reacción de apoyo R en dirección Y	R_y	N	662.43
Momento de apoyo R en dirección X	M_{rx}	N.m	2.80

En el caso de los porta-rodamientos se utiliza como material el duraluminio fundido en arena BSI LM27 el cual tiene las siguientes propiedades mecánicas.

Tabla 3.7: Propiedades mecánicas del BSI LM27.⁵¹

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Densidad	ρ	kg/m ³	2600
Resistencia máxima a la tracción	σ_B	MPa	140
Resistencia a la fluencia	σ_F	MPa	80
Módulo de Elasticidad	E	MPa	6,9x10 ⁴
Módulo de Poisson	ν		0.33

En la tabla 3.8 se muestra los resultados de análisis de resistencia y rigidez. El procedimiento del cálculo a detalle se muestra en el anexo S.

Tabla 3.8: Resultados del análisis por resistencia de porta-rodamiento.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Mínimo momento de inercia en X	I_x	N.m	126666.6
Mínimo momento de inercia en Z	I_z	mm	1666.67
Mínimo momento de inercia efectivo	I_{eff}	N.m	1667
Máxima distancia al borde	f	mm	95x10 ⁻³
Máximo momento flector	M_f	N.m	2.800
Máximo esfuerzo equivalente	σ_{eq}	MPa	6.326
Factor de seguridad a la fluencia	FS _F		12.650

El porta-rodamiento del plano sagital es capaz de soportar las cargas de trabajo al tener un factor de seguridad de 12.6, siendo mayor al admisible de 4, ya que trabaja con cargas de impacto fuerte. Así mismo, tiene una flecha máxima de 95x10⁻³ mm, siendo menor al admisible de 118x10⁻³ mm.

3.2.3 Cálculo de eslabón de unión

En base al esquema de la figura 3.3 y las sumas de reacciones generadas en los dos porta-rodamientos (ver tabla 3.9), se realiza el diagrama de cuerpo libre del eslabón de unión del tobillo que se muestra en la figura 3.6; después un análisis estático (ver anexo S); y finalmente se hallan las reacciones (ver tabla 3.9).

⁵¹ Base de datos de Total Materia: <http://www.totalmateria.com/page.aspx?ID=Home&LN=>.

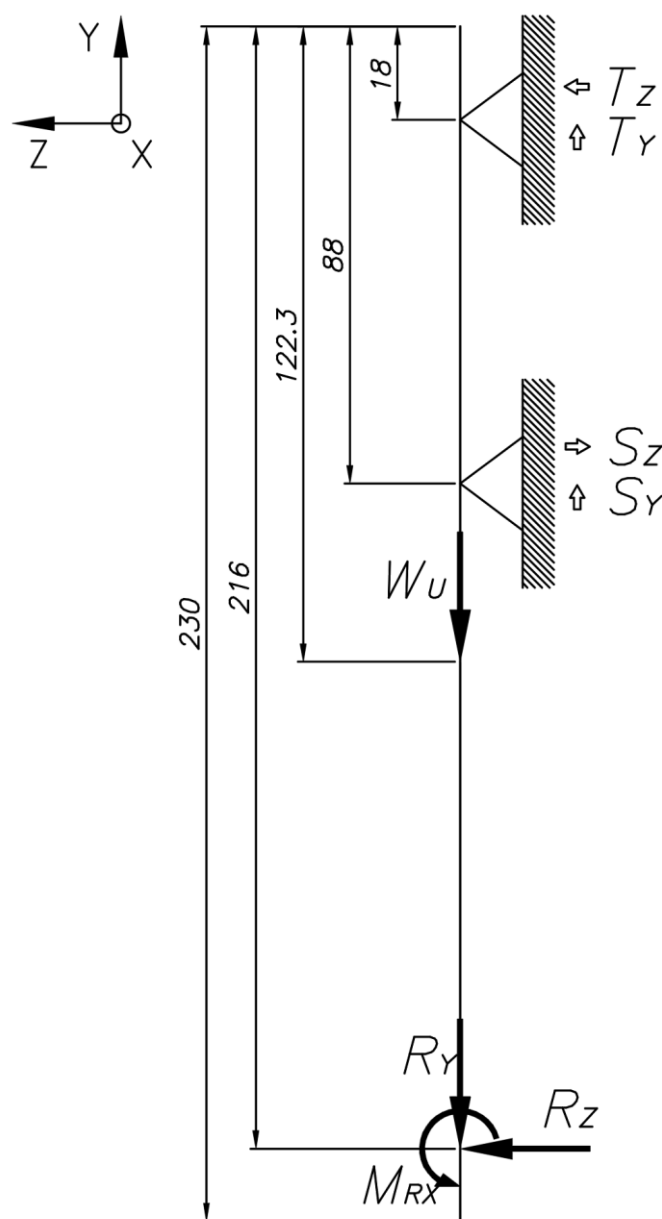


Figura 3.6.- Diagrama de cuerpo libre del eslabón de unión.

Tabla 3.9: Cargas y reacciones en el eslabón de unión.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Carga R en dirección Z	R_z	N	51.6
Carga apoyo R en dirección Y	R_y	N	1078.97
Momento de apoyo R en dirección X	M_{Rx}	N.m	4.54
Peso de eslabón de unión	W_u	N	3.826
Reacción de apoyo S en dirección Z	S_z	N	81.10
Reacción de apoyo S en dirección Y	S_y	N	1082.80
Reacción de apoyo T en dirección Z	T_z	N	29.50
Reacción de apoyo T en dirección Y	T_y	N	0.00

En el caso de los eslabones de unión se utiliza como material el duraluminio fundido en arena BSI LM27 cuyas propiedades mecánicas se muestran en la tabla 3.7.

En la tabla 3.10 se muestra los resultados de análisis de resistencia y rigidez. El procedimiento del cálculo a detalle se muestra en el anexo S.

Tabla 3.10: Resultados del análisis por resistencia de porta-rodamiento.

Parámetros	Símbolo	Unidad	Valor
Mínimo momento de inercia en X	I_x	N.m	198000
Mínimo momento de inercia en Z	I_z	mm	6655
Mínimo momento de inercia efectivo	I_{eff}	N.m	6655
Máxima distancia al borde	f	mm	14×10^{-3}
Máximo momento flector	M_f	N.m	4.590
Máximo esfuerzo equivalente	σ_{eq}	MPa	3.648
Factor de seguridad a la fluencia	FS_F		21.930

El eslabón de unión del plano sagital es capaz de soportar las cargas de trabajo al tener un factor de seguridad de 21.9, siendo mayor al admisible de 4, ya que trabaja con cargas de impacto fuerte. Así mismo, tiene una flecha máxima de 14×10^{-3} mm, siendo menor al admisible de 230×10^{-3} mm.

3.3 Selección de componentes

3.3.1 Actuadores

Teniendo en cuenta las condiciones de funcionamiento, que consisten en la fluctuación de momentos y velocidades angulares de salida en el plano sagital en un ciclo de marcha (ver anexo U), se determina el tamaño adecuado del motor y el reductor. A continuación, se muestra el ejemplo de cálculo en la articulación del tobillo:

Se linealiza las curvas de momento y velocidad angular; se relacionan entre si viendo los cambios de velocidad y momentos (ver figura 3.7); y luego se definen los parámetros de operación normal (ver tabla 3.11).

Analizando la tabla 3.11, se define la velocidad máxima de salida; y el torque, la velocidad y el tiempo de impacto. Además, se necesita saber la velocidad máxima de

entrada, para ello se realiza una selección previa del motor, sabiendo que la potencia máxima alcanzada es de 72.4 W (ver anexo V). En este caso, se utilizará un motor EC sin escobillas con las características que se ven en la tabla 3.12.

