

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**PONTIFICIA**  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
**DEL PERÚ**

**REDISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DEL EXOESQUELETO  
PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES**

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

**DIEGO DÁVILA PORTALS**

**ASESOR:**

**DR. DANTE ANGEL ELIAS GIORDANO**

**Lima, Febrero del 2018**



© 2017, Diego Dávila Portals

Se autoriza la reproducción total o parcial,  
con fines académicos a través de  
cualquier medio o procedimiento,  
incluyendo la cita bibliográfica del  
documento.



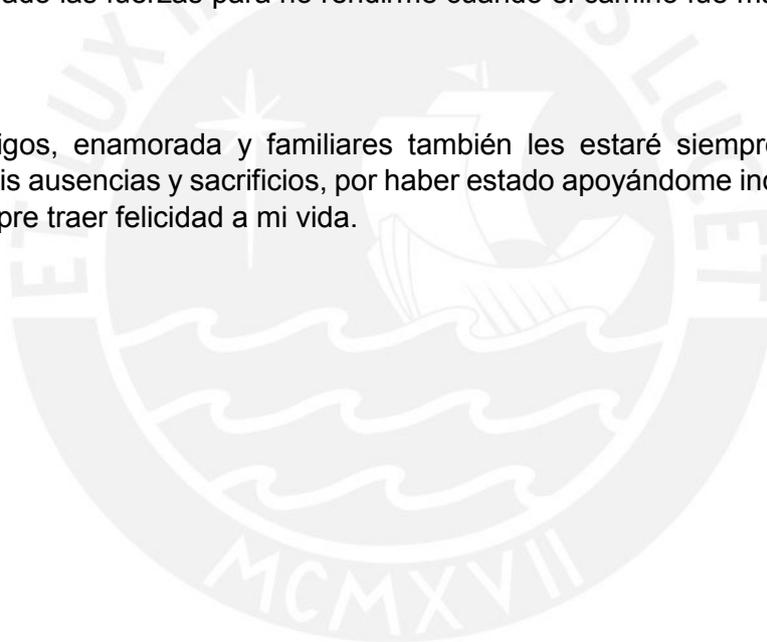
A mis padres.

## **AGRADECIMIENTOS**

Este Proyecto de Tesis no pudo haber sido realizado sin el apoyo constante de mi Asesor, el Dr. Dante Elías, quien me guió con paciencia y dedicación a lo largo de este proceso. Tampoco hubiera sido posible sin las enseñanzas de los profesores de la especialidad de Ing. Mecánica, quienes no sólo me transmitieron conocimientos, sino también el significado y la pasión de ser un Ingeniero Mecánico.

Asimismo, no me alcanzan las palabras para expresar mi eterna gratitud y amor hacia mis padres, quienes desde el primer día invirtieron tanto tiempo y dedicación en formarme como la persona que soy ahora. Sin su constancia y fe en mí nada de lo que he logrado en la vida hubiera sido posible. También quiero agradecer a Dios por haberme dado las fuerzas para no rendirme cuando el camino fue más difícil de lo que esperaba.

A mis amigos, enamorada y familiares también les estaré siempre agradecido por soportar mis ausencias y sacrificios, por haber estado apoyándome incondicionalmente, y por siempre traer felicidad a mi vida.



## RESUMEN

En este Proyecto de tesis se realizó el diseño de mejoras para el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores. El resultado ha sido planos de fabricación y de ensamble que se basan en el método de diseño en ingeniería de acuerdo a la norma VDI 2221, así como una estimación de costos para la realización de estas mejoras. El costo de realización de este Proyecto es de aproximadamente S/. 72,600.00, lo cual incluye el costo de fabricación de los componentes (aprox. S/. 54,600.00), el costo de los componentes comerciales que se necesitarían comprar (aprox. S/. 3,000.00), los costos de logística y montaje, así como el costo de diseño (S/. 15,000.00).

El diseño se realizó tomando como punto de partida las necesidades de los pacientes que requieren de terapias para la rehabilitación de la marcha, así como las exigencias mecánicas que se deben cumplir para el funcionamiento del Exoesqueleto. La metodología seguida fue, descrita a grandes rasgos: se revisaron los fundamentos para la rehabilitación de la marcha humana y las tecnologías existentes para apoyarla, luego se evaluaron los problemas y limitaciones que presenta el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP, para así elaborar las principales propuestas de mejora, y finalmente, se realizaron los cálculos de ingeniería y los planos correspondientes, así como una estimación del costo de implementación.

En el capítulo 3 de este Proyecto se exponen los cálculos realizados para la ingeniería de detalle. Se realizaron análisis de cargas, así como análisis de esfuerzos en las secciones críticas de los elementos y verificación de rigidez por deflexión. Las fuentes de las teorías utilizadas para el análisis están referenciadas a lo largo de este capítulo. En base a las piezas diseñadas se realizó también una estimación de costos de este Proyecto.

Finalmente se hizo una auto evaluación del trabajo realizado de modo que se pudieran identificar mejoras que no se pudieron abordar en este Proyecto y limitantes generadas por los alcances del mismo. También se evaluaron los resultados obtenidos durante la realización del Proyecto y su impacto en el contexto actual.



**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**

**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO**

TÍTULO : **REDISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DEL EXOESQUELETO PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES**

ÁREA : Diseño # 360

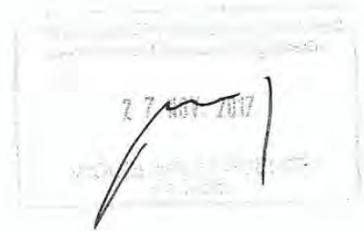
PROPUESTO POR : Dr. Dante Angel Elías Giordano

ASESOR : Dr. Dante Angel Elías Giordano

TESISTA : Diego Dávila Portals

CÓDIGO : 20101774

FECHA : 23/11/2017



**DESCRIPCIÓN Y OBJETIVOS:**

En Perú, de acuerdo al CONADIS, entre los años 2000 y 2014 se registraron cerca de 65000 personas con deficiencias músculo-esqueléticas (de las cuales casi el 60% se encuentra en edad laboral), así como más de 75000 personas con limitaciones de la locomoción. El entrenamiento locomotor asistido por un especialista de la rehabilitación es el método más efectivo que existe hoy en día para ayudar en la rehabilitación de personas con este tipo de discapacidades, problema que no solo afecta al individuo sino también a la sociedad.

Entonces, con el objetivo de que los terapeutas puedan brindar un tratamiento más automatizado, en la PUCP se desarrolló un primer prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores (Exoesqueleto PUCP). Sin embargo este primer prototipo presenta ciertas limitaciones y deficiencias funcionales, en su sistema mecánico, que se esperan superar con una segunda versión. Por este motivo se propone rediseñar el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP.

En este trabajo primero se revisarán los fundamentos para la rehabilitación de la marcha humana y las tecnologías existentes para apoyarla. Luego se evaluarán los problemas y limitaciones que presenta el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP, para así elaborar las principales propuestas de mejora. Finalmente, y con el objetivo de implementar estas propuestas de mejora, se realizarán los cálculos de ingeniería y los planos correspondientes, así como una estimación del costo de implementación.

Se espera que este trabajo colabore en la consolidación del desarrollo tecnológico local de máquinas que ayuden a mejorar la calidad de vida de los peruanos, y que además sean adaptadas y económicamente viables en la realidad nacional.



**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**

**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECÁNICO**

**REDISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DEL EXOESQUELETO  
PUCP PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES**

Introducción

1. Antecedentes
2. Análisis del problema y propuestas
3. Cálculos y resultados
4. Planos y estimación de costos

Observaciones y Recomendaciones

Conclusiones

Bibliografía

Anexos

Dr. Dante Elías  
Asesor

## ÍNDICE

	Pág.
Agradecimientos	
Resumen	
Aprobación de temario de tesis	
Índice de contenido .....	i
Lista de figuras .....	iii
Lista de Tablas .....	vii
Lista de símbolos .....	ix
Introducción .....	1
1. Antecedentes .....	3
1.1. Tipos de Exoesqueletos .....	3
1.2. Rehabilitación de miembros inferiores .....	7
1.3. Estado del arte de exoesqueletos para rehabilitación de miembros inferiores .....	10
1.4. Proyecto Exoesqueleto PUCP .....	12
1.5. Formulaciones Matemáticas .....	18
2. Análisis del Problema .....	23
2.1. Exposición de los problemas individuales .....	23
2.2. Propuestas de mejoras para los problemas individuales .....	32
2.3. Comparación técnico-económica de las mejoras propuestas .....	39
3. Cálculos y resultados .....	45
3.1. Rigidez de cadena cinemática del exoesqueleto PUCP en el plano YZ y variabilidad de longitud de los eslabones .....	45
3.1.1. Momento flector respecto al eje X .....	47
3.1.2. Momento flector respecto al eje Z .....	50
3.1.3. Fuerza axial y de corte aplicada sobre cada eslabón .....	54
3.1.4. Verificación del elemento ante falla por flexión y corte .....	56
3.1.5. Verificación por aplastamiento del segmento insertado de cada eslabón .....	58
3.1.6. Deflexión de los eslabones .....	60
3.1.7. Verificación por fatiga .....	61
3.1.8. Simulación por elementos finitos .....	63
3.1.9. Selección de rodamientos para la cadena cinemática .....	66

3.1.10. Verificación de cordones de soldadura en la cadena cinemática .....	67
3.1.11. Verificación de la abrazadera .....	69
3.2. Sujeción de la cadera del paciente .....	71
3.2.1. Desplazamiento de la pelvis .....	72
3.2.2. Relaciones geométricas del mecanismo que desplazará la pelvis .....	74
3.2.3. Análisis de cargas en el mecanismo que desplazará la pelvis .....	76
3.2.4. Esfuerzos críticos sobre los elementos del mecanismo .....	80
3.2.5. Verificación de los pasadores de las articulaciones del mecanismo .....	82
3.2.6. Cordones de soldadura del mecanismo de la cadera .....	84
3.2.7. Pandeo de los elementos del mecanismo de la cadera .....	86
4. Planos y estimación de costos .....	88
Recomendaciones y Observaciones .....	93
Conclusiones .....	96
Bibliografía .....	97

#### ANEXOS:

- A. Cálculos
- B. Simulación por elementos finitos
- C. Transcripción de Entrevista al Ing. Renato Mio sobre problemas identificados en Prototipo existente de Exoesqueleto PUCP
- D. Hoja Técnica: Acero Boehler AISI 304L
- E. Hoja Técnica: Acero Boehler AISI 431
- F. Hoja Técnica: Electrodo de Soldadura Bohler UTP 6820 MoLC
- G. Costos de fabricación de componentes

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: a) Escorpión, insecto con exoesqueleto; b) Exoesqueleto XOS 2 de la empresa SARCOS utilizado en el ámbito militar.....	4
Figura 1.2: Prototipo Hardiman de la empresa General Electrics .....	5
Figura 1.3: a) Exoesqueleto TESBE de ECHORD, desarrollado para tareas que involucren movimiento de cargas pesadas; b) Exoesqueleto de la marca EKSO utilizado para la rehabilitación de miembros inferiores. ....	6
Figura 1.4: clasificación general de exoesqueletos [Garcés, 2016] .....	7
Figura 1.4: terapia locomotora realizada con dos especialistas en terapia física de rehabilitación [reserchgate.net] .....	9
Figura 1.5: Máquina NX-A3 de la empresa china Guangzhou YiKing Medical Equipment para la rehabilitación de miembros inferiores mediante un exoesqueleto que reproduzca el ciclo Gait de locomoción. ....	10
Figura 1.6: a) Actuadores hidráulicos en exoesqueleto BLEEX. b) Exoesqueleto HAL-5 desarrollado por la Universidad de Tsukuba, usa actuadores eléctricos. c) exoesqueleto con músculos neumáticos desarrollado en la Universidad Libre de Bruselas .....	11
Figura 1.7: a) vista frontal del Exoesqueleto PUCP, b) vista de los servomotores que mueven los eslabones del exoesqueleto. ....	13
Figura 1.8: imágenes tomadas del video que muestra el movimiento del exoesqueleto PUCP durante su marcha observada sobre el plano sagital (plano sobre el que se desplaza el tronco del cuerpo humano durante la marcha) de la misma. ....	14
Gráfico 1.2: Distribución promedio de estaturas por género de la población peruana mayor de edad en el año 2008. ....	15
Figura 1.9: a) Articulaciones del Exoesqueleto correspondiente a la cadera y rodilla, y eslabón del muslo con longitud fija; b) Servomotor apoyado sobre resorte (vista desde el plano frontal de la marcha); c) Vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada.....	17
Figura 1.10: Esquema de eslabones de la cadena cinemática del exoesqueleto PUCP. ....	19
Figura 1.11: a) detalle de unión entre elementos de la cadena cinemática y su desplazamiento relativo; b) diagrama de cuerpo libre del eslabón correspondiente a la cadera.....	20

Figura 1.12: sección transversal del tubo del eslabón de la pantorrilla que muestra los parámetros para el análisis de falla.....	21
Figura 2.1: Esquema isométrico del Exoesqueleto PUCP .....	24
Figura 2.2: Eslabones del Exoesqueleto PUCP (dibujado por: Ing. C. Chicoma).....	25
Figura 2.3: Eslabón del muslo del Exoesqueleto PUCP .....	26
Figura 2.4: (a) resorte que sostiene la articulación de la cadera del Exoesqueleto PUCP, fotografía tomada cuando la máquina está sin carga, (b) vista horizontal del servomotor que mueve la articulación de la cadera y cómo éste está apoyado.....	28
Figura 2.5: Movimiento natural de la cadera durante la marcha [Lim, 2009].....	29
Figura 2.6: mecanismo propuesto para el desplazamiento de la cadera en el plano sagital durante la marcha [Lim, 2009].....	30
Figura 2.7: a) articulación de la cadera del Exoesqueleto PUCP, b) detalle del ensamble de la brida del servomotor de la articulación de la cadera con el cubo y los elementos que contiene internamente.....	31
Figura 2.8: vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto PUCP de acuerdo al prototipo existente, el plano sagital será descrito como el plano XY (dibujado por: Ing. C. Chicoma).....	33
Figura 2.9: a) Vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada; b) vista de perfil de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada.....	34
Figura 2.10: Estructura que mantiene en su lugar el servomotor de la articulación de la cadera y permita su rotación alrededor del apoyo de la derecha, la articulación del otro lado del Exoesqueleto es idéntica a esta.....	36
Figura 2.11: a) Mecanismo de barras propuesto, b) mecanismo de cilindros propuesto, .....	37
c) mecanismo de manivela-husillo propuesto .....	37
Figura 2.12: a) anillo elástico DIN 471, b) distintos tipos de pasadores, c) anillos de expansión [Paulsen, 2014], d) pernos y tapa [FAG, 2000].....	39
Figura 3.1: a) Esquema de las dimensiones mencionadas en la Tabla 3.1; b) esquema total del Exoesqueleto .....	46
Figura 3.2: a) diagrama de cuerpo libre del apoyo del pie, b) diagrama de cuerpo libre del eslabón de la pantorrilla, c) diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo; d) flujo de carga en una articulación de la cadena cinemática .....	49
Figura 3.3: a) Ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha, b) etapas de la marcha [Whittle, 2007].....	51