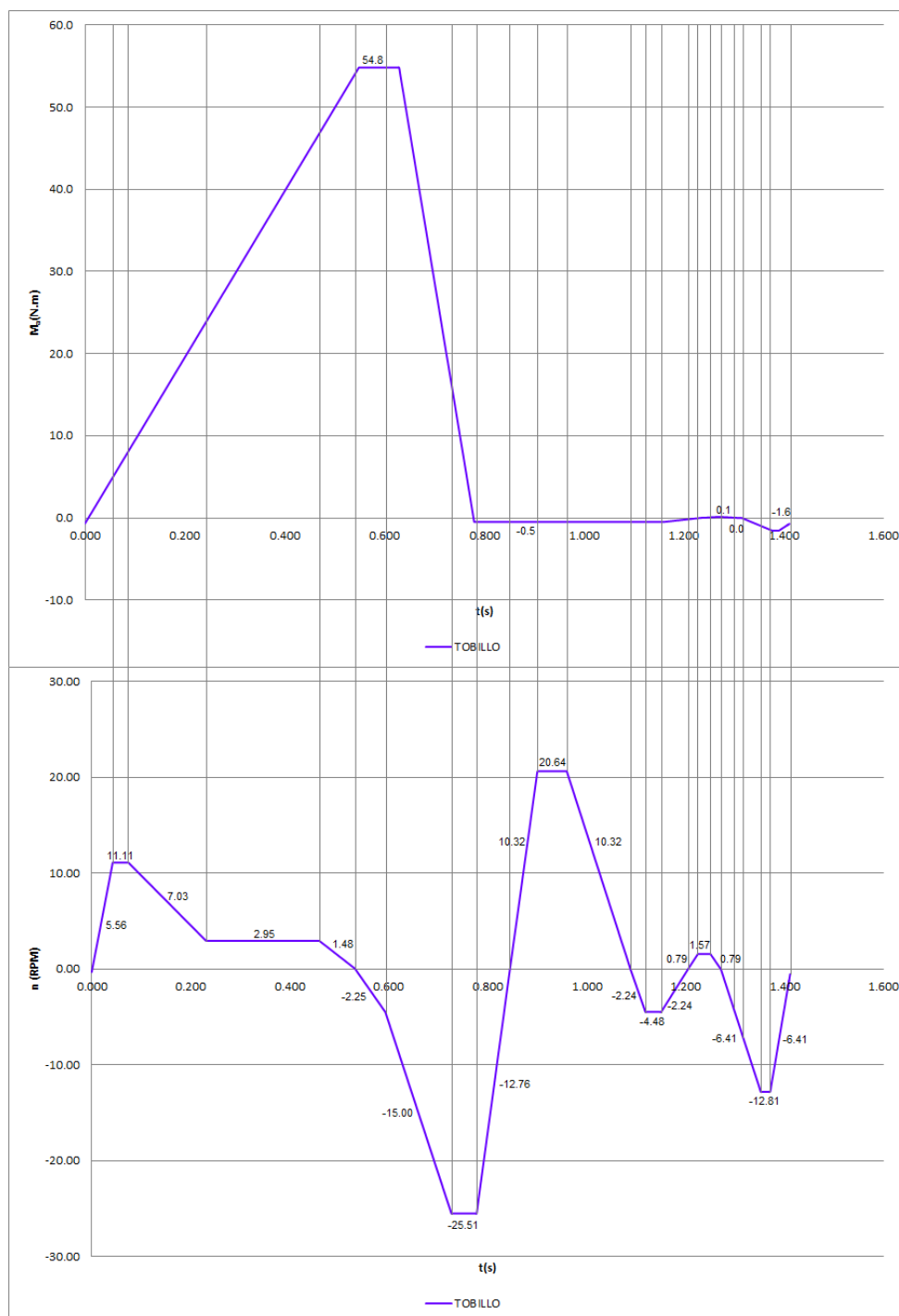


Figura 3.7.- Curvas linealizadas del momento y velocidad angular del tobillo en plano sagital⁵².

⁵² La gráfica fue realizada en base a las curvas paramétricas del exoesqueleto en el plano sagital.

Tabla 3.11: Parámetros de operación normal del tobillo – torque y velocidad angular.

Nº	TORQUE DE CARGA	TIEMPO	VELOCIDAD DE SALIDA	PATRÓN DE OPERACIÓN NORMAL
	N.m	s	rpm	
1	54.8	0.042	5.56	TORQUE DE IMPACTO
2	54.8	0.032	11.11	TORQUE DE IMPACTO
3	54.8	0.157	7.03	TORQUE DE IMPACTO
4	54.8	0.229	2.95	TORQUE DE IMPACTO
5	54.8	0.072	1.48	TORQUE DE IMPACTO
6	54.8	0.061	-2.25	TORQUE DE IMPACTO
7	54.8	0.133	-15.00	TORQUE DE IMPACTO
8	54.8	0.053	-25.51	TORQUE DE IMPACTO
9	-0.5	0.066	-12.76	DESACELERACIÓN
10	-0.5	0.055	10.32	ACELERACIÓN
11	-0.5	0.059	20.64	OPERACIÓN REGULAR
12	-0.5	0.129	10.32	DESACELERACIÓN
13	-0.5	0.030	-2.24	ACELERACIÓN
14	-0.5	0.032	-4.48	OPERACIÓN REGULAR
15	-0.5	0.055	-2.24	DESACELERACIÓN
16	-0.5	0.019	0.79	ACELERACIÓN
17	0.1	0.025	1.57	OPERACIÓN REGULAR
18	0.1	0.021	0.79	DESACELERACIÓN
19	0.1	0.038	-6.41	ACELERACIÓN
20	0.0	0.008	-6.41	ACELERACIÓN
21	-1.6	0.036	-6.41	ACELERACIÓN
22	-1.6	0.019	-12.81	OPERACIÓN REGULAR
23	-1.6	0.040	-6.41	DESACELERACIÓN

Tabla 3.12: Características de motor EC sin escobillas, ECI6340⁵³.

CARACTERÍSTICAS	UNIDADES	VALORES A VOLTAJE
Voltaje nominal	V	24
Velocidad nominal	rpm	4000
Torque nominal	N.m	0.67
Corriente nominal	A	14
Potencia nominal	W	280

En la siguiente tabla se muestra las características del reductor seleccionado.

Tabla 3.13: Características de reductor EtaCrownPlus 63⁵⁴.

Tamaño	Reducción R	Torque nominal a 4000 rpm (T _r)	Límite de torque pico repetido	Límite de torque pico momentáneo	Límite de velocidad de salida promedio	Límite de velocidad de entrada promedio	Máxima velocidad de entrada	Potencia de salida
		N.m	N.m	N.m	rpm	rpm	rpm	W
P 13	54	26.4	44.28	66	74.1	4000	5900	205
P 14	84.8	40	69.5	100	47.2	4000	5900	200

⁵³ La tabla fue realizada en base al catálogo de EBMPAPST-ZEITLAUF.

⁵⁴ La tabla fue realizada en base al catálogo de EBMPAPST-ZEITLAUF.

Se realiza una selección tentativa del reductor bajo las condiciones que se muestran a continuación:

Determinación de la relación de transmisión (i):

$$i = \frac{n_{i \max}}{n_{o \max}} = \frac{4000}{25.51} = 156.8 > R = 84.8 \Rightarrow \text{EtaCrownPlus } 63 - P14$$

Se verifica el torque de salida promedio (T_{av}):

$$T_{av} = \sqrt{\frac{n_1 \cdot t_1 \cdot |T_1|^3 + n_2 \cdot t_2 \cdot |T_2|^3 + \dots + n_n \cdot t_n \cdot |T_n|^3}{n_1 \cdot t_1 + n_2 \cdot t_2 + \dots + n_n \cdot t_n}} = 0.9[N.m] < 40[N.m] \dots \text{Cumple}$$

Se calcula la velocidad de salida promedio (n_{oav}):

$$n_{oav} = \frac{n_1 \cdot t_1 + n_2 \cdot t_2 + \dots + n_n \cdot t_n}{t_1 + t_2 + \dots + t_n} = 8.53[rpm]$$

Se verifica la velocidad de entrada promedio (n_{iav}):

$$n_{iav} = n_{oav} \cdot R = 723[rpm] < 4000rpm \dots \text{Cumple}$$

Se verifica la velocidad de entrada máxima (n_{imax}):

$$n_{imax} = n_{o \max} \cdot R = 2163[rpm] < 5900rpm \dots \text{Cumple}$$

Se verifica los torques de aceleración y desaceleración (T_n):

$$0.5[N.m] < 40[N.m] \dots \text{Cumple}$$

$$0.1[N.m] < 40[N.m] \dots \text{Cumple}$$

$$1.6[N.m] < 40[N.m] \dots \text{Cumple}$$

Se verifica el torque de impacto (T_s):

$$T_s = 54.8[N.m] < 100[N.m] \dots \text{Cumple}$$

Se verifica el número de rotaciones permitidas durante el torque de impacto (N_s):

$$N_s = \frac{10^4}{2 \cdot \frac{n_s \cdot R}{60} \cdot t_s} = 3069[\text{rotaciones}] < 1 \times 10^4[\text{rotaciones}] \dots \text{Cumple}$$

Se verifica el tiempo de vida del reductor (L_h):

$$L_h = L_n \cdot \left(\frac{T_r}{T_{av}}\right)^3 \cdot \left(\frac{n_r}{n_{iav}}\right) = 3.78 \times 10^9[\text{horas}] > 5000[\text{horas}] \dots \text{Cumple}$$

De la misma forma se calcula para el reductor de la rodilla y la cadera (ver anexo S), en la tabla 3.14 se puede ver los resultados para cada una de las articulaciones. Se utilizará el mismo motor y tipo de reductor, pero con distinta reducción en la articulación de la rodilla.

Tabla 3.14: Resultado para selección de reductor.

Parámetro	UNIDAD	Tobillo	Rodilla	Cadera
i		156.8	90	222
R		84.8	54	84.8
T_{av}	N.m	0.9	5.4	6.0
n_{oav}	rpm	8.53	18.23	7.13
n_{iav}	rpm	723	985	605
n_{imax}	rpm	2163	2388	1527
T_s	N.m	54.8	14.4	11.1
N_s	rpm	3069	7083	8568
L_h	horas	3.78×10^9	3.42×10^6	1.36×10^7

3.3.2 Otros componentes

Teniendo en cuenta las cargas halladas en el análisis del eje (ver tabla 3.3) y las velocidades de trabajo (ver anexo U) se selecciona los rodamientos rígidos de bolas de una hilera 6806-ZZ (ver anexo S). Los otros componentes electrónicos se seleccionaron según catálogo de fabricante y las dimensiones geométricas de los componentes para que pueden ubicarse y sujetarse en el prototipo. Estos componentes estarán sujetos a cambios según la estrategia de control y comunicación que se piense utilizar para el sistema completo en un futuro estudio.

CAPÍTULO 4

PLANOS Y COSTOS

En este capítulo se realiza una lista de los planos de ensamble y fabricación para el sub-sistema exoesqueleto, la cual ayudará en la estimación del costo de materiales, componentes, fabricación y diseño del mecanismo.

4.1 Planos

A continuación, se muestran la lista de ensamble general, sub-ensamble y fabricación del sub-sistema tipo exoesqueleto.

Tabla 4.1: Lista de planos de ensamble y sub-ensamble del sistema tipo exoesqueleto.

N. DE LÁMINA	TAMAÑO	DESCRIPCIÓN
L0	A0	PATRONES DE MOVIMIENTO
L1	A0	EXO2
L2	A0	ESTRUCTURA BASE
L3	A1	TABLERO DE CONTROL
L4	A2	CARRO GUIA 1
L5	A2	CARRO GUIA 2
L6	A2	SOPORTE CABLE MOVIL
L7	A0	CARRO MOVIL
L8	A1	GUIA TELESCÓPICA SOPORTE
L9	A1	CORREDERA TELESCÓPICA
L10	A2	GUIA TELESCÓPICA INTERMEDIA
L11	A1	ESLABÓN TRONCO
L12	A2	ESLABÓN PELVIS
L13	A2	ESLABÓN CADERA-DER
L14	A2	ESLABÓN CADERA-IZQ
L15	A2	ESLABÓN MUSLO-DER
L16	A2	ESLABÓN MUSLO-IZQ
L17	A2	ESLABÓN PIERNA-DER
L18	A2	ESLABÓN PIERNA-IZQ
L19	A2	ESLABÓN TOBILLO-DER
L20	A2	ESLABÓN TOBILLO-IZQ
L21	A2	ESLABÓN PIE-DER
L22	A2	ESLABÓN PIE-IZQ

Tabla 4.2: Lista de planos de fabricación del sub-sistema tipo exoesqueleto.

N. DE LÁMINA	TAMAÑO	DESCRIPCIÓN
L91	A3	ESLABÓN 9
L92	A3	ESLABÓN 10
L93	A3	ESLABÓN 11
L94	A3	PORTARODAMIENTO 1
L95	A3	TAPA 1
L96	A3	TAPA 2
L97	A3	PLACA REGULADORA 1
L98	A3	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x161,6
L99	A3	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x104,8
L100	A3	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x104,8-L
L101	A3	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x500
L102	A3	CARRIL DIN 35x7,5x23
L103	A3	PLATINA RETRACTIL LATERAL
L104	A3	PLACA ARNÉS
L105	A3	PLACA SEPARADORA CADERA
L106	A3	ESLABÓN 8
L107	A3	EJE 3
L108	A3	EJE 4
L109	A3	PORTARODAMIENTO 3
L110	A3	TAPA 3
L111	A3	TOPE 1
L112	A3	ESLABÓN 6
L113	A3	ESLABÓN 7
L114	A3	PORTARODAMIENTO 2
L115	A3	TAPA 4
L116	A3	TAPA SUJETADORA DE MOTOR
L117	A3	EJE 1
L118	A3	PLACA REGULADORA 2
L119	A3	PLACA REGULADORA 3
L120	A3	TOPE 2
L121	A2	ESLABÓN 4
L122	A2	ESLABÓN 5
L123	A3	EJE 2
L124	A3	PLACA REGULADORA 4
L125	A3	PERFIL C - 1,98x25,4x50,8x40 -L
L126	A3	ESLABÓN 2
L127	A3	ESLABÓN 3
L128	A3	PLACA REGULADORA 5
L129	A3	PLACA REGULADORA 6
L130	A3	SUJETADOR DE CABLE 3
L131	A3	TACÓN
L132	A3	SUELA DE ZAPATO DER
L133	A3	TAPA DE TACÓN
L134	A3	PLACA REGULADORA 7
L135	A3	PLACA REGULADORA 8
L136	A3	ESLABÓN 1
L137	A3	BOTÓN SUPERIOR
L138	A3	BOTÓN INFERIOR
L139	A3	SUJETADOR DE CABLE 1
L140	A3	SUJETADOR DE CABLE 2
L141	A3	SUELA DE ZAPATO IZQ

4.2 Lista de materiales y componentes

4.2.1 Lista de perfiles

En base a los planos de fabricación se realiza la siguiente lista de perfiles según lámina y material.