Figura 3.4: a) Diagrama de cuerpo libre de la cadena cinemática del Exoesqueleto, b) diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo, c) diagrama de cuerpo libre del eslabón de la pantorrilla, d) diagrama de cuerpo libre del eslabón del pie .....	52
Figura 3.5: a) Diagrama de cuerpo libre de la cadena cinemática del Exoesqueleto, b) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón del muslo, c) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón de la pantorrilla, d) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón del pie .....	55
Figura 3.6: Sección del eslabón de la pantorrilla a ser analizada. ....	57
Figura 3.7: esquema de la barra insertada en el tubo para el eslabón muslo/pantorrilla de la cadena cinemática del Exoesqueleto.....	59
Figura 3.8: Unión de la articulación de la cadena cinemática del Exoesqueleto. Únicamente permite rotación sobre el plano vertical perpendicular al plano de la Figura .....	60
Figura 3.9: Diagrama de Smith para Acero Inoxidable AISI 304L (estimado) y las cargas calculadas para este Proyecto. ....	63
Figura 3.10: a) Esfuerzo equivalente en la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla; b) Esfuerzo equivalente en la bocina de contacto del eslabón muslo/pantorrilla; c) Esfuerzo equivalente en la pieza inferior del eslabón muslo/pantorrilla; d) Esfuerzo equivalente en el eslabón del pie; e) deformación total del eslabón muslo/pantorrilla .	65
Figura 3.11: a) soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla; b) soldadura del eslabón del pie .....	67
Figura 3.12: a) esquema de sujeción de la abrazadera; b) distribución de esfuerzos radiales y tangenciales en una unión por zunchado en función del radio [Paulsen,2014] .....	69
Figura 3.13: a) Modelo de un péndulo invertido para desplazamiento vertical de la pelvis rotando alrededor de la articulación del tobillo [Whittle, 2007]; b) inclinación de la pelvis en el plano frontal durante la marcha; c) rotación de la pelvis alrededor del eje del tronco del cuerpo humano [Perry, 1992]; d) ángulo de rotación de la articulación de la cadera en la fase de apoyo [Whittle, 2007]. ....	73
Figura 3.14: Esquema cinemático del mecanismo planteado. ....	75
Figura 3.15: Espacio de trabajo del punto P del mecanismo que moverá la cadera para el diseño del mecanismo, incluye el rectángulo de desplazamiento previsto para este propósito. Punto (0;0) corresponde al punto A del paralelogramo. ....	76
Figura 3.16: Diagrama de cuerpo libre de la barra BP .....	77

Figura 3.17: Diagrama de cuerpo libre de la barra AB.....	78
Figura 3.18: Diagrama de cuerpo libre de la barra CD .....	78
Figura 3.19: Diagrama de cuerpo libre de la barra A'D.....	79
Figura 3.20: a) Esquema del mecanismo que muestra las secciones críticas analizadas; b) Primer punto analizado de la sección crítica de alguno de los elementos del mecanismo (AB, BP, CD o A'D); c) Segundo punto analizado de la sección crítica de uno de los elementos del mecanismo (AB, BP, CD o A'D) .....	81
Figura 3.21: Clavija empotrada en un extremo [Paulsen, 2014]. .....	83
Figura 3.22: Sección proyectada de los cordones de soldadura del elemento A'D/AB	85



## LISTA DE TABLAS

Tabla 1.1: Resumen de problemas identificados en el exoesqueleto PUCP.....	18
Tabla 2.1: Rangos de variación de la longitud de los segmentos de los miembros inferiores por género para estaturas de 153 a 174 cm (hombres) y 141 a 161 cm (mujeres):.....	27
Tabla 2.2: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para la sección del elemento telescópico.....	41
Tabla 2.3: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para fijar la longitud de los eslabones cuando se les aplique carga.....	42
Tabla 2.4: Evaluación técnico-económica de los posibles materiales para los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto PUCP.....	42
Tabla 2.5: evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para el apoyo de la cadera del Exoesqueleto PUCP.....	43
Tabla 2.6: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para la unión de las articulaciones del Exoesqueleto PUCP.....	44
Tabla 3.1: parámetros constructivos del diseño propuesto.....	47
Tabla 3.2: parámetros para cálculos de equilibrio de fuerzas de los eslabones del Exoesqueleto.....	48
Tabla 3.3: resultados de cálculos de equilibrio de fuerzas de los eslabones del Exoesqueleto.....	50
Tabla 3.4: Ángulos de las articulaciones para contacto inicial e impulso inicial:.....	50
Tabla 3.5: parámetros del DCL de la cadena cinemática del Exoesqueleto.....	53
Tabla 3.6: resultados del DCL de la cadena cinemática del Exoesqueleto.....	53
Tabla 3.7: Fuerzas axiales y de corte máximas sobre los ejes de los eslabones.....	56
Tabla 3.8: valores de parámetros utilizados en la Ec.3.20 a 3.23.....	58
Tabla 3.9: resultados de la verificación por flexión y fatiga de los eslabones diseñados.....	58
Tabla 3.10: parámetros del sistema analizado.....	59
Tabla 3.11: resultados del análisis de falla por aplastamiento.....	59
Tabla 3.12: parámetros considerados en la Ec. 3.26.....	61
Tabla 3.13: resultados de la Ec. 3.26.....	61
Tabla 3.14: parámetros para el análisis de falla por fatiga.....	62
Tabla 3.15: Esfuerzos graficados en el diagrama de Smith.....	63

Tabla 3.16: Parámetros de malla para el análisis por elementos finitos en ANSYS.....	64
Tabla 3.17: parámetros para la verificación de los rodamientos .....	66
Tabla 3.18: vida útil de los rodamientos de la cadena cinemática del Exoesqueleto ...	66
Tabla 3.19: Parámetros de las uniones del eslabón del pie y la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla.....	68
Tabla 3.20: Resultados del análisis de las soldaduras del eslabón del pie y de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla .....	69
Tabla 3.21: Parámetros que intervienen en el diseño de la abrazadera .....	70
Tabla 3.22: Resultados del análisis de la abrazadera.....	71
Tabla 3.23: parámetros de desplazamiento relativo de los extremos de la cadera .....	74
Tabla 3.24: Resultados del análisis cinético del mecanismo de la cadera .....	80
Tabla 3.25: parámetros geométricos de los elementos del mecanismo .....	82
Tabla 3.26: Esfuerzos críticos y factores de seguridad de los elementos del mecanismo.....	82
Tabla 3.27: Parámetros del análisis de los pasadores del mecanismo .....	83
Tabla 3.28: Resultados del análisis de los pasadores del mecanismo.....	84
Tabla 4.1: Costo de elementos a ser fabricados.....	90
Tabla 4.2: Costo de elementos a ser comprados .....	91
Tabla 4.3: Costo total del Proyecto.....	92

## LISTA DE SÍMBOLOS

$A_i$	:	Área de la sección $i$ [ $m^2$ ]
$A_c$	:	Área de contacto [ $m^2$ ]
$a$	:	Ancho de garganta del cordón de soldadura [mm]
$a_x$	:	Componente de la aceleración en dirección del eje X [ $m/s^2$ ]
$a_y$	:	Componente de la aceleración en dirección del eje Y [ $m/s^2$ ]
$C_n$	:	Concentrador de esfuerzos para tracción/compresión
$C_f$	:	Concentrador de esfuerzos para flexión
$D_{oj}$	:	Diámetro exterior del elemento $j$ [m]
$D_{ij}$	:	Diámetro interior del elemento $j$ [m]
$d_{III}$	:	Distancia desde el punto más bajo del eslabón del pie a su centroide [m]
$d_{II}$	:	Distancia desde el punto más bajo del eslabón de la pantorrilla a su centroide [m]
$d_I$	:	Distancia desde el punto más bajo del eslabón del muslo a su centroide [m]
$E$	:	Módulo de elasticidad del material [MPa]
$FS_i$	:	Factor de seguridad del elemento $i$
$g$	:	Aceleración de la gravedad [ $m/s^2$ ]
$I_{i,A}$	:	Momento de inercia de la masa del elemento $i$ respecto al punto A [ $kg \cdot m^2$ ]
$I_d$	:	Interferencia diametral entre eje y cubo considerando rugosidad de las superficies en contacto [mm]
$J_i$	:	Momento polar de inercia del elemento $i$ [ $m^4$ ]
$L_i$	:	Longitud del elemento $i$ [m]
$L_{ins,j}$	:	Longitud del segmento insertado del elemento $j$ [m]
$L_{libre,j}$	:	Longitud del segmento libre del elemento $j$ [m]
$M_{fxi}$	:	Momento flector sobre el eje X en el elemento $i$ [Nm]
$M_{fzi}$	:	Momento flector sobre el eje Z en el elemento $i$ [Nm]
$M_{f,total}$	:	Magnitud de la suma vectorial de los momentos flectores [Nm]
$m_i$	:	Masa del elemento $i$ [kg]
$N_i$	:	Fuerza axial sobre el elemento $i$ [N]
$n$	:	Esfuerzo normal al cateto del cordón de soldadura [MPa]
$P_c$	:	Presión de contacto entre tubo y barra mediante la bocina de contacto [MPa]
$P_a$	:	Presión ejercida por la abrazadera [MPa]
$p_i$	:	Presión de aplastamiento del elemento $i$ [MPa]
$Q$	:	Primer momento del área respectiva al punto donde se analiza el esfuerzo cortante transversal [ $m^3$ ]
$R_{yi}$	:	Reacción en el eje Y sobre el punto $i$ [N]

$R_{xi}$	: Reacción en el eje X sobre el punto i [N]
$R_{ti}$	: Rugosidad superficial del elemento i [ $\mu\text{m}$ ]
$r_{ij}$	: Radio interior de la sección anular del elemento j [m]
$r_{oj}$	: Radio exterior de la sección anular del elemento j [m]
$T_i$	: Momento torsor en el elemento i [Nm]
$t$	: Largo de la cuerda correspondiente al punto donde se analiza el esfuerzo cortante transversal [m]
$t_n$	: Esfuerzo paralelo al cateto y transversal al cordón de soldadura [MPa]
$t_a$	: esfuerzo paralelo al cateto y longitudinal o paralelo al cordón [MPa]
$u$	: Desplazamiento radial de las superficies en contacto unidas a presión [mm]
$V_i$	: Fuerza de corte sobre el elemento i [N]
$V_x$	: Componente de la velocidad en dirección del eje X [m/s]
$V_y$	: Componente de la velocidad en dirección del eje Y [m/s]
$W$	: Peso máximo del paciente [N]
$W_i$	: Peso del elemento i
$z_{III}$	: Distancia del centroide del eslabón del pie a su eje [m]
$z_{RC}$	: Distancia del apoyo del eslabón del pie al eje del eslabón de la pantorrilla [m]
$z_{RB}$	: Distancia del apoyo del eslabón de la pantorrilla al eje del eslabón del muslo [m]
$z_m$	: Distancia del centroide del servomotor al eje del eslabón que lo sostiene [m]
$\alpha$	: Ángulo de la articulación de la cadera [°]
$\alpha_i$	: Aceleración angular del elemento i [ $\text{rad/s}^2$ ]
$\beta$	: Ángulo de la articulación de la rodilla [°]
$\gamma$	: Ángulo de la articulación del tobillo [°]
$\Delta_{\max}$	: Diferencia radial máxima entre los diámetros reales del eje y el cubo debido a las tolerancias dimensionales de ambos [mm]
$\delta_i$	: Deflexión del elemento i [mm]
$\delta_r$	: Interferencia radial entre eje y cubo sin considerar rugosidad de las superficies en contacto [mm]
$\theta_B$	: Ángulo de desplazamiento del servomotor B del mecanismo de la cadera [°]
$\theta_D$	: Ángulo de desplazamiento del servomotor D del mecanismo de la cadera [°]
$\dot{\theta}_B$	: Velocidad angular del servomotor B del mecanismo de la cadera [rad/s]
$\dot{\theta}_D$	: Velocidad angular del servomotor D del mecanismo de la cadera [rad/s]
$\ddot{\theta}_B$	: Aceleración angular del servomotor B del mecanismo de la cadera [ $\text{rad/s}^2$ ]
$\ddot{\theta}_D$	: Aceleración angular del servomotor D del mecanismo de la cadera [ $\text{rad/s}^2$ ]

$\mu_{j-k}$	:	Coeficiente de fricción estática entre los materiales j y k
$\nu$	:	Módulo de Poisson del material
$\sigma_{fi}$	:	Esfuerzo de flexión en el elemento i [MPa]
$\sigma_{eqi}$	:	Esfuerzo equivalente en el elemento i [MPa]
$\sigma_f$	:	Esfuerzo de fluencia del material [MPa]
$\sigma_B$	:	Resistencia máxima del material [MPa]
$\sigma_{m,i}$	:	Esfuerzo equivalente medio del elemento i [MPa]
$\sigma_{a,i}$	:	Esfuerzo equivalente alternante del elemento i [MPa]
$\sigma_{r,max}$	:	Esfuerzo radial máximo [MPa]
$\sigma_{t,max}$	:	Esfuerzo tangencial máximo [MPa]
$\sigma_p$	:	Esfuerzo de pandeo [MPa]



## INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, la cantidad de víctimas de accidentes neuro-vasculares con consecuencias permanentes y otros pacientes con deficiencias biomecánicas que les impiden caminar genera un gran costo para la sociedad de cada país [Danek, 2008]. En Perú, de acuerdo al CONADIS, entre los años 2000 y 2014 se registraron cerca de 65000 personas con deficiencias del tipo músculo-esqueléticas (de las cuales casi el 60% se encuentra en edad laboral), así como más de 75000 personas con limitaciones de la locomoción. El entrenamiento locomotor asistido por un especialista de la rehabilitación es el método más efectivo que existe hoy en día para ayudar en la rehabilitación de personas con este tipo de discapacidades, problema que no solo afecta al individuo sino también a la sociedad.

La medicina moderna reconoce que la recuperación funcional motriz en el caso de víctimas de accidentes neuro vasculares o lesiones de la médula espinal depende principalmente de la plasticidad del sistema nervioso y la reorganización de los caminos neuronales. La clave para que la médula espinal y la corteza motora del cerebro se reordenen plásticamente es el entrenamiento en tareas específicas del músculo para que el sistema neurológico del cuerpo pueda volver a acostumbrarse a realizar estas tareas con las porciones del sistema neurológico que no han sido dañadas.

El principio de funcionamiento de todas las máquinas que se están investigando para este fin es bastante similar: las extremidades del paciente son sujetadas a la máquina, la cual las mueve con ayuda de actuadores robóticos controlados por computadora. De esta manera se obtiene una terapia que, independientemente del paciente, ofrece un alto grado de repetitividad y puede ser ajustada de forma manual por el terapeuta. Con el objetivo de que los terapeutas puedan brindar un tratamiento más automatizado, en la PUCP se desarrolló un primer prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores (Exoesqueleto PUCP). Sin embargo, este primer prototipo presentaba ciertas limitaciones y deficiencias funcionales en su sistema mecánico que se procuraron superar con una segunda versión. Por este motivo se propuso rediseñar el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP. Si bien la terapia brindada por esta máquina es en base la misma a la que brindan todas las máquinas de este tipo, la antropometría del peruano no es la misma a la de otros países.

El propósito de este proyecto de tesis fue rediseñar el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP, teniendo como parámetro principal a la persona peruana. La necesidad de una revisión y rediseño del sistema mecánico surgió al haberse hallado problemas en el prototipo actual, como por ejemplo: falta de rigidez de la cadena cinemática en el plano frontal de la marcha, imposibilidad de desensamblar cadena cinemática sin herramientas que remuevan material de ésta, y la longitud fija de los eslabones de la cadena cinemática. Para este propósito se tomaron como referencia investigaciones realizadas por otros tesisistas de la PUCP y otras universidades, artículos sobre biomecánica publicados en revistas de la IEEE, y literatura que indague en temas de antropometría y biomecánica.