Tabla 4.3: Lista de perfiles según lámina y material.

N. DE LÁMINA	CANT.	MATERIAL	TIPO DE PERFIL	DIMENSIONES (mm)	LONGITUD (mm)
L102	6	St	CARRIL DIN	35x7,5	23
L98	2	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	161.6
L99	4	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	104.8
L100	4	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	104.8
L101	2	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	500
L125	2	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	40

Se debe agregar a cada una de estas longitudes un exceso de material por el corte que se debe realizar en la fabricación. En las siguientes tablas se muestra la longitud con exceso de material y el total por la cantidad de piezas según lámina y material.

Tabla 4.4: Lista de perfiles según lámina y material con exceso.

N. DE LÁMINA	MATERIAL	TIPO DE PERFIL	DIMENSIONES (mm)	LONGITUD (mm)	LONGITUD TOTAL (mm)
L102	St	CARRIL DIN	35x7,5	26	156
L98	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	171.6	343.2
L99	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	114.8	459.2
L100	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	114.8	459.2
L101	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	510	1020
L125	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	50	100

En la siguiente tabla se muestra la longitud y cantidad total, según material y tipo de perfil, para ello se redondea a valores que puedan ser comprados por trozos.

Tabla 4.5: Lista de perfiles según material y tipo de perfil.

CANT.	MATERIAL	TIPO DE PERFIL	DIMENSIONES (mm)	LONGITUD TOTAL (mm)
1	St	CARRIL DIN	35x7,5	160
1	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8	2400

4.2.2 Lista de planchas y barras

En base a los planos de fabricación se realiza la siguiente lista de las planchas y barras según lámina y material.

Tabla 4.6: Lista de planchas según lámina y material

N. DE LÁMINA	CAN T.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	ESPESOR (mm)	LARGO (mm)	ANCHO (mm)
L91	2	BSI LM27	PL	20	60	105
L92	1	BSI LM27	PL	20	54	60
L93	1	BSI LM27	PL	20	54	60
L94	4	BSI LM27	PL	18	60	80
L95	2	BSI LM27	PL	6.5	60	60
L96	2	BSI LM27	PL	6.5	60	60
L97	2	BSI LM27	PL	10	54	54
L103	2	BSI LM27	PL	10	46	660
L104	1	BSI LM27	PL	5	40	101.6
L106	2	BSI LM27	PL	20	40	60
L109	8	BSI LM27	PL	10	60	85
L110	8	BSI LM27	PL	6.5	60	60
L112	2	BSI LM27	PL	20	60	105
L113	2	BSI LM27	PL	14	60	140
L114	12	BSI LM27	PL	10	60	125
L115	6	BSI LM27	PL	6.5	60	60
L116	6	BSI LM27	PL	10	84	84
L118	2	BSI LM27	PL	10	37	37
L119	2	BSI LM27	PL	10	37	37
L121	4	BSI LM27	PL	20	60	230
L122	4	BSI LM27	PL	14	80	235
L124	8	BSI LM27	PL	10	25	118
L126	2	BSI LM27	PL	14	60	118
L127	4	BSI LM27	PL	14	60	135
L128	2	BSI LM27	PL	10	37	37
L129	2	BSI LM27	PL	10	37	37
L130	2	BSI LM27	PL	10	14	40
L131	2	BSI LM27	PL	20	86	110
L134	2	BSI LM27	PL	16	45	55
L135	2	BSI LM27	PL	16	45	55
L136	2	BSI LM27	PL	20	40	60
L139	2	BSI LM27	PL	6	13	36
L140	2	BSI LM27	PL	6	13	36
L111	8	NYLON 6-6	PL	7	16	20
L120	8	NYLON 6-6	PL	2.5	14	60
L105	1	CAUCHO	PL	7	60	104.6
L132	1	CAUCHO	PL	5	120	280
L133	2	CAUCHO	PL	9	86	100
L141	1	CAUCHO	PL	5	120	280

Tabla 4.7: Lista de ejes según lámina y material.

N. DE LÁMINA	CANT.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	DIÁMETRO (mm)	LARGO (mm)
L137	2	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	25.4	5.5
L138	2	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	25.4	5.5
L107	2	AISI 1045	BARRA REDONDA	22	59
L108	2	AISI 1045	BARRA REDONDA	26	40
L117	4	AISI 1045	BARRA REDONDA	46	39
L123	6	AISI 1045	BARRA REDONDA	56	40

Se debe agregar a cada una de estas longitudes un exceso de material por el corte que se debe realizar en la fabricación. En las siguientes tablas se muestra la longitud con exceso de material según lámina y material.

Tabla 4.8: Lista de planchas según lámina y material en exceso.

N. DE LÁMINA	CANT.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	ESPESOR (mm)	LARGO (mm)	ANCHO (mm)
L91	2	BSI LM27	PL	23	66	111
L92	1	BSI LM27	PL	23	60	66
L93	1	BSI LM27	PL	23	60	66
L94	4	BSI LM27	PL	21	66	86
L95	2	BSI LM27	PL	9.5	66	66
L96	2	BSI LM27	PL	9.5	66	66
L97	2	BSI LM27	PL	13	60	60
L103	2	BSI LM27	PL	13	52	666
L104	1	BSI LM27	PL	8	46	107.6
L106	2	BSI LM27	PL	23	46	66
L109	8	BSI LM27	PL	13	66	91
L110	8	BSI LM27	PL	9.5	66	66
L112	2	BSI LM27	PL	23	66	111
L113	2	BSI LM27	PL	17	66	146
L114	12	BSI LM27	PL	13	66	131
L115	6	BSI LM27	PL	9.5	66	66
L116	6	BSI LM27	PL	13	90	90
L118	2	BSI LM27	PL	13	43	43
L119	2	BSI LM27	PL	13	43	43
L121	4	BSI LM27	PL	23	66	236
L122	4	BSI LM27	PL	17	86	241
L124	8	BSI LM27	PL	13	31	124
L126	2	BSI LM27	PL	17	66	124
L127	4	BSI LM27	PL	17	66	141
L128	2	BSI LM27	PL	13	43	43
L129	2	BSI LM27	PL	13	43	43
L130	2	BSI LM27	PL	13	20	46
L131	2	BSI LM27	PL	23	92	116
L134	2	BSI LM27	PL	19	51	61
L135	2	BSI LM27	PL	19	51	61
L136	2	BSI LM27	PL	23	46	66
L139	2	BSI LM27	PL	9	19	42
L140	2	BSI LM27	PL	9	19	42
L111	8	NYLON 6-6	PL	7	22	26
L120	8	NYLON 6-6	PL	2.5	20	

Tabla 4.9: Continuación de lista de planchas según lámina y material en exceso.

N. DE LÁMINA	CANT.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	ESPESOR (mm)	LARGO (mm)	ANCHO (mm)
L105	1	CAUCHO	PL	7	66	110.6
L132	1	CAUCHO	PL	5	126	286.0
L133	2	CAUCHO	PL	9	92	106.0
L141	1	CAUCHO	PL	5	126	286.0

Tabla 4.10: Lista de ejes según lámina y material en exceso.

N. DE LÁMINA	CANT.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	DIÁMETRO (mm)	LARGO (mm)
L137	2	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	28.4	11.5
L138	2	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	28.4	11.5
L107	2	AISI 1045	BARRA REDONDA	25	65
L108	2	AISI 1045	BARRA REDONDA	29	46
L117	4	AISI 1045	BARRA REDONDA	49	45
L123	6	AISI 1045	BARRA REDONDA	59	46

En la siguiente tabla se muestra las dimensiones y cantidades totales, según material y tipo de pieza, para ello se considera que las dimensiones máximas comerciales de planchas son de 1,2m x 2,4m, para ejes es de 6 metros y se redondea a valores que puedan ser comprados por trozos.

Tabla 4.11: Lista de planchas y ejes según material y tipo de perfil.

CANT.	MATERIAL	TIPO DE PIEZA	DIMENSIÓN (mm)	LARGO (mm)	ANCHO (mm)
1	BSI LM27	PL	1/2"	1200	1410
1	BSI LM27	PL	1"	1200	510
1	BSI LM27	PL	1 1/4"	540	110
2	CAUCHO	PL	5	126	286
1	CAUCHO	PL	7	66	120
2	CAUCHO	PL	9	92	110
1	NYLON 6-6	PL	2.5	14	500
1	NYLON 6-6	PL	7	16	500
1	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	1 1/4"	50	
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	1 1/4"	730	
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	2 1/4"	540	
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	2 1/2"	930	

4.2.3 Lista de componentes mecánicos

En las siguientes tablas se muestra todos los componentes mecánicos necesarios para la unión de las piezas, se ordena según norma y tipo de elemento de unión.

Tabla 4.12: Lista de tornillos de cabeza cilíndrica según norma DIN 912.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
24	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M2x10	DIN 912	AISI 304-8.8
12	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M3x6	DIN 912	AISI 304-8.8
64	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M5x8	DIN 912	AISI 304-8.8
80	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M5x12	DIN 912	AISI 304-8.8
64	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M6x10	DIN 912	AISI 304-8.8
48	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M6x12	DIN 912	AISI 304-8.8
12	TORNILLO CAB. CILINDRICA	M6x20	DIN 912	AISI 304-8.8

Tabla 4.13: Lista de tornillos de cabeza avellanada según norma DIN 963 y DIN 7991.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
8	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M2x6	DIN 963	AISI 304-8.8
28	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M2x8	DIN 963	AISI 304-8.8
16	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M2x10	DIN 963	AISI 304-8.8
108	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M3x10	DIN 7991	AISI 304-8.8
36	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M3x12	DIN 7991	AISI 304-8.8
6	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M4x12	DIN 7991	AISI 304-8.8
12	TORNILLO CAB. AVELLANADA	M6x20	DIN 7991	AISI 304-8.8

Tabla 4.14: Lista de arandelas elásticas según norma DIN 127.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
10	ARANDELA ELÁSTICA	6,1	DIN 127	AISI 304-St

Tabla 4.15: Lista de arandelas planas según norma DIN 125.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
24	ARANDELA	2,2	DIN 125	AISI 304-St
12	ARANDELA	3,2	DIN 125	AISI 304-St
12	ARANDELA	6,4	DIN 125	AISI 304-St

Tabla 4.16: Lista de tuercas hexagonales según norma DIN 934.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
12	TUERCA HEXAGONAL	M3	DIN 934	AISI 304-8
2	TUERCA HEXAGONAL	M6	DIN 934	AISI 304-8

Tabla 4.17: Lista de anillos de retención según norma DIN 471.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
8	ANILLO DE RETENCIÓN	20x1,2	DIN 471	AISI 420-St
12	ANILLO DE RETENCIÓN	30x1,5	DIN 471	AISI 420-St

Tabla 4.18: Lista de otros elementos de unión según norma DIN.

CANT.	ELEMENTO DE UNIÓN	DIMENSIÓN	NORMA	MATERIAL
50	TUERCA AUTOBLOCANTE	M6	DIN 985	AISI 304-8
12	PASADOR CÓNICO	M5x40	DIN 7977	AISI 304-8.8
2	PASADOR CÓNICO	M6x60	DIN 7977	AISI 304-8.8

Elementos de rodadura como rodamientos o correderas telescópicas son necesarios para el funcionamiento del prototipo; además de otros elementos mecánicos que se mencionan en las siguientes tablas.

Tabla 4.19: Lista de rodamientos según norma DIN.

CANT.	ELEMENTO MECÁNICO	CÓDIGO	NORMA	PROVEEDOR
4	RODAMIENTO RIG. DE BOLAS	7204-BW	DIN 628	NSK
8	RODAMIENTO RIG. DE BOLAS	6804-ZZ	DIN 625	KOYO
12	RODAMIENTO RIG. DE BOLAS	6806-ZZ	DIN 626	NSK

Tabla 4.20: Lista de otros elementos mecánicos.

CANT.	ELEMENTO MECÁNICO	CÓDIGO	PROVEEDOR
1	CORREDERA TELESCÓPICA	45kgx600mm	MOBILE
1	CANCAMO	M8 - PLGW	PEWAG
1	ARNÉS BOD FAST	60-180x60-90x45-65	PETZL
1	ACOLCHADO CADERA	Según ARNES	PETZL
4	MUSLERAS	43200PBK	BLACKHAWK

4.2.4 Lista de componentes electro-mecánicos y electrónicos

A continuación, se mencionan los elementos electro-mecánicos y electrónicos que interactúan con el mecanismo.

Tabla 4.21: Lista de elementos electro-mecánicos.

CANT.	ELEMENTO ELECTRO-MECÁNICO	CÓDIGO	PROVEEDOR
4	MOTORREDUCTOR	200W-41N.m-47,2RPM	EBMPAPST
2	MOTORREDUCTOR	200W-26N.m-74,1RPM	EBMPAPST
6	ENCODER OPTO-ELECTRONICO	512PPR	EBMPAPST

Tabla 4.22: Lista de elementos electrónicos.

CANT.	ELEMENTO ELECTRÓNICO	CÓDIGO	PROVEEDOR
2	GALGA EXTENSIOMÉTRICA+ADHESIVOS	M-M 250UR	MICRO-MEASUREMENTS
8	SENSOR DE PRESIÓN	FLEXIFORCE A401	TEKSCAN
12	SENSOR DE FIN DE CARRERA	SS5GL	OMRON
6	CONTROLADOR	DSA-E4-HC	EBMPAPST

4.3 Costo del mecanismo

4.3.1 Costo de materiales

En base a la lista de perfiles, planchas y barras se genera la tabla 4.23 de costos de materiales.

Tabla 4.23: Costos de materiales.

CANT.	MATERIAL	TIPO DE PERFIL	DIMENSIONES (mm)	PROVEEDOR	COSTO TOTAL (SOLES)
1	St	CARRIL DIN	35x7,5x160	RAMBAIL	37.30
1	AA 6061	PERFIL C	1,98x25,4x50,8x2400	FURUKAWA	46.50
1	BSI LM27	PL	1/2"x1200x1410	AL. METAL.	6,267.50
1	BSI LM27	PL	1"x1200x510	AL. METAL.	4,533.90
1	BSI LM27	PL	1 1/4"x540x110	AL. METAL.	550.10
2	CAUCHO	PL	5x126x286	ESCALWIL	26.90
1	CAUCHO	PL	7x66x120	ESCALWIL	8.30
2	CAUCHO	PL	9x92x110	ESCALWIL	13.60
1	NYLON 6-6	PL	2.5x14x500	H&N	5.60
1	NYLON 6-6	PL	7x16x500	H&N	17.90
1	NYLON 6-6	BARRA REDONDA	1 1/4"x50	H&N	12.60
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	1 1/4"x730	TRADISA	36.20
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	2 1/4"x540	TRADISA	89.60
1	AISI 1045	BARRA REDONDA	2 1/2"x930	TRADISA	190.50

Por costo de materiales se obtiene un total de 11,836.50 soles, que incluye IGV.