En este trabajo primero se revisaron los fundamentos para la rehabilitación de la marcha humana y las tecnologías existentes para apoyarla. Luego se evaluaron los problemas y limitaciones que presenta el sistema mecánico del Exoesqueleto PUCP, para así elaborar las principales propuestas de mejora. Finalmente, y con el objetivo de implementar estas propuestas de mejora, se realizaron los cálculos de ingeniería y los planos correspondientes, así como una estimación del costo de implementación.

Se pretendió que este trabajo colaborase en la consolidación del desarrollo tecnológico local de máquinas que ayuden a mejorar la calidad de vida de los peruanos, y que además sean adaptadas y económicamente viables en la realidad nacional. También se trató que, al ampliar los alcances de estos tipos de terapia, el impacto que tienen en la sociedad las deficiencias neuro-vasculares y biomecánicas se vea reducido.

## CAPÍTULO 1

### ANTECEDENTES AL EXOESQUELETO PUCP

En este capítulo se hará una inducción al lector para aclarar el contexto tecnológico y social actual en el cual se da el problema que se desea solucionar. Revisando la definición, el estado del arte del proyecto, las motivaciones que llevaron al desarrollo del prototipo y sus características, se tendrá un panorama general de la posición que ocupa este proyecto en el mundo actual.

#### 1.1 Tipos de Exoesqueletos

La palabra “exoesqueleto” proviene de la biología y se refiere, de acuerdo al Diccionario Oxford, al “tejido orgánico duro y rígido que recubre exteriormente el cuerpo de los artrópodos y otros invertebrados” [Diccionario Oxford, 2017], ver Fig. 1.1a. Este término ha sido adoptado por la mecánica para referirse a un tipo de robot que se puede “vestir” debido a sus características duras y al hecho de ser usado sobre el cuerpo por un ser humano. Un “robot usable” (*wearable robot* en inglés) está definido como un dispositivo mecánico que está diseñado alrededor de la forma y función del cuerpo humano y puede ser “vestido” por el operador, con segmentos y articulaciones que corresponden a las de la persona con la que está acoplado [Huo et al., 2016], ver Fig. 1.1b.

En el caso particular de este proyecto se trabajará con un tipo en particular de exoesqueleto: una ortesis de rehabilitación. Una órtesis es un dispositivo externo

utilizado sobre el cuerpo humano para modificar, o apoyar su funcionalidad locomotriz. Como su nombre lo sugiere, se refiere a un dispositivo ortopédico con actuadores en sus articulaciones que ayudan al usuario a recuperar funciones motrices del sistema neuromuscular y esquelético [Huo et al., 2016]. Además de estos dispositivos robóticos de rehabilitación, también existen dispositivos robóticos de asistencia utilizados en diversos campos. Más adelante se profundizará al respecto con ejemplos de aplicación y de prototipos ya existentes.



Figura 1.1: a) Escorpión, insecto con exoesqueleto; b) Exoesqueleto XOS 2 de la empresa SARCOS utilizado en el ámbito militar

Un exoesqueleto está diseñado para apoyar a una persona en una tarea específica que implica mejorar sus capacidades físicas, sensoriales, etc. Normalmente estos van a ser usados en tareas cotidianas de la industria o lo militar, en cuyo caso se tratará de exoesqueletos comandados por el usuario. Pero también existe otro ámbito de aplicación para usuarios que han perdido movilidad y utilizan el exoesqueleto para recuperarla. En este caso se puede tratar de exoesqueletos comandados por el usuario (p.ej.: comandados por electromiografía o señales eléctricas del cerebro) o exoesqueletos que repitan un movimiento programado exteriormente (p.ej.: robots utilizados para rehabilitación de víctimas de accidentes neuro-vasculares).

### 1.1.1 Clasificación

El primer intento de desarrollo de un exoesqueleto que apareció en el mundo se atribuye a General Electric: el modelo Hardiman, ver Fig. 1.2, diseñado en 1965 para permitir que el usuario levante 680 kg, pero nunca fue puesto en funcionamiento por fallas en su control que generaban que el exoesqueleto realizara movimientos violentos que ponían en peligro al usuario y a la gente a su alrededor [Bortole, 2013]. Hoy en día el desarrollo de exoesqueletos se da principalmente para tres ámbitos de aplicación: militar (para aumentar la fuerza y resistencia de los soldados en el campo de batalla), rescate (para ayudar a rescatistas a remover escombros con mayor facilidad) y rehabilitación (ayudando a la recuperación de víctimas de accidentes neuro vasculares o asistiendo en el movimiento de pacientes que perdieron la movilidad de una, o más, extremidades por completo).

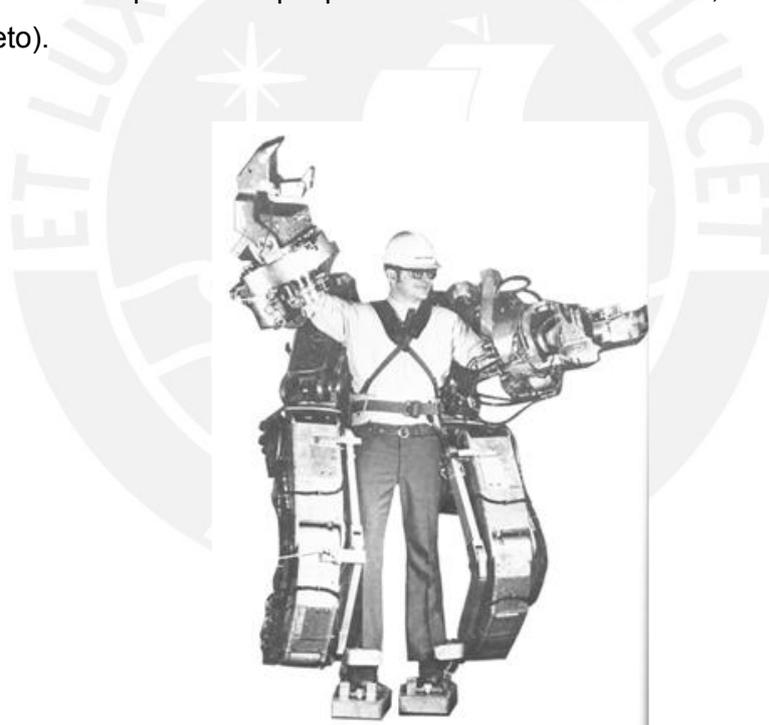


Figura 1.2: Prototipo Hardiman de la empresa General Electric

El principio general de funcionamiento de estos dispositivos robóticos es asistir al usuario con la fuerza que debería aplicar para realizar un movimiento de modo que éste sólo se deba concentrar en el movimiento. Todos los exoesqueletos cuentan con un diseño mecánico estructural para soportar el peso de la carga movida que es similar a la estructura biomecánica de la anatomía humana, un sistema de actuadores para mover los elementos del exoesqueleto y la carga que este mueva, y un sistema de control soportado por una serie de algoritmos que definan el movimiento, así como de

un sistema de potencia. Por ejemplo, un dispositivo de asistencia para tareas de rescate podría ser accionado por músculos neumáticos comandados por un controlador y tener una unidad de potencia (p.ej.: compresor de pistones) que mueva los actuadores. En las figuras 1.3 se pueden observar dos exoesqueletos con aplicaciones distintas que cada uno cuenta con un diseño diferente que se adapta a las exigencias de cada uno.

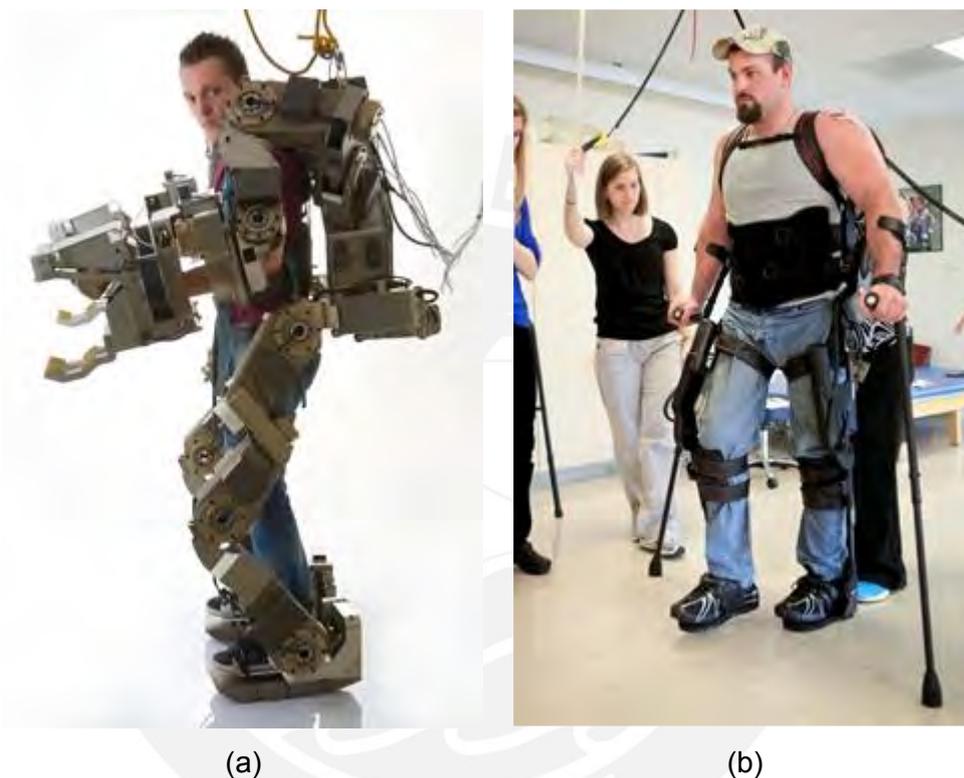


Figura 1.3: a) Exoesqueleto TESBE de ECHORD, desarrollado para tareas que involucren movimiento de cargas pesadas; b) Exoesqueleto de la marca EKSO utilizado para la rehabilitación de miembros inferiores.

Adicionalmente podemos hacer una clasificación de exoesqueletos por el área del cuerpo que cubren: miembros inferiores, miembros superiores y cuerpo entero. El campo de aplicación de cada uno dependerá de las exigencias que deba cumplir. Un exoesqueleto para miembros inferiores tendrá una mayor exigencia en precisión y flexibilidad debido a la destreza que normalmente se requiere para realizar movimientos con estas extremidades. En la Fig. 1.4 se puede observar de forma general la división de los dispositivos robóticos de asistencia a los cuales se está haciendo referencia.



Figura 1.4: clasificación general de exoesqueletos [Garcés, 2016]

## 1.2 Rehabilitación de miembros inferiores

En el campo de la rehabilitación se pueden clasificar los exoesqueletos por la parte del cuerpo con la que interactúan: para miembros inferiores y para miembros superiores. En ambos casos, los exoesqueletos pueden ser utilizados para rehabilitar lesiones neurológicas (p.ej.: consecuencias de accidentes neuro-vasculares) así como lesiones biomecánicas (p.ej.: operaciones a la rodilla). En este proyecto se hablará únicamente sobre los exoesqueletos para la rehabilitación de miembros inferiores.

### 1.2.1 Impacto social de los problemas neuro-musculares

De acuerdo a la sociedad americana del corazón, en E.E.U.U. se registran anualmente aproximadamente 780,000 infartos cerebrales nuevos o recurrentes. De los cuales casi el 48% sufre consecuencias a largo plazo y la mitad de ellos pierden la habilidad de cuidarse solos. Esto, además de generar una mala calidad de vida para los pacientes, genera un costo anual a la sociedad en el orden de los billones de dólares americanos [Danek, 2008]. Al permitir al paciente recuperar capacidades previamente perdidas, éste puede volver a participar de actividades que ayudan a la sociedad a mantenerse y progresar.

De acuerdo al Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad CONADIS, entre los años 2000 y 2014 a nivel nacional se registraron un total de 66,842 personas con deficiencias del tipo músculo-esqueléticas, así como 75,263 personas con limitaciones de la locomoción. De los pacientes identificados con deficiencias músculo-

esqueléticas, el 58.4% se encuentra entre los 18 y 59 años. Además, en este grupo de pacientes se registraron: 2,797 monoplejías, 5,575 paraplejías, 2,102 cuádruplejías y 891 enfermedades del sistema nervioso [CONADIS, 2014]. Como se puede observar en estas cifras, existe una gran cantidad de personas en el rango de edad laboral que viven con lesiones en el sistema músculo-esquelético, lo cual genera un gran impacto en el desarrollo socio-económico del país. Como se puede observar en el Gráfico 1.1, las deficiencias músculo-esqueléticas representan el grupo más grande de deficiencias registradas frente al CONADIS, lo cual causa que se vuelva de interés social desarrollar tecnologías accesibles que ayuden con el tratamiento médico de estas deficiencias.



Gráfico 1.1: Distribución nacional por tipo de deficiencia registrada por el CONADIS

### 1.2.2 Terapia de rehabilitación locomotora

El entrenamiento locomotor asistido por un especialista de la rehabilitación es el método más efectivo que existe hoy en día para ayudar en la rehabilitación de personas que han perdido movilidad de los miembros inferiores por accidentes neuro vasculares, lesiones de la médula espinal o lesiones biomecánicas. Éste consiste en colocar al paciente sobre una caminadora, y mientras es sostenido por un soporte, la caminadora se acciona y el terapeuta ayuda al paciente con el movimiento característico del caminar humano (ciclo de marcha), ya que el *feedback* producido por el sistema sensorial del paciente, ayuda en su recuperación neurológica, ver Fig. 1.4. La necesidad de un

especialista entrenado para realizar esta tarea genera un desgaste biomecánico y una limitación en la repetibilidad de la locomoción.



Figura 1.4: terapia locomotora realizada con dos especialistas en terapia física de rehabilitación [reserchgate.net]

Por este motivo se han comenzado a desarrollar robots que asistan con esta tarea y reduzcan el trabajo que debe realizar el rehabilitador. Se desea llevar esta terapia a un mayor número de pacientes al hacer estas tecnologías más accesibles y que así reemplacen la elevada necesidad de especialistas entrenados para este ejercicio. Pero la experiencia ha demostrado que los resultados obtenidos por estos robots podrían no ser los esperados. Esto se debe posiblemente a la pasividad de los pacientes durante el ejercicio (debido a que el movimiento del robot es controlado externamente por un algoritmo) o al hecho de que un robot tiene mayores dificultades para adaptarse en tiempo real a las necesidades del paciente durante su terapia (dificultad frente a la cual un especialista entrenado puede adaptarse fácilmente). Aun así, se siguen invirtiendo muchos esfuerzos en mejorar estas tecnologías, como por ejemplo la caminadora NX-A3 que utiliza un exoesqueleto para mover los miembros inferiores, ver Fig. 1.5.



Figura 1.5: Máquina NX-A3 de la empresa china Guangzhou YiKing Medical Equipment para la rehabilitación de miembros inferiores mediante un exoesqueleto que reproduzca el ciclo Gait de locomoción.

### 1.3 Estado del arte de Exoesqueletos para rehabilitación de miembros inferiores

Los exoesqueletos para rehabilitación motorizados (o de articulaciones activas) se clasifican bajo las siguientes categorías:

- Tipo de actuadores
- Interfaz humano-robot y algoritmos de control

Si bien existen otros exoesqueletos no motorizados o no portátiles, estos no serán desarrollados en este proyecto.