4.3.2 Costo de componentes

En el caso de los componentes que se deben importar, el costo total incluye el costo de importación y el cambio de dólar de 3.418 o cambio de euros de 3.720 según el país del fabricante.

De igual forma, utilizando la lista de componentes mecánicos, electro-mecánicos y electrónicos se genera la tabla 4.24 de costos de componentes.

Tabla 4.24: Costos de componentes.

CANT.	COMPONENTE	CARACTERISTICA	PROVEEDOR	COSTO TOTAL (SOLES)
24	TOR. CAB. CILINDRICA	M2x10	RAMBAIL	1.60
12	TOR. CAB. CILINDRICA	M3x6	RAMBAIL	1.10
64	TOR. CAB. CILINDRICA	M5x8	RAMBAIL	21.40
80	TOR. CAB. CILINDRICA	M5x12	RAMBAIL	40.00
64	TOR. CAB. CILINDRICA	M6x10	RAMBAIL	38.40
48	TOR. CAB. CILINDRICA	M6x12	RAMBAIL	34.60
12	TOR. CAB. CILINDRICA	M6x20	RAMBAIL	14.40
8	TOR. CAB. AVELLANADA	M2x6	RAMBAIL	1.00
28	TOR. CAB. AVELLANADA	M2x8	RAMBAIL	1.50
16	TOR. CAB. AVELLANADA	M2x10	RAMBAIL	1.10
108	TOR. CAB. AVELLANADA	M3x10	RAMBAIL	16.20
36	TOR. CAB. AVELLANADA	M3x12	RAMBAIL	6.50
6	TOR. CAB. AVELLANADA	M4x12	RAMBAIL	2.00
12	TOR. CAB. AVELLANADA	M6x20	RAMBAIL	14.40
10	ARANDELA ELÁSTICA	6,1	RAMBAIL	2.60
24	ARANDELA	2,2	RAMBAIL	0.50
12	ARANDELA	3,2	RAMBAIL	1.00
12	ARANDELA	6,4	RAMBAIL	3.50
12	TUERCA HEXAGONAL	M3	RAMBAIL	1.30
2	TUERCA HEXAGONAL	M6	RAMBAIL	1.90
8	ANILLO DE RETENCIÓN	20x1,2	RAMBAIL	6.40
12	ANILLO DE RETENCIÓN	30x1,5	RAMBAIL	27.00
50	TUERCA AUTOBLOCANTE	M6	RAMBAIL	21.60
12	PASADOR CÓNICO	M5x40	RAMBAIL	20.00
2	PASADOR CÓNICO	M6x60	RAMBAIL	7.20
4	ROD. RIG. DE BOLAS	7204-BW	NSK	188.00
8	ROD. RIG. DE BOLAS	6804-ZZ	KOYO	232.10
12	ROD. RIG. DE BOLAS	6806-ZZ	NSK	360.00
1	CORR. TELESCÓPICA	45kgx600mm	MOBILE	15.70
1	CANCAMO	M8 - PLGW	PEWAG	221.30
1	ARNÉS BOD FAST	60-180x60-90x45-65	PETZL	1,200.00
1	ACOLCHADO CADERA	Según ARNES	PETZL	20.00
4	MUSLERAS	43200PBK	BLACKHAWK	1,026.00
4	MOTORREDUCTOR	200W-41N.m-47,2RPM	EBMPAPST	12,241.00
2	MOTORREDUCTOR	200W-26N.m-74,1RPM	EBMPAPST	6,149.20
6	ENCODER OPTO-ELECTRICO	512PPR	EBMPAPST	7,098.00
2	GALGA EXT.+ADH.	M-M 250UR	M-M	2,828.80
8	SENSOR DE PRESIÓN	FLEXIFORCE A401	TEKSCAN	820.00
12	SENSOR DE FIN DE CARRERA	SS5GL	OMRON	114.70
6	CONTROLADOR	DSA-E4-HC	EBMPAPST	16,465.60

Por costo de componentes se obtiene un total de 49,267.60, que incluye IGV.

4.3.3 Costos de fabricación

Los costos de fabricación se realizarán en base a la lista de planos de fabricación.

Tabla 4.25: Costos de fabricación.

N. DE LÁMINA	CANT.	DESCRIPCIÓN	FABRICANTE	COSTO TOTAL (SOLES)
L91	2	ESLABÓN 9	ALIANZA METALURGICA	450.80
L92	1	ESLABÓN 10	ALIANZA METALURGICA	289.10
L93	1	ESLABÓN 11	ALIANZA METALURGICA	289.10
L94	4	PORTARODAMIENTO 1	ALIANZA METALURGICA	429.60
L95	2	TAPA 1	ALIANZA METALURGICA	101.50
L96	2	TAPA 2	ALIANZA METALURGICA	101.50
L97	2	PLACA REGULADORA 1	ALIANZA METALURGICA	177.00
L98	2	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x161,6	ALIANZA METALURGICA	40.40
L99	4	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x104,8	ALIANZA METALURGICA	26.20
L100	4	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x104,8-L	ALIANZA METALURGICA	26.20
L101	2	PERFIL C-1,98x25,4x50,8x500	ALIANZA METALURGICA	125.00
L102	6	CARRIL DIN 35x7,5x23	MALVINAS	4.00
L103	2	PLATINA RETRACTIL LATERAL	ALIANZA METALURGICA	271.40
L104	1	PLACA ARNÉS	ALIANZA METALURGICA	139.60
L105	1	PLACA SEPARADORA CADERA	ESCALWIL	19.80
L106	2	ESLABÓN 8	ALIANZA METALURGICA	302.10
L107	2	EJE 3	ALIANZA METALURGICA	335.20
L108	2	EJE 4	ALIANZA METALURGICA	181.80
L109	8	PORTARODAMIENTO 3	ALIANZA METALURGICA	807.20
L110	8	TAPA 3	ALIANZA METALURGICA	1,340.50
L111	8	TOPE 1	H&N	105.00
L112	2	ESLABÓN 6	ALIANZA METALURGICA	488.60
L113	2	ESLABÓN 7	ALIANZA METALURGICA	524.00
L114	12	PORTARODAMIENTO 2	ALIANZA METALURGICA	2,270.40
L115	6	TAPA 4	ALIANZA METALURGICA	656.10
L116	6	TAPA SUJETADORA DE MOTOR	ALIANZA METALURGICA	656.10
L117	4	EJE 1	ALIANZA METALURGICA	519.20
L118	2	PLACA REGULADORA 2	ALIANZA METALURGICA	177.00
L119	2	PLACA REGULADORA 3	ALIANZA METALURGICA	141.60
L120	8	TOPE 2	H&N	32.80
L121	4	ESLABÓN 4	ALIANZA METALURGICA	608.90
L122	4	ESLABÓN 5	ALIANZA METALURGICA	608.90
L123	6	EJE 2	ALIANZA METALURGICA	1,224.90
L124	8	PLACA REGULADORA 4	ALIANZA METALURGICA	514.50
L125	2	PERFIL C - 1,98x25,4x50,8x40 -L	ALIANZA METALURGICA	10.00
L126	2	ESLABÓN 2	ALIANZA METALURGICA	210.10
L127	2	ESLABÓN 3	ALIANZA METALURGICA	200.60
L128	2	PLACA REGULADORA 5	ALIANZA METALURGICA	111.00
L129	2	PLACA REGULADORA 6	ALIANZA METALURGICA	111.00
L130	2	SUJETADOR DE CABLE 3	ALIANZA METALURGICA	128.70
L131	2	TACÓN	ALIANZA METALURGICA	253.70
L132	1	SUELA DE ZAPATO DER	ESCALWIL	64.20
L133	2	TAPA DE TACÓN	ESCALWIL	32.40
L134	2	PLACA REGULADORA 7	ALIANZA METALURGICA	213.60
L135	2	PLACA REGULADORA 8	ALIANZA METALURGICA	213.60
L136	2	ESLABÓN 1	ALIANZA METALURGICA	187.70
L137	2	BOTÓN SUPERIOR	H&N	74.20
L138	2	BOTÓN INFERIOR	ALIANZA METALURGICA	128.60
L139	2	SUJETADOR DE CABLE 1	ALIANZA METALURGICA	109.80
L140	2	SUJETADOR DE CABLE 2	ALIANZA METALURGICA	121.60
L141	1	SUELA DE ZAPATO IZQ	ESCALWIL	64.20

Por costo de fabricación se obtiene un total de 16,221.00 soles, que incluye IGV.

4.3.4 Costo total

Para el costo del diseño mecánico se considerará un costo mensual de 2800 soles por 15 meses, dando un total de 42,000.00 soles, que incluye el impuesto a la renta.

Finalmente, en la tabla 4.26 se muestra la suma de todos los costos de materiales, componentes, fabricación y diseño mecánico del subsistema exoesqueleto.

Tabla 4.26: Costos total.

DESCRIPCIÓN	COSTO TOTAL (SOLES)
MATERIALES	11,836.50
COMPONENTES	49,267.60
FABRICACIÓN	16,221.00
DISEÑO	42,000.00
TOTAL	119,325.10

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Este exoesqueleto requiere que el usuario tenga movilidad en la parte superior del cuerpo y utilice muletas o andadera para apoyarse en la estabilidad del sistema, por lo tanto, las personas con cuadriplejía están básicamente descartadas para su uso.

El material de los elementos de la estructura mecánica que se utiliza es duraluminio para aligerar el peso y soportar las cargas de trabajo. Solo los ejes fueron fabricados con acero AISI 1045 para soportar las cargas pulsantes o alternantes generadas en ellos. En la fabricación de los eslabones y porta-rodamientos podrán utilizarse los procedimientos de fundición en arena y una fresadora CNC; para los ejes se podrá utilizar un torno y una fresadora para realizar los agujeros. Todas estas máquinas herramientas están disponibles en el laboratorio de manufactura de la PUCP.

En el funcionamiento total del exoesqueleto se tiene que generar y adaptar el sistema eléctrico-electrónico y de control necesarios para trabajar con los actuadores y sensores. Por lo tanto, habrá que construir una red de cableado, que trabajen en armonía con las piezas del modelo y deberían estar cubiertas para que no se genere contacto con el usuario.

El mecanismo permite que el exoesqueleto pueda funcionar como un sistema de rehabilitación que tenga en su programación rutinas preestablecidas de movimientos cíclicos dependiendo de las necesidades del usuario y el tratamiento que le asigne el terapeuta.

A pesar de que el mecanismo cumple de forma adecuada con la mayoría de las especificaciones requeridas, este es la primera aproximación del modelo y, por lo tanto, es susceptible a mejoras y cambios que beneficien en el funcionamiento del sistema para futuras tesis o trabajos de investigación.

La habilidad del exoesqueleto para lograr que el usuario se levante y pueda realizar los movimientos para rehabilitación, depende en gran parte del sistema de control del exoesqueleto (el tipo de sensores, la velocidad de respuesta del sistema, la compensación en la estabilidad, etc.). Si el usuario tiene algo de movilidad en las extremidades inferiores, eso significa que trabajará en conjunto con el exoesqueleto y,

como se ha mencionado anteriormente, si el algoritmo de control no es capaz de percibir e interpretar correctamente las señales enviadas, por la presión de los sensores generados por el usuario, para controlar los torques requeridos en las articulaciones, entonces el controlador será perturbado por cualquier esfuerzo generado en la plantilla del pie, y por tanto, no se realizarán los movimientos correctamente.

Para que el exoesqueleto sostenga el cuerpo del usuario en una posición específica en el ciclo de la marcha, requiere de un gran torque en las articulaciones, por ello se diseñó un mecanismo de bloqueo en las articulaciones que limitan el movimiento hasta ciertos grados de giro para así evitar que los actuadores tengan que hacer el bloqueo del movimiento y estar consumiendo energía en ese periodo de tiempo. Además, los picos más altos de potencia requerida son en la fase de apoyo, por ello al tener un sistema de bloqueo se puede disminuir los requerimientos de actuación.

Como se sabe, la posición bípeda no es totalmente estacionaria, sino que revela un balanceo tanto en el plano sagital como en el frontal y en el transversal; pero la mayoría de los movimientos y las fuerzas que actúan sobre los miembros inferiores claramente se llevan a cabo en su mayoría en el plano sagital. Es por eso que, para lograr una simplificación del problema, este diseño se enfocó en los movimientos realizados en el plano sagital de la cadera, la rodilla y el tobillo; además de complementar algunos grados de libertad en el plano frontal y transversal de la cadera y el tobillo, pero estos últimos sin actuadores que ayuden al usuario en su movimiento.

En el análisis de la marcha en el plano frontal de pelvis y de cadera se puede observar que existe una excursión vertical de pelvis y de cadera (caída pélvica y cadera en abducción); y que, en el contacto inicial, la pelvis está nivelada y la cadera está en su posición neutra de aducción y abducción; al iniciar la respuesta a la carga el lado apoyado de la pelvis se eleva 5° y la cadera entra en aducción, el lado no apoyado de la pelvis cae unos 5° . Este grado de libertad es un tanto más complejo que la simple flexión-extensión en cadera, rodilla o tobillo, pero su implementación en el exoesqueleto logra una mayor aproximación a la marcha normal, el cual podría ser mejorado en futuros trabajos si es controlado.

CONCLUSIONES

Se logró realizar un primer acercamiento al diseño de un mecanismo del tipo exoesqueleto para la rehabilitación de miembros inferiores que permite reproducir patrones de movimiento y que está dirigido a personas con problemas en la marcha; aplicando conocimientos de la biomecánica para el análisis de la marcha y principios de mecánica básica para el desarrollo del diseño conceptual e ingeniería de detalle.

Con el mecanismo del sistema tipo exoesqueleto desarrollado se puede ayudar a las personas con paraplejia haciendo una exclusión a discapacidades relacionadas con la espasticidad, parálisis cerebral, parálisis espática, esclerosis múltiple, entre otras enfermedades. Esto es porque la discapacidad más fácil de contrarrestar con un exoesqueleto es la debilidad, ya que muchas enfermedades van acompañadas de otros síntomas como la espasticidad y el dolor en las extremidades. Los niveles de control en el exoesqueleto tendrían que ser muy complejos para poder controlar los movimientos rápidos e impredecibles causados por estas enfermedades, y dado el rango y magnitud de los síntomas que se presentan de manera muy individual en cada paciente, se tendría que pensar en la posibilidad de requerir diferentes diseños, ya sea de la estructura mecánica o de los controladores, para atender el problema específico de cada paciente.

Existen muchos debates y discrepancias con respecto al uso de los exoesqueletos en la rehabilitación, debido a que no existen tantas investigaciones ni información en este campo. Algunos opinan que para un individuo que tienen alguna capacidad para caminar por sí mismo, el uso de un exoesqueleto puede conllevar a una atrofia de sus músculos por el hecho de no ejercitarlos y depender en mayor parte de la fuerza generada por el mecanismo. Por tanto, el uso futuro del exoesqueleto diseñado dependerá del grado de discapacidad del paciente y de la rehabilitación que le asigne el terapeuta.