#### 1.3.1 Tipo de actuadores

Los actuadores principalmente usados en este tipo de robots son los siguientes:

- Hidráulicos o neumáticos: estos actuadores son preferidos por su alta densidad de poder (relación peso-potencia) [Huo et al., 2016], ya que aumentan

significativamente el rendimiento de una persona al usar un exoesqueleto, ver Fig. 1.6a.

- Motores eléctricos: los motores eléctricos son, en comparación con un actuador hidráulico, el doble de pesados, pero a la vez hasta 92% más eficientes que sus equivalentes hidráulicos [Huo et al., 2016]. Estos actuadores entonces son indicados para aplicaciones que no requieran levantar grandes cantidades de peso, ver Fig. 1.6b.
- Actuadores elásticos en serie (SEA, por sus siglas en inglés): algunas ventajas de estos actuadores son tolerancia a los choques, baja inercia reflejada, control más preciso de la fuerza en entornos no controlados, y almacenamiento de energía [Huo et al., 2016]. Además, estos actuadores ayudan a simular la elasticidad de los tendones.
- Actuadores de músculo neumático: estos ofrecen algunas ventajas adicionales como ligereza de peso y confiabilidad inherente. Estos actuadores son muy simples de fabricar, pero requieren de estrategias de control avanzadas, ver Fig. 1.6c.

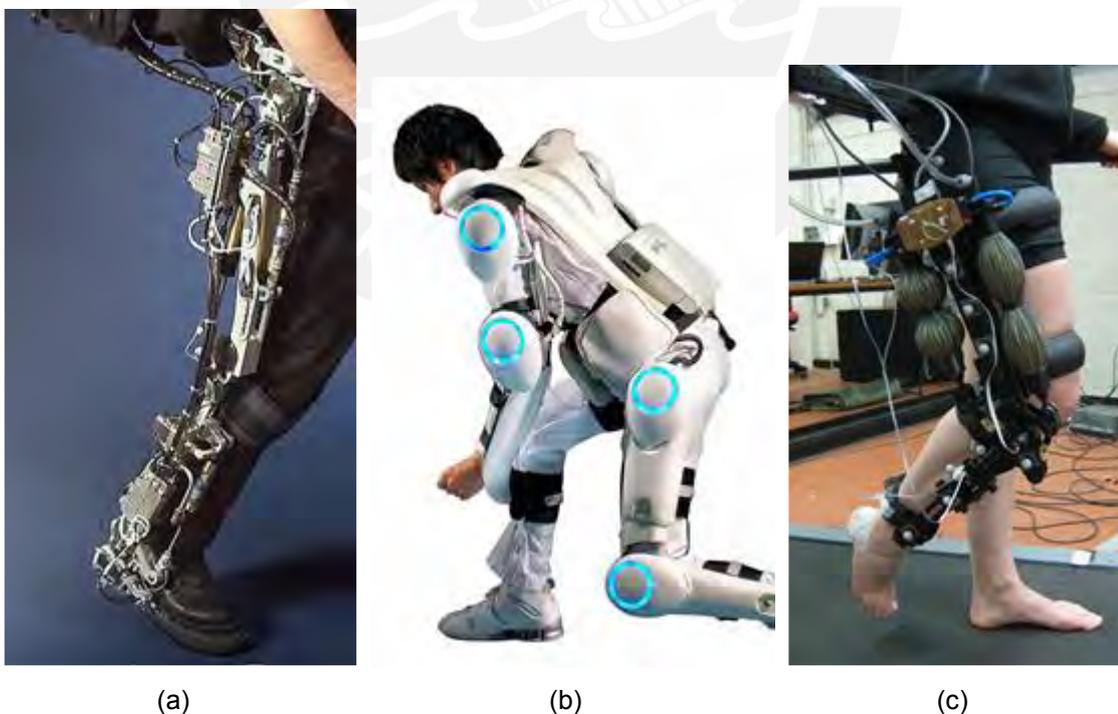


Figura 1.6: a) Actuadores hidráulicos en exoesqueleto BLEEX. b) Exoesqueleto HAL-5 desarrollado por la Universidad de Tsukuba, usa actuadores eléctricos. c) exoesqueleto con músculos neumáticos desarrollado en la Universidad Libre de Bruselas

### 1.3.2 Interfaz humano-robot y algoritmos de control

La comunicación entre el usuario y el exoesqueleto es crucial y puede ser catalogada de la siguiente forma:

- Estrategias de control basadas en señales del cuerpo humano: se dividen en dos, electromiografía (EMG) y electroencefalograma (EEG), las cuales pueden ser invasivas como no invasivas (la práctica más común).
- Estrategias de control basadas en medición de fuerzas por interacción: en este caso se mide la aplicación de fuerzas por parte del cuerpo humano sobre los puntos de contacto con el robot.
- Estrategias de control basadas en señales del exoesqueleto: en este caso se toma como información para el control las señales recopiladas en los elementos que conforman el exoesqueleto.

## 1.4 Proyecto Exoesqueleto PUCP

Este proyecto nace en el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA) de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Es concebido bajo el nombre de *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*, ver Fig. 1.9. Fue desarrollado con el apoyo del Programa de Financiamiento a la Ciencia y Tecnología FINCyT del Ministerio de la Producción (Contrato 203-FINCYT-IA-2013), teniendo como investigador principal al Dr. Dante Elías Giordano. El objetivo de este proyecto fue desarrollar un sistema que apoyara en la rehabilitación física de pacientes mediante la reproducción de movimientos de la marcha normal de una persona.

### 1.4.1 Descripción del sistema

Este proyecto surge de trabajos de investigación generados en el mismo laboratorio y ha generado la oportunidad de crear proyectos de tesis en base a este prototipo, debido

a problemas en su diseño y ejecución que podrían ser mejoradas. Este consta de una estructura con ruedas, brazos articulados que simulan los huesos de las piernas (fémur, tibia y peroné, huesos del pie) con articulaciones accionadas por servomotores a la altura de la cadera, la rodilla y el tobillo, ver Fig. 1.7. Como se ve en la Fig. 1.8, cada articulación del exoesqueleto es controlada por un servomotor.

Los eslabones de la cadena cinemática están hechos de platinas delgadas de acero ASTM A36 y las articulaciones están unidas por rodamientos rígidos de bolas y sujetadas axialmente por un punto de soldadura que une el cubo con el eje del servomotor. Los servomotores son de la marca Zeitlauf y cuentan con un reductor de 3 etapas. La cadena cinemática se apoya sobre la articulación de la cadera, la cual a su vez se apoya sobre la estructura del Exoesqueleto hecha de perfiles de acero ASTM A36. Al final de la cadena cinemática, los eslabones del pie cuentan con apoyos a los cuales se puede sujetar un zapato o una sandalia, que sujetará el pie del paciente.



Figura 1.7: a) vista frontal del Exoesqueleto PUCP, b) vista de los servomotores que mueven los eslabones del exoesqueleto.

### 1.4.2 Identificación de problemas

De acuerdo a lo conversado con dos investigadores del proyecto (ver Anexo C: Transcripción de Entrevista al Ing. Renato Mío Zaldívar), documentación de video sobre la marcha del prototipo (ver Fig. 1.8) e inspecciones visuales realizadas in situ, se observa que el funcionamiento de esta máquina sin carga, al accionarse con ayuda de los servomotores, éstos generan una oscilación en el plano XY en el sistema. Además, al alcanzar el punto más alto de la posición del tobillo, aparentemente el sistema alcanza un armónico en su oscilación. Estos problemas podrían resultar dañinos tanto para la persona, como para la máquina. Este problema podría ser ocasionado tanto por el diseño mecánico del sistema como por la configuración del lazo de control de la posición de los servomotores. En este proyecto de tesis se analizará el problema por el lado del diseño mecánico.

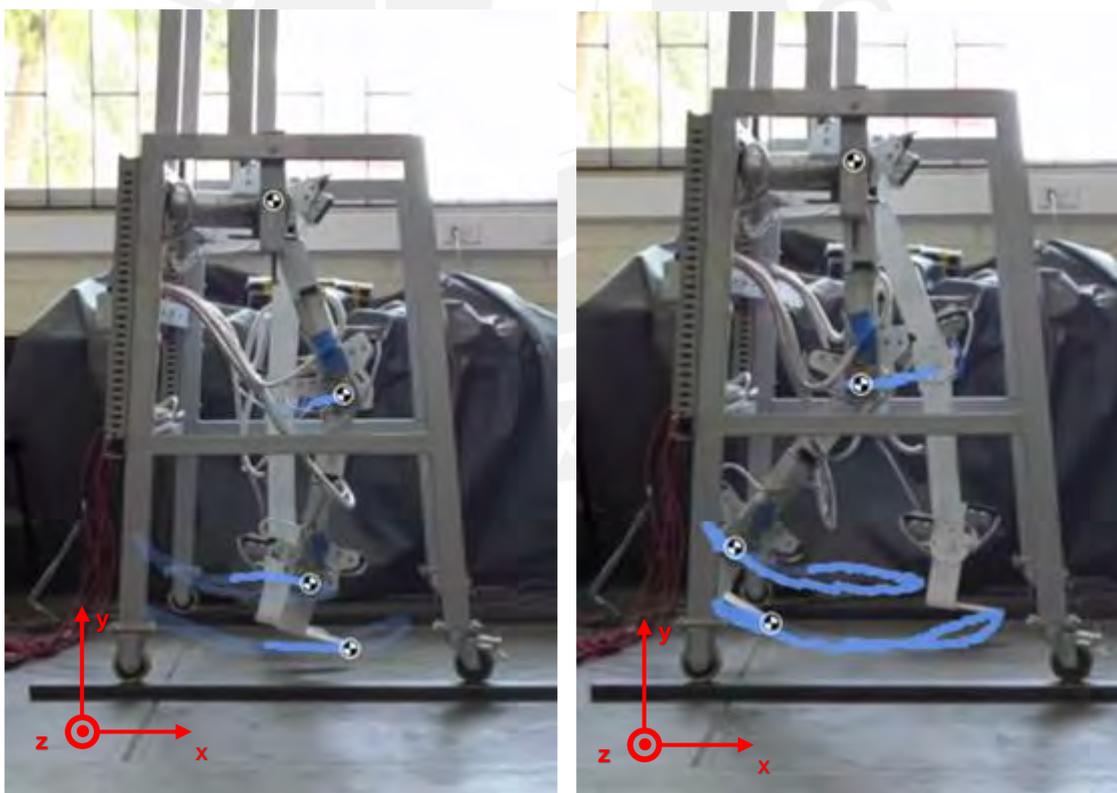


Figura 1.8: imágenes tomadas del video que muestra el movimiento del exoesqueleto PUCP durante su marcha observada sobre el plano sagital (plano sobre el que se desplaza el tronco del cuerpo humano durante la marcha) de la misma.

Otro problema que sobresale al realizar una inspección visual (ver fig. 1.9) de la máquina es que el punto de apoyo del peso del cuerpo (la plancha de contacto con las plantas

de los pies) está desplazado en el eje z respecto de la posición del apoyo de la cadera. Esto genera un momento flector en el apoyo del pie correspondiente al eje X (ver fig. 1.8) que se transmite hacia arriba por los elementos del exoesqueleto y los flexiona. Al observar el prototipo y sus planos de fabricación se hace notoria la falta de rigidez estructural en estos elementos. Esto podría generar que además de las oscilaciones en el plano XY también haya oscilaciones en el plano YZ.

Como se puede observar en la Fig. 1.9a, los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto PUCP han sido fabricados con una longitud fija. Esto limita la aplicación de esta máquina a los pacientes cuyas dimensiones corporales coincidan con las de la máquina. En el gráfico 1.2 se muestra la distribución de estaturas en Perú de acuerdo al Ministerio de Salud en el año 2008. De acuerdo al Centro Nacional de Alimentación y Nutrición, perteneciente al MINSA, en el año 2008 la altura promedio del hombre peruano era de 163.4 cm, mientras que la de la mujer era de 151.2 cm. Con la intención de abarcar un grupo objetivo de pacientes mayor al que puede aceptar el prototipo actual por sus dimensiones, se asume un rango de alturas de +/- 10cm respecto del promedio.

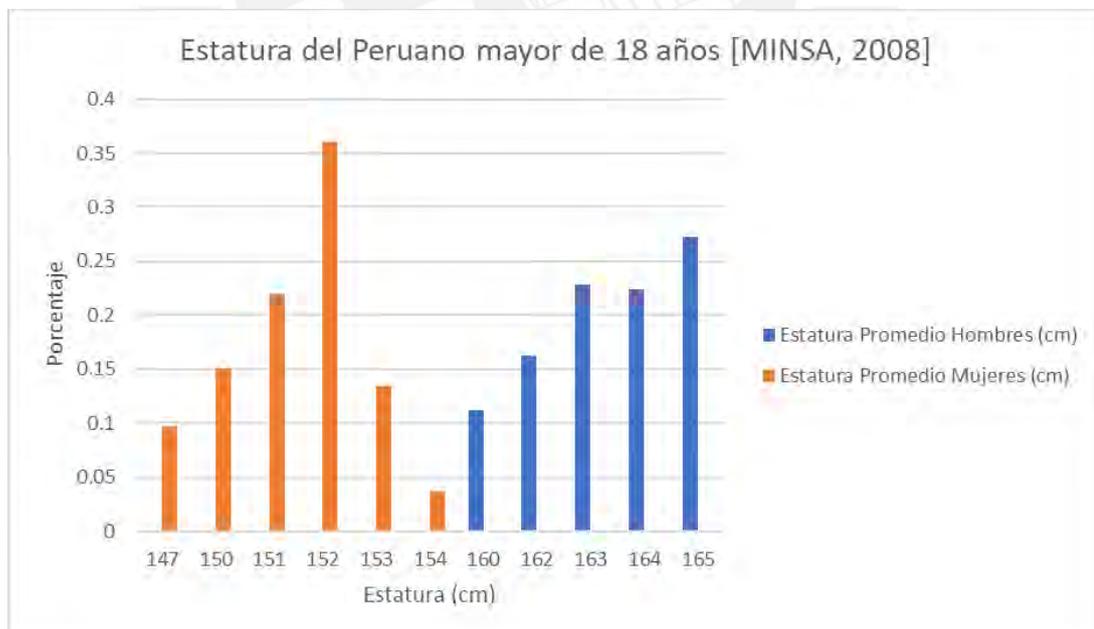


Gráfico 1.2: Distribución promedio de estaturas por género de la población peruana mayor de edad en el año 2008.

De esta estimación se pueden obtener dos rangos de variación de estatura que deberán ser considerados para el diseño de un sistema de eslabones para el Exoesqueleto que

pueda ser utilizado por la mayoría de peruanos. De acuerdo al Manual Antropométrico del Hombre Peruano para el Diseño Industrial [INTITEC, 1985], la variación de dimensiones en los segmentos de las extremidades inferiores para los rangos previamente mencionados será la siguiente:

- Muslos: en los hombres variará entre 36.5 y 41.7 cm, mientras que en las mujeres el rango estará entre 33.6 y 38.6 cm.
- Pantorrillas: en los hombres variará entre 36.5 y 41.7 cm, mientras que en las mujeres el rango estará entre 33.6 y 38.6 cm.
- Tobillo-talón: en los hombres variará entre 6.1 y 6.9 cm, mientras que en las mujeres el rango estará entre 5.6 y 6.4 cm.

La máquina tiene un resorte que sostiene verticalmente el apoyo de la cadera (ver fig. 1.9b), el cual podría también estar originando una oscilación que aumenta el efecto de la oscilación del sistema. Este resorte no cuenta con un amortiguador, ya que únicamente fue pensado para permitir que la articulación de la cadera se pudiera elevar en caso el pie hiciera contacto con el piso. Además, este resorte, al encontrarse completamente comprimido cuando la máquina está sin carga, no está trabajando como tal.

La articulación de la cadera sólo puede desplazarse verticalmente, lo cual limita el movimiento de la cadera del paciente al eje Y, permitiéndole rotar ligeramente alrededor del eje Z (ver fig.1.9a). Esta limitación evita que el paciente realice un ejercicio de marcha de acuerdo a los parámetros normales de ésta. Más adelante se ahondará en la explicación del movimiento de la cadera durante la marcha. En este proyecto se trabajará el diseño de un apoyo que permita el movimiento de la cadera de la paciente de acuerdo al ciclo normal de marcha y que lo asista en el proceso.

Otro problema que se hace evidente al realizar una inspección visual del Exoesqueleto es que en sus articulaciones el montaje de los eslabones con los servomotores se ha realizado con un punto de soldadura, como se observa en la Fig. 1.9a. Esto fue realizado posteriormente a la fabricación del mismo, con la intención de mantener las piezas unidas entre sí. Idealmente, no se debe utilizar este método de unión entre un eje y un cubo por los inconvenientes que se generan para montar/desmontar el ensamble. Este

problema no sólo se limita a las articulaciones mostradas, se observa también en la articulación correspondiente al tobillo. Este problema también se observa en el dibujo de ensamble de la unión ya que éste no presenta ningún elemento que mantenga el montaje unido. En la Tabla 1.1 se resumen los principales problemas identificados en el funcionamiento del exoesqueleto desarrollado.

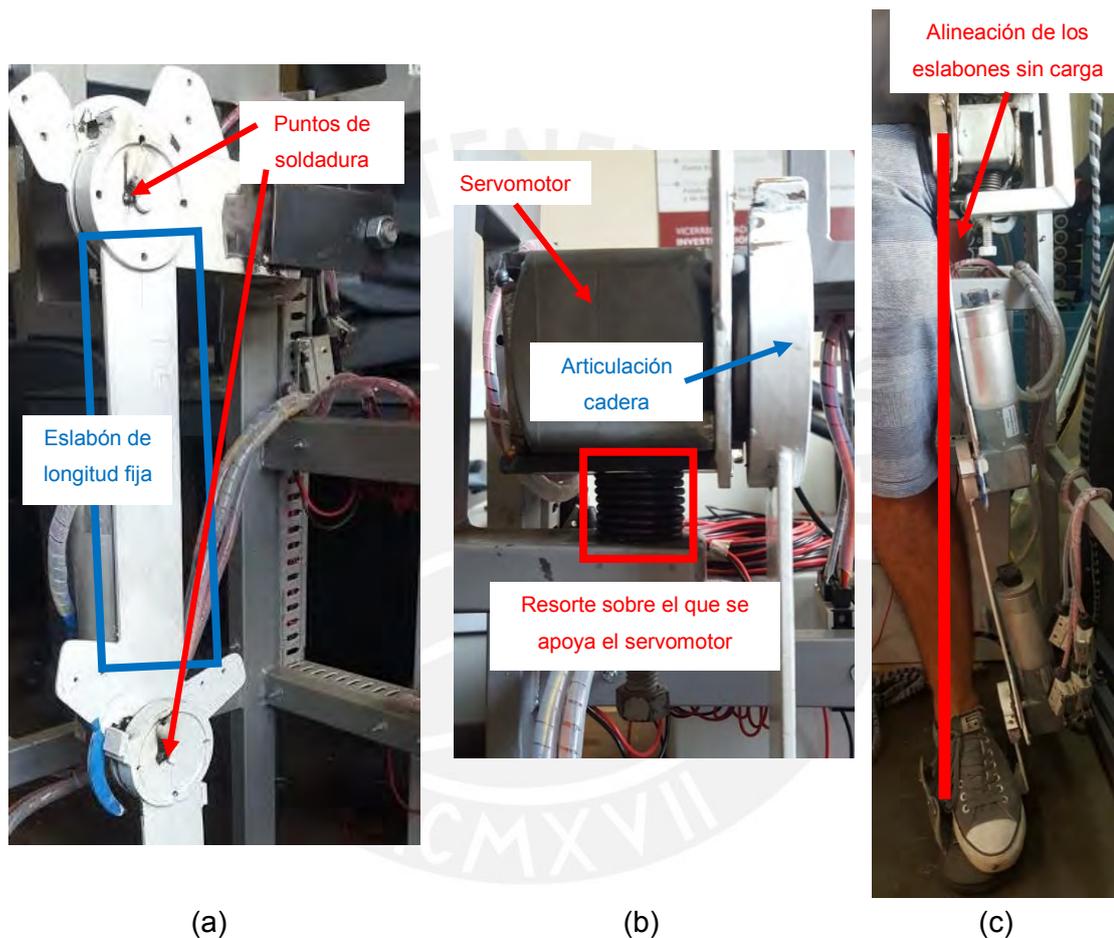


Figura 1.9: a) Articulaciones del Exoesqueleto correspondiente a la cadera y rodilla, y eslabón del muslo con longitud fija; b) Servomotor apoyado sobre resorte (vista desde el plano frontal de la marcha); c) Vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada.

Al revisar la documentación del diseño del Exoesqueleto, se nota un problema respecto al material seleccionado. El Exoesqueleto fue fabricado con acero estructural ASTM A36, el cual no es un material apto para trabajar en salas limpias de clínicas y hospitales.

Tabla 1.1: Resumen de problemas identificados en el exoesqueleto PUCP.

Ítem	Problema	Detalle
1	Rigidez en el plano YZ	La cadena cinemática del exoesqueleto muestra falta de rigidez en sus eslabones respecto del plano YZ, donde se flexa debido a la posición donde se coloca la carga al final de dicha cadena.
2	Longitud fija de eslabones	Los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto no poseen una longitud configurable, lo cual limita a la cantidad de paciente que pueden beneficiarse con esta máquina.
3	Apoyo de la cadera	La articulación de la cadera está apoyada verticalmente sobre un resorte totalmente comprimido. Además, el otro extremo del servomotor está apoyado sobre una articulación (compuesta por un perno) que permite su rotación en el plano sagital.
4	Movimiento de la cadera del paciente	La cadera del paciente está sujeta a la articulación correspondiente del Exoesqueleto, por lo cual su movilidad está limitada al eje Y, lo cual no corresponde con el ciclo de marcha normal de una persona.
5	Material del Exoesqueleto	El Exoesqueleto fue fabricado con acero estructural ASTM A36, material no apto para trabajar en salas limpias.
6	Uniones en articulaciones	Las articulaciones del Exoesqueleto presentan como método de unión un punto de soldadura para mantener el ensamble unido.

## 1.5 Formulaciones matemáticas

Los problemas propuestos serán analizados por distintos métodos matemáticos tanto de diseño mecánico, como de control automático para poder abordar el problema. Los fundamentos aquí expuestos se limitarán a lo relevante al análisis de los problemas previamente identificados.

### 1.5.1 Análisis de cargas

Se divide la cadena cinemática en eslabones y el mecanismo de la cadera en barras de modo que el Diagrama de Cuerpo Libre de cada uno pueda ser analizado como se muestra en la Fig. 1.10. Un Diagrama de Cuerpo Libre nos permite observar el impacto de cada una de las fuerzas que se aplican sobre un cuerpo de acuerdo a las 3 leyes de Newton. Los DCLs y sus respectivas ecuaciones serán mostrados en el Capítulo 3 de este Proyecto. Para este fin se considerarán como variables los ángulos de rotación de cada articulación y los ángulos de las barras del mecanismo de la cadera respecto del eje horizontal, de modo que las fórmulas resultantes puedan ser aplicadas en cualquier

etapa del movimiento del Exoesqueleto. Las ecuaciones 1.1 y 1.2 expresan la aplicación de la tercera ley de Newton para cuerpos en movimiento, las cuales se utilizarán para resolver los diagramas de cuerpo libre que se presenten en este Proyecto.

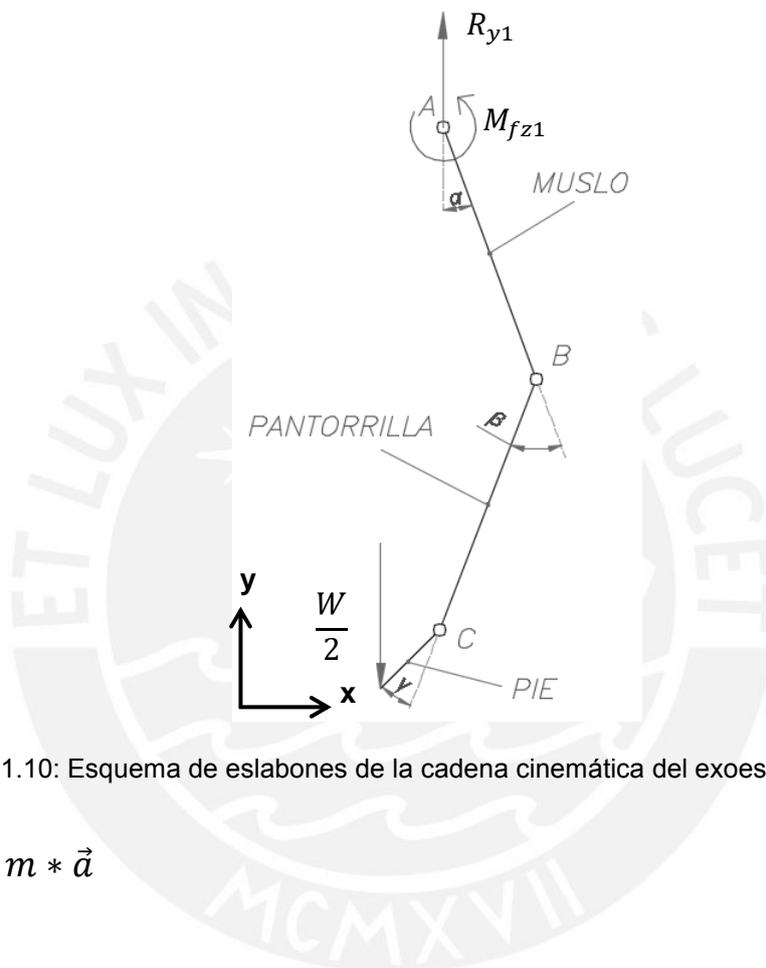


Figura 1.10: Esquema de eslabones de la cadena cinemática del exoesqueleto PUCP.

$$\sum \vec{F} = m * \vec{a} \quad (1.1)$$

$$\sum \vec{M}_o = I * \vec{\alpha} \quad (1.2)$$

### 1.5.2 Análisis estático de rigidez

Al tratarse cada eslabón de la cadena cinemática de una barra restringida totalmente de movimiento sobre el plano YZ en su extremo superior, como se puede observar en la Fig. 1.11a, se trabajará en análisis de rigidez con cálculos de deflexión para una barra empotrada en un extremo y con un momento flector aplicado en el otro. La Ec. 1.3 [Schaeffler, 2014] permite estimar la distancia que se desplazará cada eslabón en su extremo inferior (considerando que éste sea de sección variable), y así al sumar las

deflexiones individuales de cada eslabón, se tendrá la deflexión total de la cadena cinemática. En la Fig. 1.11b se observa un diagrama de cuerpo libre con todas las cargas aplicadas sobre el eslabón de la cadera, con las cuales se trabajaría la Ec. 1.1.

$$d_{total} = -\frac{M_f}{2 * E} * \sum \frac{L_i^2}{I_i} \quad (1.3)$$

Donde:

- $M_f$  : momento flector sobre extremo inferior del eslabón [Nm]  
 $E$  : Módulo de elasticidad del material [N/m<sup>2</sup>]  
 $L_i$  : Longitud de la sección  $i$  del eslabón [m]  
 $I_i$  : Momento de inercia de área de la sección  $i$  del eslabón [m<sup>4</sup>]

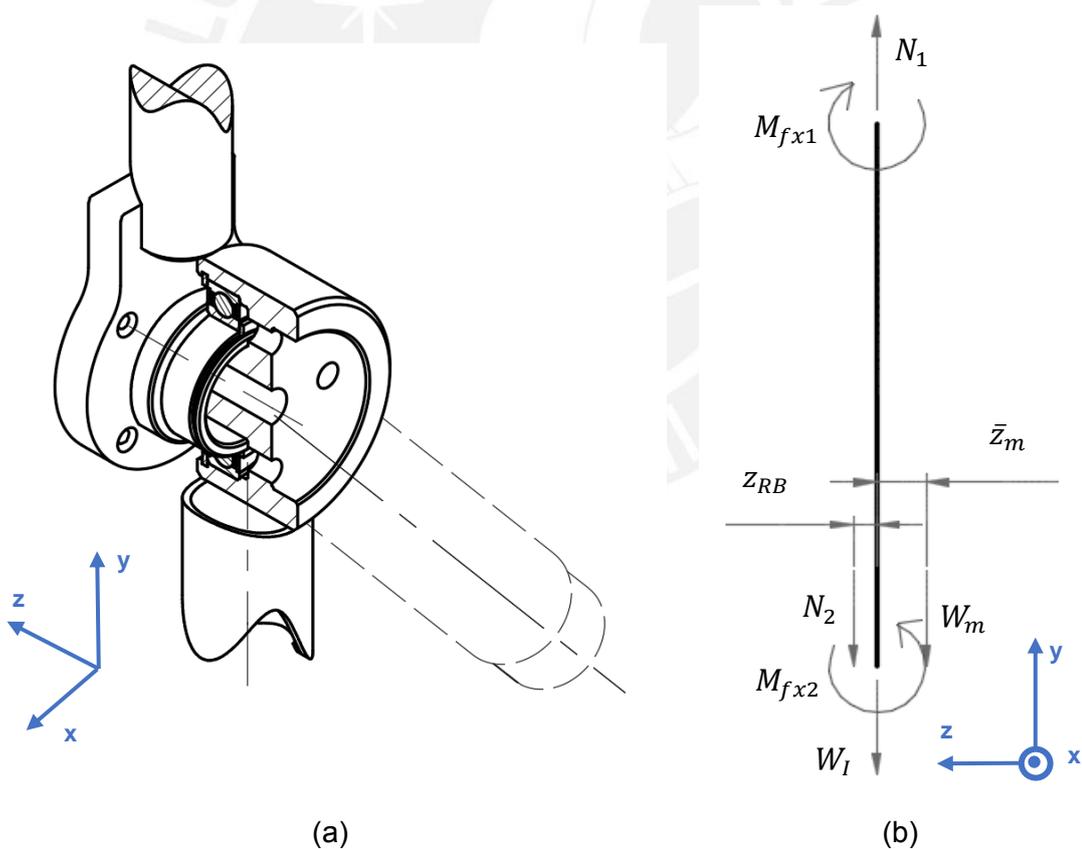


Figura 1.11: a) detalle de unión entre elementos de la cadena cinemática y su desplazamiento relativo; b) diagrama de cuerpo libre del eslabón correspondiente a la cadera.