El costo total del sub-sistema exoesqueleto, que incluye costos de materiales, componentes, fabricación y desarrollo del diseño mecánico, es de 119,325.10 soles; este precio no incluye el desarrollo de la parte eléctrica, electrónica o control. Más del

40% del presupuesto corresponde a los componentes; en particular, al costo de los actuadores con encoders y sus controladores corresponde el 35,1% del costo total.

Uno de los elementos de mayor volumen, peso y costo son los actuadores, el cual también es un limitante de la eficiencia del sistema, pues de ellos depende el suministro de energía mecánica a los eslabones del exoesqueleto. El cuerpo humano es una máquina tan sofisticada que sólo puede concebirse a partir de principios mecánicos simples e ingeniosos, al ser combinado con un dispositivo externo para ayudarle a incrementar el torque en las articulaciones, este debe asumir varias funciones. Esto genera un gran reto en los futuros diseños, ya que los sistemas tipo exoesqueleto requieren de actuadores de gran potencia y bajas dimensiones.

Si bien se están utilizando materiales como el duraluminio o aluminio para aligerar el peso del exoesqueleto, se puede optimizar el diseño realizando el estudio de materiales con mejores características mecánicas; y el proceso de fabricación para la obtención de las piezas, como por ejemplo la fibra de carbono.

Mediante el estudio de la marcha normal para la selección de los actuadores, se verifica que, en la fase de soporte, la mayor potencia se genera en el tobillo para impulsar el cuerpo hacia delante; mientras que, en la fase de balanceo, es en la cadera donde se genera la mayor potencia para poder mover los miembros inferiores en suspensión. Así mismo, si bien no se realizó los cálculos en base al ascenso y descenso de escaleras, debido a que no existe información suficiente para su estudio, es por medio del análisis de los patrones de movimiento donde se verifica que, para dichos movimientos, es en la rodilla donde se genera la mayor potencia, inclusive mayor que en la marcha normal.

El mecanismo del sistema tipo exoesqueleto de miembros inferiores desarrollado es capaz de reproducir el ciclo de marcha normal, así como movimientos asistidos dirigidos; por ejemplo: el ejercicio para amplitud articular en flexión dorsal y plantar, ejercicio de miembro inferior para ganar recorrido articular de cadera y rodilla, ejercicio de apoyo monopodal, ejercicios con escalera, entre otros que pueda identificar un especialista en rehabilitación en un futuro estudio.

BIBLIOGRAFÍA

- [Abb14] ABB. Power and productivity for a better world. 2014 ABB. Enlace: <http://www.abb.com/>
- [Barr85] BARRIGA, B. Métodos de Diseño en Ingeniería Mecánica. Primera edición. Lima: PUCP, 1985. 59 p.
- [Brag06] BRAGA, H. Disertación de Maestría - Desenvolvimiento de un robot bípedo autónomo. Universidad Federal de Pernambuco, Centro de Tecnología e Geo-ciencias, Departamento de Ingeniería Mecánica. UFPE, 2006.
- [Cava97] CAVALIERI, S., DI STEFANO, A., y MIRABELLA, O. Impact of the Fielbus on Communication in Robotic Systems. IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, vol. 13, no. 1, febrero 1997.
- [Chan75] CHANDLER, R., CLAUSER, C.; MCCONVILLE, J.; REYNOLDS, H. y YOUNG, J. Investigation of inertial properties of the human body: AMRL-Technical report 74-137. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, 1975. 171p.
- [Cont05] CONTRERAS, L. y ROA, M. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. Tecnura. Año 8. Nro. 16. 2005: 1er semestre. 26-42 p.
- [Daza07] DAZA, J. Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Bogotá: Editorial Médica Internacional, 2007. 372p.
- [Drey93] HENRY DREYFUSS ASSOCIATES. The measure of man and woman: human factors in design. Primera edición. New York: Whitney Library of Design, 1993. 96 p.
- [Dril66] DRILLIS, R. y CONTINI, R. Body segment parameters: Technical Report 1166.03. New York: Office of Vocational Rehabilitation Engineering & Science, 1966.
- [Estu11] ESTUN Automation 2011. Estun Automation Co., Ltd. Enlace: <http://www.estun.com/en>
- [Herc05] HERCOG, D. y JEZERNIK, K. Rapid Control Prototyping using MATLAB/Simulink and a DSP-based Motor Controller. International Journal of Engineering Ed. Vol. 21, No. 4, 2005, pp. 596±605.
- [Hibb06] HIBBELER, R.C. Mecánica de Materiales. Sexta edición. México: Pearson Education, 2006. 896p.
- [Kssp99] Kitano Symbiotic Systems Project. OPEN PINO PLATAFORM. 1999-2001. Enlace: <http://sbi.jp/symbio/symbio/PINO.html>
- [Masi14] Connect MATLAB and Simulink to Hardware. Implement algorithms with hardware platforms from Arduino to Zynq. 1994-2014 The MathWorks, Inc. Enlace: <http://www.mathworks.com/>

- [Mass12] MATRIXx Software Suite. 2012 National Instruments Corporation. Enlace: http://www.ni.com/matrixx/what_is_matrixx.htm
- [Maxo14] Maxon Motor driven by precision. Maxon motor ag 2014. Enlace: <http://www.maxonmotorusa.com/maxon/view/content/products/>
- [Mill73] MILLER, D. Y NELSON, R. Biomechanics of sport. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973. 265p.
- [Mltc14] MATLAB The Language of Technical Computing. 1994-2014 The MathWorks, Inc. Enlace: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- [Orga98] ORGANIZACIÓN INTERNACIONAL DEL TRABAJO. Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo: Ergonomía. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales, 1998. 4720 p.
- [Pane02] PANERO, J. y ZELNIK, M. Las dimensiones humanas en los espacios interiores: estándares antropométricos. Décima edición. México, D.F.: G. Gili, 2002. 318 p.
- [Park08] PARK, I., KIM, J., CHO, B. y, OH J. Control hardware integration of a biped humanoid robot with an android head. Robotics and Autonomous Systems 56 (2008) 95–103.
- [Plag71] PLAGENHOEF, S. Patterns of human motion, a cinematographic analysis. New Jersey: Prentice-Hall, Inc., 1971. 224p.
- [Prou97] PROUBASTA, I., GIL MUR, J. y PLANELL, J.A. Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Madrid: Ergon, 1997. 372 p.
- [Rodr07] RODRIGO, S., AMBRÓSIO J., PENISI, O. Análisis dinámico inverso de modelos biomecánicos espaciales del cuerpo humano. En: Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica (8vo: 2007: Cuzco – Perú). Memorias técnicas: resumen. 10 p.
- [Shig90] SHIGLEY, J. Diseño en ingeniería mecánica. Octava edición. México: McGraw-Hill, 2008. 1059p.
- [Siem14] Siemens. Siemens AG, 1996 - 2014. Enlace: <http://www.siemens.com/entry/cc/en/>
- [Vaug99] VAUGHAN, C., DAVIS, B. y O'CONNOR, J. Dynamics of human gait. Segunda edición. Howard Place: Kiboho, 1999. 141 p.
- [Viss14] VisSim. A graphical language for simulation and model-based embedded development. 2014 Visual Solutions. Enlace: <http://www.vissim.com/>
- [Wint09] WINTER, D. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta edición. New Jersey: John Wiley & Sons, 2009. 370 p.