### 1.5.3 Análisis de resistencia

Durante la simulación de la marcha, la cadena cinemática del Exoesqueleto PUCP y el mecanismo que desplazará la pelvis experimentarán fuerzas axiales y cortantes que varían en el tiempo (la necesidad del análisis por fatiga se descartará en el inciso 3.1.7 de este Proyecto), así como momentos flectores sobre dos planos paralelos a los ejes axiales de cada eslabón. El esfuerzo alternante se deberá a la variación de ángulos en las articulaciones y el movimiento del mecanismo requerido para simular el desplazamiento natural de la pelvis durante el desarrollo de la marcha. Las ec. 1.4 a 1.6 permiten hallar los esfuerzos generados por estas cargas, los cuales posteriormente se compararán con las propiedades mecánicas del material seleccionado. La ec. 1.7 permite calcular el factor de seguridad del elemento, el cual, en este Proyecto por tratarse de una máquina que estará en contacto constante con una persona, será de 2,5 como mínimo para todos los elementos diseñados. El proceso de diseño, si bien es iterativo, se expondrá únicamente de forma detallada respecto a los parámetros finalmente seleccionados en los Anexos de este Proyecto. La Figura 1.12 muestra la sección transversal de un tubo sometido a fuerzas normal y cortante, así como momento flector en los ejes X y Z.

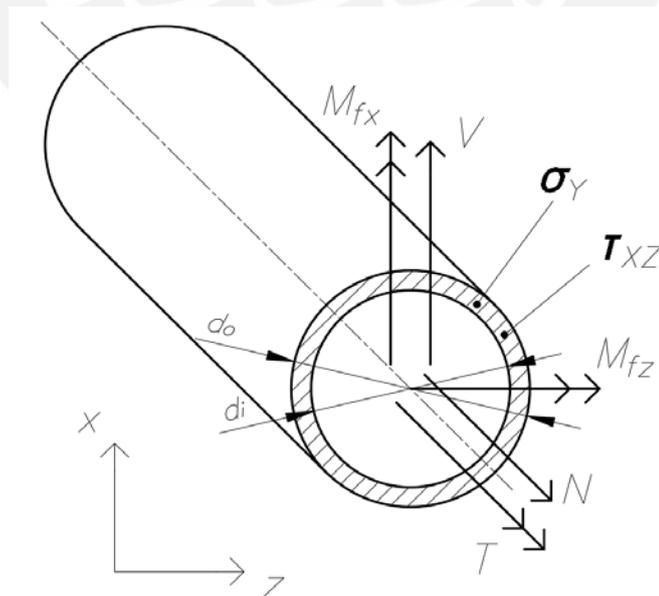


Figura 1.12: sección transversal del tubo del eslabón de la pantorrilla que muestra los parámetros para el análisis de falla.

$$\sigma_y = \frac{N_y}{A} + \frac{M_{fx} * z}{I_{xx}} + \frac{M_{fz} * x}{I_{zz}} \quad (1.4)$$

$$\tau_{xz} = \frac{V_x * Q}{I_{xz} * t} + \frac{T_y * c}{J_{xz}} \quad (1.5)$$

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_y^2 + 3 * \tau_{xz}^2} \quad (1.6)$$

$$FS = \frac{\sigma_f}{\sigma_{eq}} \quad (1.7)$$

Donde:

- $\sigma_f$  : Esfuerzo de fluencia del material [MPa]  
 $\sigma_y$  : Esfuerzo normal en dirección del eje Y [MPa]  
 $\tau_{xz}$  : Esfuerzo cortante sobre el plano XZ [MPa]  
 $\sigma_{eq}$  : Esfuerzo equivalente [MPa]  
 FS: Factor de Seguridad del elemento [-]

## **CAPÍTULO 2**

### **ANÁLISIS DEL PROBLEMA**

En este capítulo se detallará cada uno de los problemas mencionados previamente, indagando en sus posibles causas y proponiendo soluciones para estos problemas. Se expondrán también los fundamentos teóricos de los ensayos que se propondrán para resolver el problema del lazo de control del Exoesqueleto PUCP.

#### **2.1 Exposición de los problemas individuales**

En el capítulo anterior se hizo una explicación breve de los problemas identificados en el Exoesqueleto PUCP (ver fig. 2.1), para los cuales se planteará una solución en este proyecto. En este trabajo se abordará el análisis y propuestas de solución de los siguientes problemas: los eslabones del Exoesqueleto muestran una excesiva deflexión en el plano YZ al colocarles carga; el apoyo de la articulación de la cadera podría ser mejorado ya que este fue modificado posteriormente al diseño y fabricación del Exoesqueleto, además su cinemática no está diseñada para el patrón de movimiento de la cadera de una persona; y la curva de velocidades de los servomotores podría estar configurada de modo que la aceleración resultante genere reacciones considerables en los eslabones que los hagan oscilar respecto de la posición en la que deberían estar.

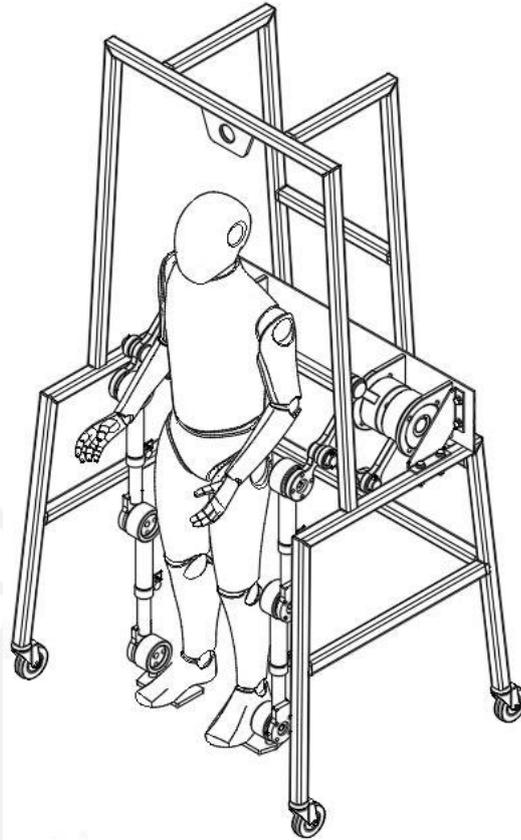


Figura 2.1: Esquema isométrico del Exoesqueleto PUCP

### 2.1.1 Falta de rigidez de los eslabones en el plano YZ

Como se puede ver en la figura 2.2, el ensamble de los eslabones del Exoesqueleto PUCP fue diseñado de tal forma que la carga correspondiente al cuerpo humano aplicada sobre el eslabón del pie queda desplazada en el eje Z respecto del apoyo de la cadera (ver fig. 2.10a). Dicho de otro modo, las líneas de acción de la reacción sobre el apoyo del pie y de la reacción vertical sobre el apoyo de la cadera no coinciden.

Se realizaron pruebas sobre el Exoesqueleto apoyando el peso de una persona sobre él mismo, se revisó documentación sobre su funcionamiento y se conversó con Christian Chicoma, investigador involucrado en el desarrollo del Exoesqueleto PUCP. Tras ello se identificó que el momento flector generado en el apoyo del pie, y transmitido por toda la cadena cinemática del Exoesqueleto, estaba generando que los eslabones se flexionen de forma tan notoria que afectaba el funcionamiento del Exoesqueleto cuando

se le colocaba carga. Los problemas mostrados incluían colisión del apoyo del pie con el piso y posible interferencia de los eslabones con las piernas del paciente durante su funcionamiento.

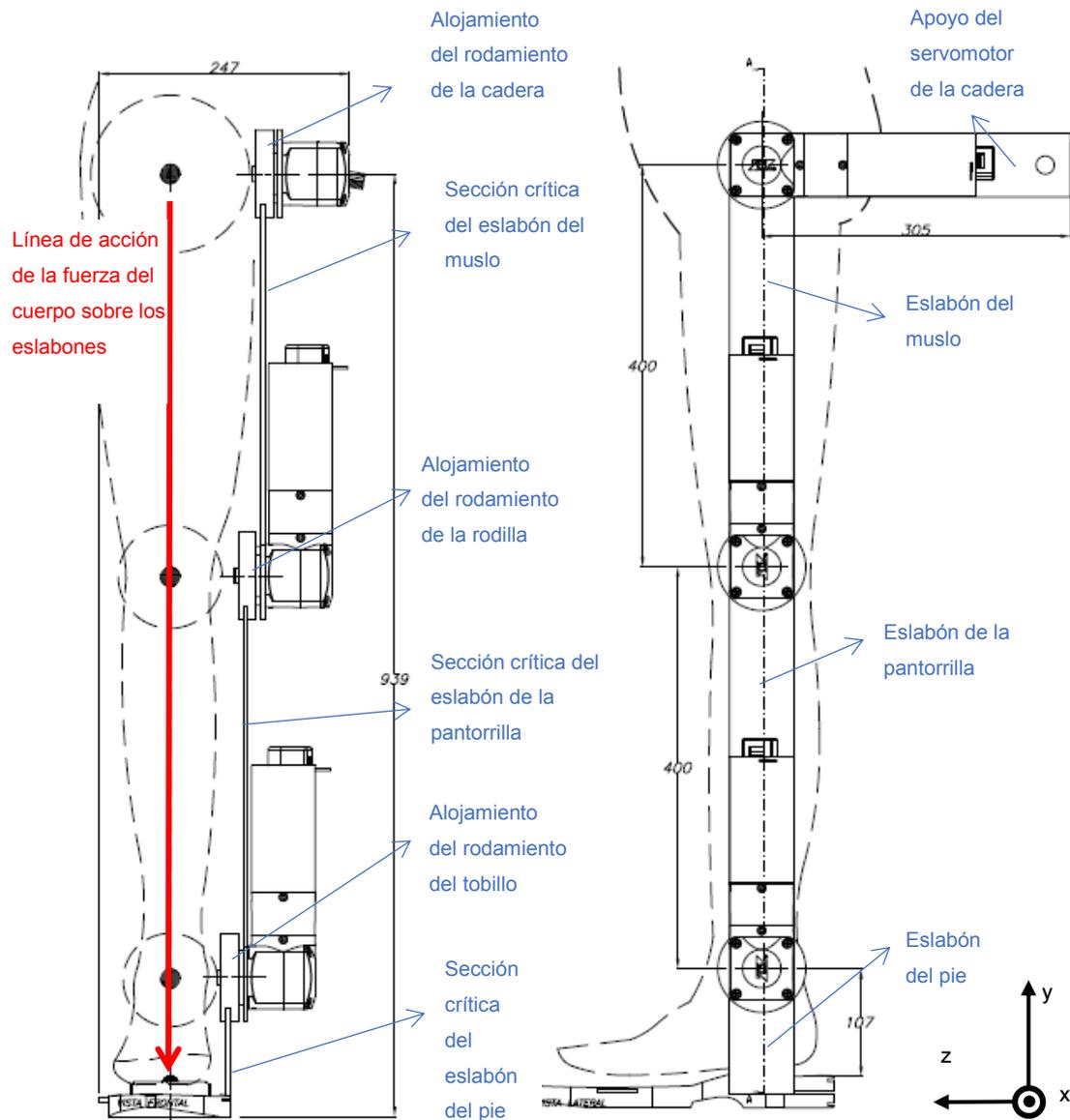


Figura 2.2: Eslabones del Exoesqueleto PUCP (dibujado por: Ing. C. Chicoma)

Este problema se debe a una falta de rigidez en el diseño de cada uno de los eslabones del Exoesqueleto que han sido fabricados a partir de platinas de sección transversal de aproximadamente 64mm x 5mm. En la Fig. 2.2 se muestra la estimación inicial de la ubicación de la sección crítica de cada eslabón. Considerar que el eslabón correspondiente al muslo fue diseñado igual al eslabón que corresponde a la pantorrilla.

Estas piezas fueron diseñadas y fabricadas en acero al carbono del tipo ASTM A36. Debido a la gran diferencia de dimensiones entre la zona crítica de cada eslabón (platina) y el elemento donde se aloja el rodamiento (siendo éste mayor) se trabajará únicamente con el efecto de la flexión en la platina, y se asumirá como despreciable la deflexión en el alojamiento del rodamiento mencionado.

### 2.1.2 Longitud de los eslabones

En la Fig. 2.3 se observa el eslabón del muslo del Exoesqueleto, el cual por la forma en la que fue diseñado y fabricado no puede ser regulado en su longitud. Al igual que éste, los demás eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto no poseen la capacidad de regular su longitud. Como se mencionó en el capítulo anterior, esto limita a la cantidad de pacientes que pueden beneficiarse con esta máquina por la longitud de los segmentos de sus extremidades. En el capítulo anterior también se explicó cuál será el rango de variación de los segmentos de las extremidades. En la tabla 2.1 se resumen estos valores. El objetivo de este Proyecto será diseñar un sistema de eslabones que pueda aceptar pacientes cuya estatura varíe entre la estatura mínima para mujeres y la estatura máxima para hombres, siendo éstas el mayor rango hallado en el inciso 1.4.2.

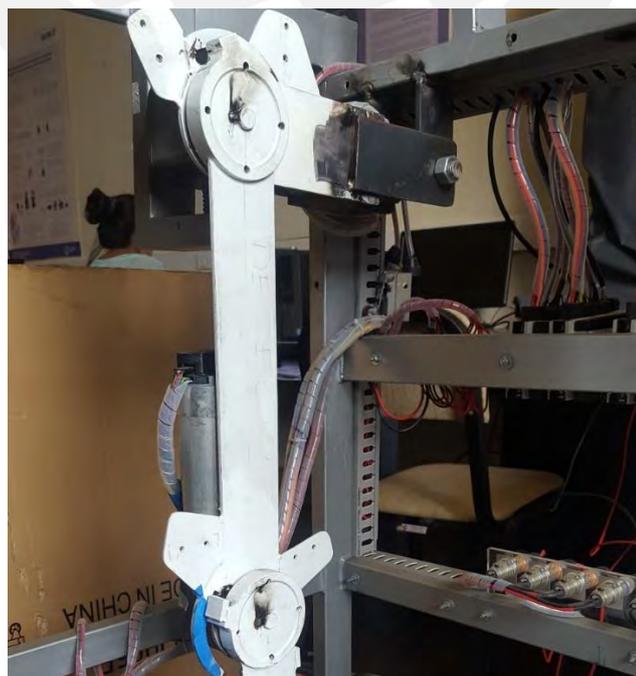


Figura 2.3: Eslabón del muslo del Exoesqueleto PUCP

Tabla 2.1: Rangos de variación de la longitud de los segmentos de los miembros inferiores por género para estaturas de 153 a 174 cm (hombres) y 141 a 161 cm (mujeres):

Segmento	Longitud mínima (cm)		Longitud máxima (cm)	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Muslo	36.5	33.6	41.7	38.6
Pantorrilla	36.5	33.6	41.7	38.6
Tobillo-talón	6.1	5.6	6.9	6.4

### 2.1.3 Apoyo de la cadera

El servomotor que mueve la articulación de la cadera está apoyado sobre un resorte que se encuentra totalmente comprimido y una articulación, como se muestra en la figura 2.4. De acuerdo a lo conversado con el Ing. Renato Mío, investigador del Proyecto, este resorte fue agregado a la estructura posteriormente a la finalización de la construcción del Exoesqueleto. Esta medida se tomó con la intención de solucionar el problema que se originaba cuando, durante el movimiento, el pie del Exoesqueleto chocaba contra el piso, lo cual se transmitía por la cadena cinemática aumentando la carga que deberían mover los servomotores. La idea de este mecanismo era permitir que la articulación de la cadera se desplazara verticalmente al estar apoyado el otro extremo del servomotor sobre una articulación. En la Fig. 2.4(b) se puede observar el detalle de este mecanismo.

La creación de este sistema de apoyo evidencia algunos problemas que se podrían mejorar en cuanto a diseño: la utilización de un resorte totalmente comprimido como apoyo vertical y la utilización de un perno como un elemento que permita la rotación del apoyo articulado del servomotor. En la Fig. 2.4(b) se observa que el servomotor se encuentra colocado dentro de una estructura soldada de planchas metálicas, a la cual éste está unido mediante la brida que posee en su eje de salida. Un resorte que trabaje en las condiciones descritas no es capaz de cumplir con las tareas básicas para las cuales se utiliza usualmente un resorte de acuerdo a la Real Academia de la Lengua Española: Mecanismo que utiliza un muelle para almacenar energía que se libera bruscamente al soltarlo. Además, un perno no es un elemento mecánico pensado para unir dos piezas con movimiento relativo entre ellas, por lo cual se puede plantear la utilización de otro elemento para cumplir con esta función y que además permita un movimiento rotativo con fricción mínima.

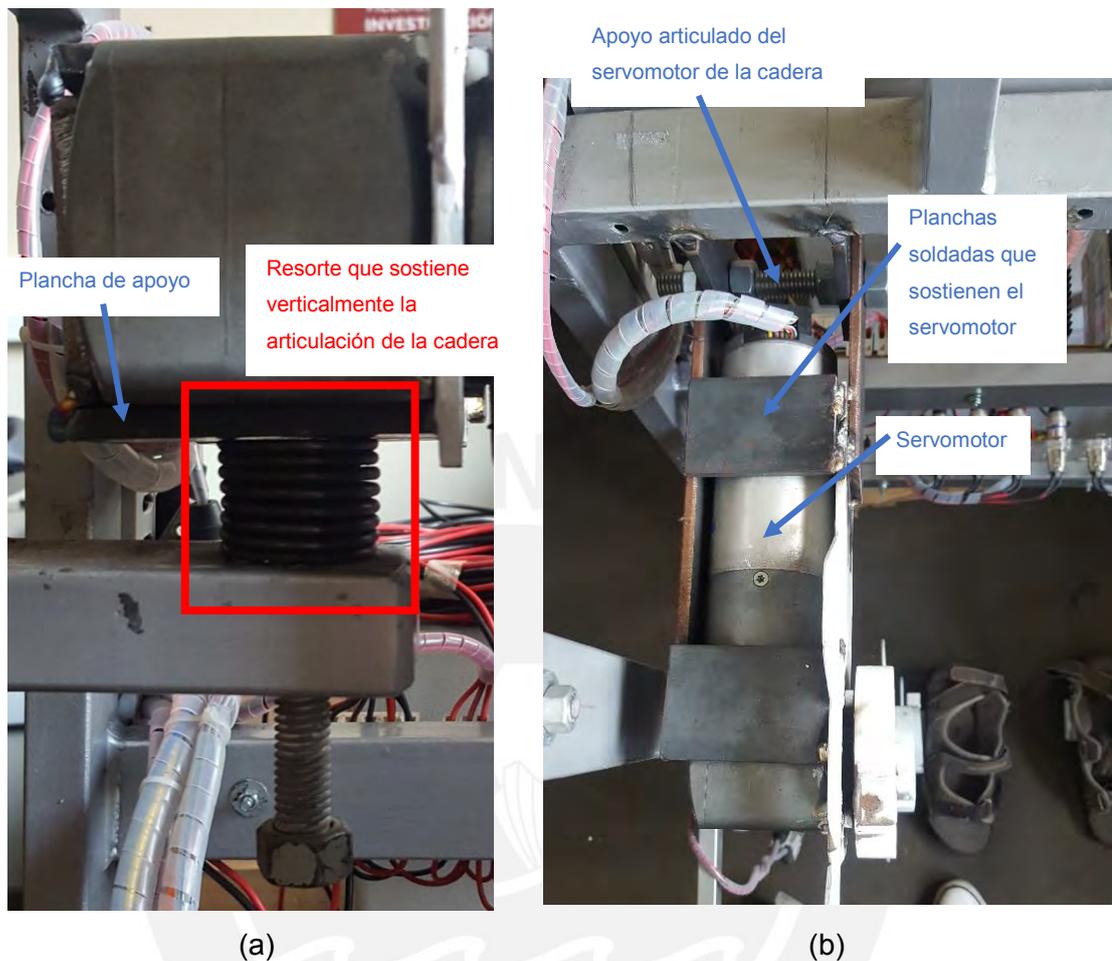


Figura 2.4: (a) resorte que sostiene la articulación de la cadera del Exoesqueleto PUCP, fotografía tomada cuando la máquina está sin carga, (b) vista horizontal del servomotor que mueve la articulación de la cadera y cómo éste está apoyado.

En caso se tuviera un resorte que cumpliera con la función de permitir un desplazamiento vertical en ambas direcciones regresando siempre a su posición de reposo, será necesario agregar un amortiguador a este apoyo de modo que no genere oscilaciones en la cadena cinemática del exoesqueleto. En este proyecto se plantearán mejoras a los apoyos mencionados y se propondrá finalmente la que se considere como óptima. Además, se tratará de solucionar la limitación que tiene la sujeción de la cadera del paciente para reproducir de forma suficientemente eficaz la marcha humana normal como se explicará en el siguiente inciso.

### 2.1.3.1 Sujeción de la cadera del paciente

Adicionalmente surge la interrogante sobre si un mecanismo que se desplaza circularmente en dos dimensiones alrededor de un punto de apoyo fijo cumple con las condiciones necesarias para permitir el desplazamiento normal de la cadera del paciente durante la simulación del caminar. Una limitación común en los dispositivos robóticos de rehabilitación del ciclo de marcha es la fijación del desplazamiento pélvico en el plano horizontal [Veneman, 2008]. Esto podría generar problemas en el correcto caminar del paciente al modificar patrones dinámicos de movimiento a largo plazo. Esto se debe a que esta forma de sujeción elimina la fluctuación natural de la velocidad y la aceleración del movimiento pélvico en el andar. El cuerpo humano normalmente requiere de coordinación y fuerza para mantener el balance mientras se da esta oscilación. En la Fig. 2.5 se muestra el patrón de movimiento que describe la cadera durante la marcha.

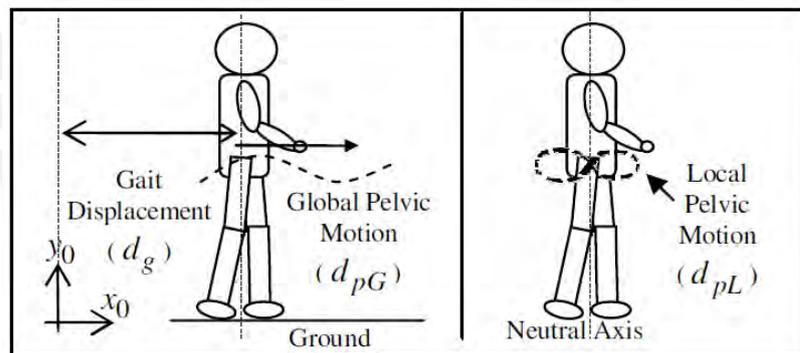


Figura 2.5: Movimiento natural de la cadera durante la marcha [Lim, 2009]

La marcha humana depende de seis factores determinantes: rotación pélvica, inclinación pélvica, flexión de la rodilla en posición de pie, mecanismos de la rodilla, mecanismos del pie, y desplazamiento lateral de la pelvis [Whittle, 2007]. Tres de estos factores están directamente relacionados al movimiento de la cadera, lo cual evidencia la necesidad de un mecanismo que provea suficientes grados de libertad para que la cadera pueda moverse naturalmente.

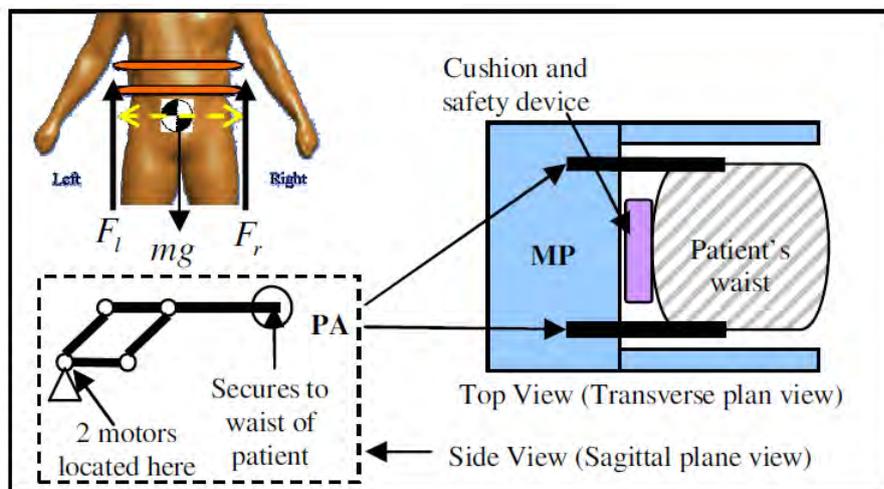


Figura 2.6: mecanismo propuesto para el desplazamiento de la cadera en el plano sagital durante la marcha [Lim, 2009].

Lim et al. [Lim, 2009] propone como solución a esta falta de movimiento pélvico el mecanismo mostrado en la figura 2.6. El mecanismo mostrado corresponde a uno de los lados de la cadera, por lo que éste deberá ser duplicado al otro lado. Si bien el movimiento natural de la cadera se puede definir con 6 grados de libertad, durante la marcha la pelvis únicamente rota sobre el eje transversal, se inclina en el plano frontal y se desplaza lateralmente [Lim, 2009]. Una limitación del mecanismo propuesto sería la falta de desplazamiento lateral. A pesar de esto, muchos terapeutas afirman que inicialmente el paciente sólo requiere de movimientos en el plano sagital, ya que agregarle más grados de libertad generaría problemas en la rehabilitación.

Se deberá describir el comportamiento cinemático de este mecanismo en el tiempo en función del desplazamiento natural de la cadera durante la marcha para poder abordar este problema. Adicionalmente, se diseñará el mecanismo de accionamiento de la sujeción de la cadera de modo que se mejore la rehabilitación de la marcha agregando el movimiento natural de la cadera al funcionamiento del Exoesqueleto PUCP. Una vez se tengan estos parámetros de desplazamiento se trabajará la cinética del mismo para conocer los parámetros que se requerirían de un servomotor que accione este mecanismo.

### 2.1.4 Método de unión de las articulaciones

La necesidad de analizar si el método de unión en las articulaciones del Exoesqueleto es el idóneo, se genera principalmente por la dificultad que este representa al montar/desmontar el ensamble. Si bien el punto de soldadura (como se observa en la Fig. 2.7a cumple con la función de mantener el ensamble unido, se generan dificultades en cuanto al mantenimiento y modificación del mismo. Para poder desensamblar estos elementos se necesita cortar el punto de soldadura y para volver a ensamblarlo se necesita volver a realizar la soldadura. Esto implica un desgaste térmico y fragilización del material alrededor del punto de soldadura.

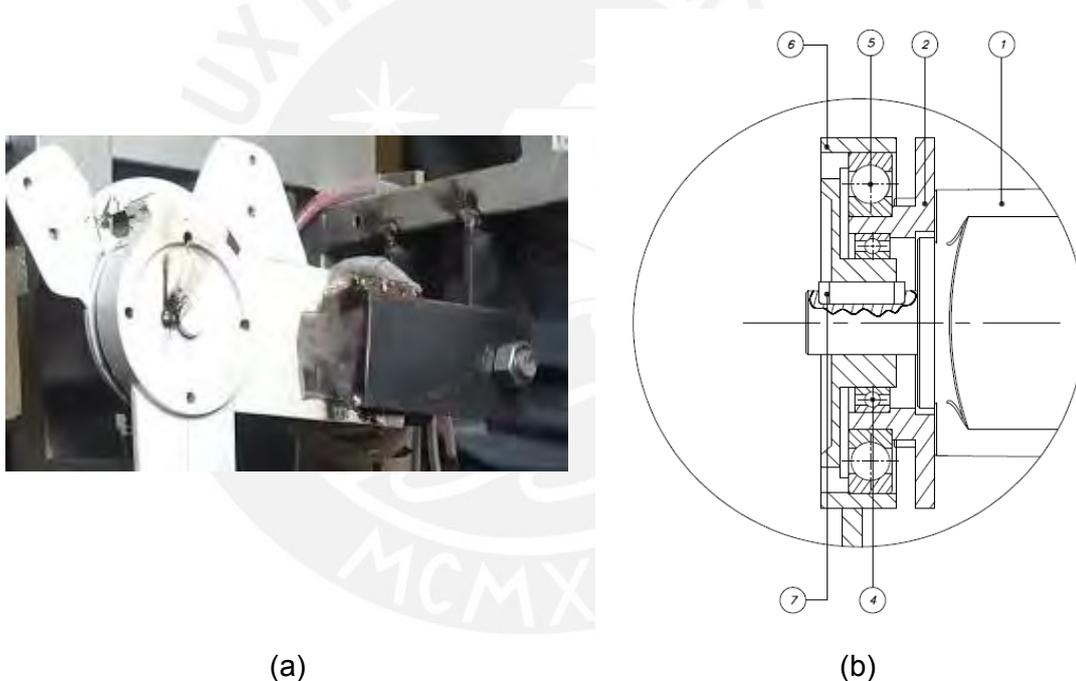


Figura 2.7: a) articulación de la cadera del Exoesqueleto PUCP, b) detalle del ensamble de la brida del servomotor de la articulación de la cadera con el cubo y los elementos que contiene internamente.

Se propondrán alternativas, como utilizar anillos elásticos o pasadores, para mantener el ensamble unido sin utilizar un punto de soldadura. Para este fin también se evaluará la necesidad de mejorar el diseño de los cubos de los eslabones para poder aplicar esta solución sin generar dificultades innecesarias en el montaje. Como se observa en la Fig. 2.7b, el cubo del eslabón correspondiente al muslo está apoyado sobre un rodamiento, el cual a su vez está apoyado sobre otro cubo que está unido mediante una brida al servomotor de la cadera. Además, dentro de este último cubo hay otro rodamiento que

apoya el eje del servomotor de modo que las oscilaciones en la carga externa no se transmitan hacia el eje del mismo generando un momento flector que podría ocasionar daños. Todos estos elementos deberán ser sujetados en el ensamblaje de la solución propuesta.

## **2.2. Propuestas de mejoras para los problemas individuales**

En esta sección se procederá con el planteamiento y análisis de posibles soluciones para los problemas identificados y descritos anteriormente. La metodología a abordar, tomando como referencia la norma VDI 2221, será la siguiente:

1. Clarificar la tarea principal de los elementos a diseñar
2. Identificar las funciones individuales que se desean lograr
3. Proponer alternativas técnicas para la solución
4. Seleccionar la alternativa óptima para solucionar el problema

En el caso de la cadena cinemática del Exoesqueleto PUCP se tiene como función principal mover las extremidades inferiores del paciente de forma que se reproduzca la marcha humana de la forma más exacta posible. Esta función principal se deriva en varias funciones menores que, acompañadas de exigencias propias de la naturaleza de la marcha humana, ayudan al Exoesqueleto PUCP a cumplir con su tarea. En este proyecto de tesis el análisis se limitará al subsistema estructural de la cadena cinemática. Un requerimiento importante en cuanto al diseño biomecánica del Exoesqueleto que no se incluirá en este Proyecto es la adición de elementos elásticos a los accionamientos de la cadena cinemática de modo que estos simulen la elasticidad de las articulaciones del cuerpo humano.

En algunos casos no se profundizará en el método de diseño para la selección de alternativas tecnológicas debido a que su tarea no tendrá una importancia crítica en el análisis de alternativas (p. ej.: rodamientos, forma del cubo, uniones entre eje del servomotor y cubo, etc.).

### 2.2.1 Propuestas de mejoras para la rigidez de los eslabones del sistema

Los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto deben cumplir con las siguientes funciones:

- Permitir el fácil acceso del paciente al Exoesqueleto
- Sujetar piernas del paciente: tres eslabones a cada lado sujetan los muslos, las pantorrillas y el pie del paciente respectivamente
- Mover las piernas del paciente de acuerdo a lo que el sistema de control indique a los servomotores que hagan
- Limitar la deformación longitudinal de modo que sea despreciable
- Limitar la deformación en el plano XY (ver Fig. 2.8) de modo que sea despreciable
- Limitar la deformación en el plano YZ (ver Fig. 2.8) de modo que sea despreciable
- Ajustarse a la longitud de los segmentos de los miembros inferiores del paciente

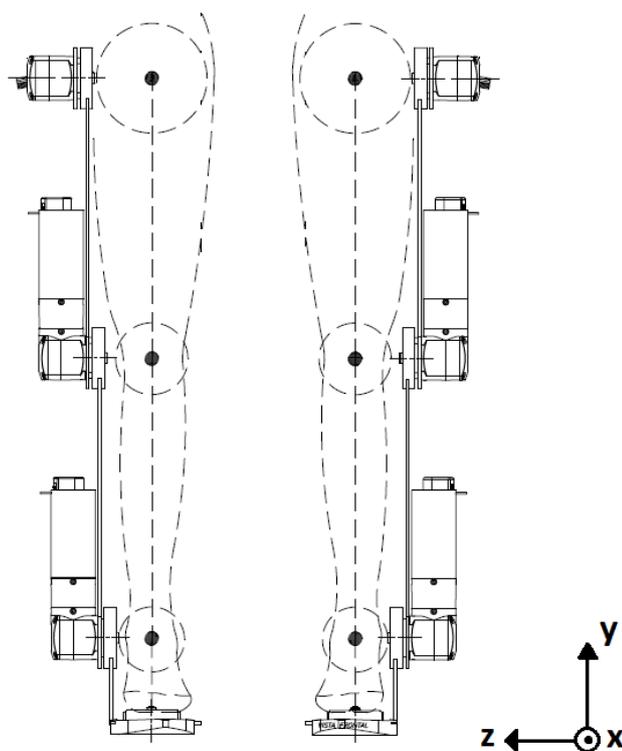


Figura 2.8: vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto PUCP de acuerdo al prototipo existente, el plano sagital será descrito como el plano XY (dibujado por: Ing. C. Chicoma)

Se aplicó una carga de aproximadamente 100kgf al Exoesqueleto (equivalente a 50kgf por pierna) y los resultados se observan en la figura 2.9. Los eslabones muestran una deflexión notoria a simple vista en el plano YZ estando en su estado de reposo (máquina apagada). Se debe además considerar que la deformación al momento de realizar la prueba estuvo limitada por interferencia del apoyo del pie contra el piso, por lo que la deflexión de los eslabones en realidad sería mayor de no darse esta limitación. Por otra parte, la deformación longitudinal de los eslabones es despreciable. Este trabajo se limitará a diseñar y cotizar las mejoras para la rigidez de los eslabones en el plano YZ y XY y para hacer configurable la longitud de los eslabones del Exoesqueleto PUCP.

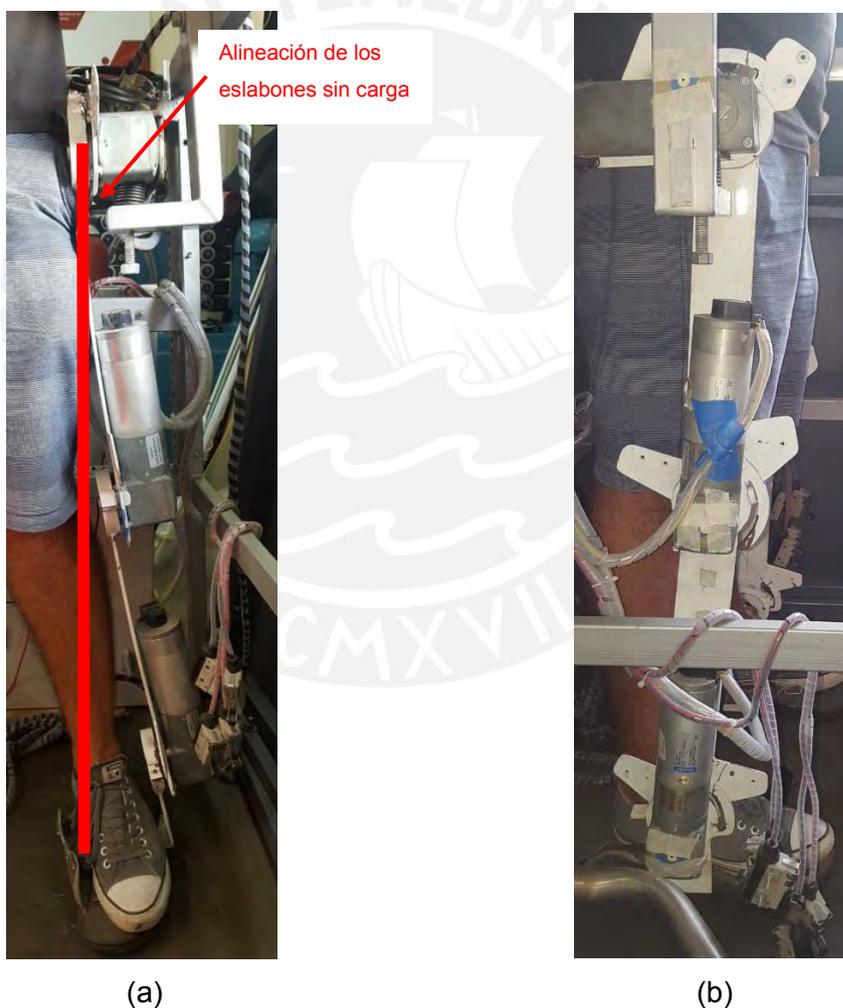


Figura 2.9: a) Vista frontal de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada; b) vista de perfil de los eslabones del Exoesqueleto con carga aplicada.

Considerando que cada eslabón se puede modelar en el plano YZ como una barra empotrada en un extremo y libre en el otro, considerando que el empotramiento se da

en la parte superior, se puede asumir la ecuación 2.1 para el análisis de estos elementos. En esta ecuación se tienen cuatro variables, de las cuales una depende del material, dos de la geometría y una de la carga aplicada. En este caso se propone modificar la geometría de los eslabones de modo que el momento de inercia de su sección crítica aumente y así la deflexión disminuya.

$$d = -\frac{M_f * L^2}{2 * E * I} \quad (2.1)$$

Considerando que cada eslabón es una barra empotrada en el extremo superior, como se menciona en el párrafo anterior, surge la posibilidad de solucionar este problema colocando un apoyo que convierta el eslabón en un sistema hiperestático que contrarreste la deformación del mismo. Si se coloca un elemento de apoyo en el extremo inferior del eslabón correspondiente al pie del paciente, esto reduciría considerablemente la deflexión producida en la cadena cinemática del Exoesqueleto. Hacer esto permitiría solucionar el problema sin incrementar el peso de los eslabones al no aumentar su sección, ya que se consideraría como una barra empotrada en un extremo y simplemente apoyada el otro. En la ecuación 2.2 se muestra que para una barra empotrada en un extremo y apoyada en el otro la deflexión generada es aproximadamente 8.3 veces menor que para una barra empotrada únicamente en un extremo considerando que las características geométricas del eslabón permanezcan iguales.

$$d = -\frac{224 * M_f * L^2}{3755 * E * I} \approx -0.06 * \frac{M_f * L^2}{E * I} \quad (2.2)$$

En la sección 2.1.2 se ha detallado el problema que representa que la longitud de los eslabones no sea variable. Si bien este problema es distinto al de la rigidez de la cadena cinemática del Exoesqueleto, la solución de éste podría también incluir la solución de la falta de rigidez. Las alternativas que se presentan para lograr que los eslabones sean de longitud variable se dividen en dos categorías: sección del brazo (cuadrada o circular) y método para evitar que el brazo se alargue al aplicarle carga (interferencia por pasador; fricción por prisionero; o por abrazadera). Más adelante en este documento se

analizarán las soluciones propuestas y se concluirá si la solución seleccionada es suficiente para resolver tanto el problema de la rigidez como el de la longitud variable.

### 2.2.2 Propuestas de mejoras para el apoyo y sujeción de la cadera del paciente

Las funciones que deben cumplir los apoyos de la articulación de la cadera (ver Fig. 2.10) y el sistema de sujeción de la cadera del paciente son las siguientes:

- Mover la cadera en dos dimensiones de modo que su movimiento corresponda al de la marcha normal humana, lo que influye en:
  - Sostener el servomotor de la articulación de la cadera en su lugar
  - Elevar la cadena cinemática del Exoesqueleto de modo que no haya interferencia de los eslabones con el piso
  - Sostener los eslabones del Exoesqueleto de modo que se mantenga al mínimo la deflexión en éstos en el plano YZ
- Absorber las oscilaciones provocadas por el lazo de control del sistema, su diseño mecánico y las debilidades biomecánicas del paciente



Figura 2.10: Estructura que mantiene en su lugar el servomotor de la articulación de la cadera y permite su rotación alrededor del apoyo de la derecha, la articulación del otro lado del Exoesqueleto es idéntica a esta.

En este proyecto se abordarán las exigencias de mover la cadera de acuerdo a la marcha humana normal y de absorber las oscilaciones que se generen en el sistema. En un principio se podría plantear como solución hacer cambios al resorte que sostiene

al servomotor por la parte inferior agregándole un amortiguador de modo que las oscilaciones sean absorbidas y cambiando el resorte por uno de mayor rigidez de modo que éste no esté comprimido todo el tiempo. Adicionalmente a esta modificación se propondría un apoyo más adecuado que reemplace el apoyo articulado que se muestra a la derecha de la Fig. 2.10. El problema de realizar estos cambios menores es que no se trata el problema del movimiento de la cadera de acuerdo a la marcha normal de la persona.

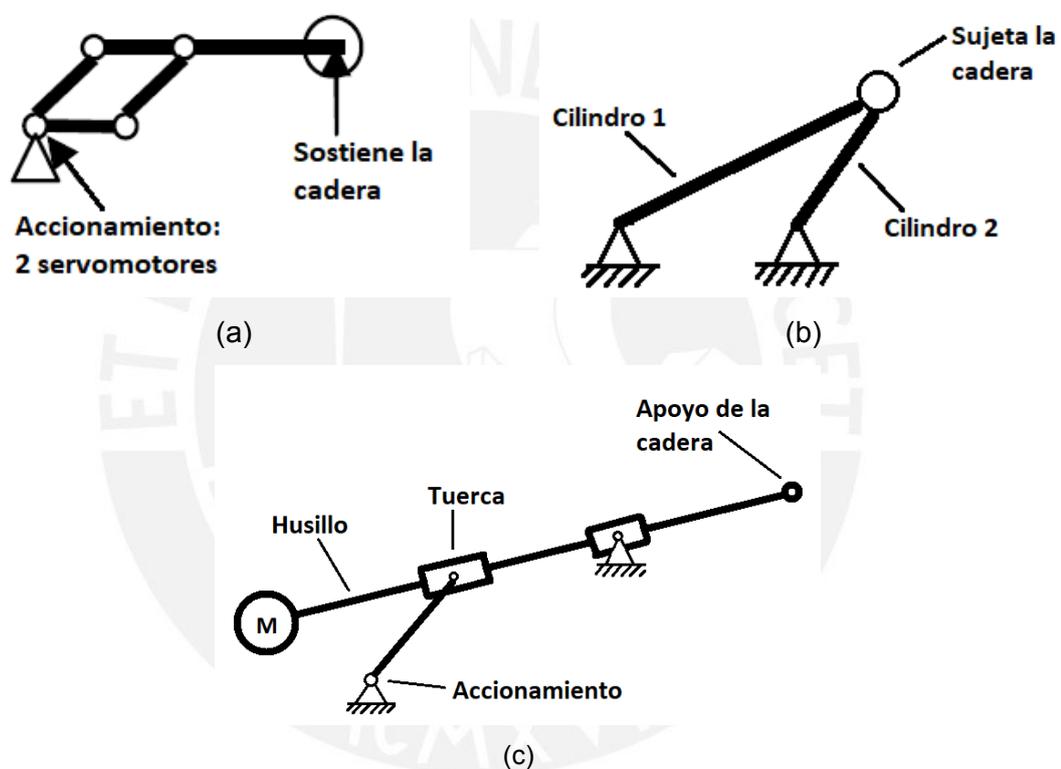


Figura 2.11: a) Mecanismo de barras propuesto, b) mecanismo de cilindros propuesto, c) mecanismo de manivela-husillo propuesto

Otra alternativa de solución para esta parte del Exoesqueleto que sí contemple el movimiento de la cadera sería diseñar un mecanismo que sostenga la cadena cinemática del Exoesqueleto a partir de la articulación de la cadera y además mueva la cadera del paciente en dos dimensiones. El diseño del control de la cinemática del movimiento de los servomotores que accionarían este mecanismo no sería incluido en este proyecto. Se desarrollarían las ecuaciones que relacionen la rotación de los servomotores que accionen este mecanismo con el desplazamiento bidimensional de los lados de la cadera. Una opción para tratar este problema sería un mecanismo de barras como el que se muestra en la Fig. 2.11a. Otra opción sería un mecanismo

compuesto por dos cilindros, como se muestra en la Fig. 2.11b. Una tercera opción para este mecanismo es el mostrado en la Fig. 2.11c, el cual se basa en una manivela que mueve la tuerca de un husillo al cual está sujeta la cadera en una de sus extremos. A este tipo de mecanismos se les llama dispositivos de asistencia pélvica, o PA por sus siglas en inglés [Lim et al., 2009].

### 2.2.3 Propuestas de mejora para la unión de las articulaciones

Las uniones de las articulaciones del Exoesqueleto PUCP deben cumplir con las siguientes funciones:

- Sostener cada uno de los eslabones del muslo, la pantorrilla y el pie en los ejes X, Y, Z al eslabón inmediatamente superior. Esto incluye:
  - Mantener el ensamble de cubos-eje-rodamientos unido (ver Fig. 2.13)
  - Soportar la carga generada por el peso propio de la cadena cinemática del Exoesqueleto y por el peso del paciente
- Transmitir torque entre cada servomotor y su eslabón accionado, lo que implica:
  - Permitir la rotación relativa entre eslabones únicamente respecto del plano XY de acuerdo a la rotación del eje del servomotor que acciona cada uno de los eslabones
  - Sujetar el servomotor de modo que éste no gire relativamente al eslabón que va paralelo al mismo
- Permitir el montaje y desmontaje del ensamble de forma simple

En el caso del Exoesqueleto PUCP, como ya se mencionó anteriormente, se realizaron modificaciones posteriores a su fabricación que incluyen, entre otras cosas, la unión de la articulación mediante un punto de soldadura entre el eje de cada servomotor y el cubo del eslabón que éste acciona (ver fig. 2.7a). Esto presenta un serio problema al momento de montar, desmontar o modificar el ensamble. Este proyecto se centrará en las exigencias de mantener el ensamble unido y permitir que éste pueda ser montado y desmontado de forma simple. Para hallar una solución a este problema se proponen como posibles soluciones los siguientes elementos de unión: anillo elástico, anillo de expansión, pasador y perno con tapa (incluyendo un agujero ciego roscado longitudinal

en la cara del eje del servomotor). Cada uno de los métodos mostrados en la Fig. 2.12 supone ciertas ventajas y desventajas, las cuales se evaluarán el siguiente capítulo.

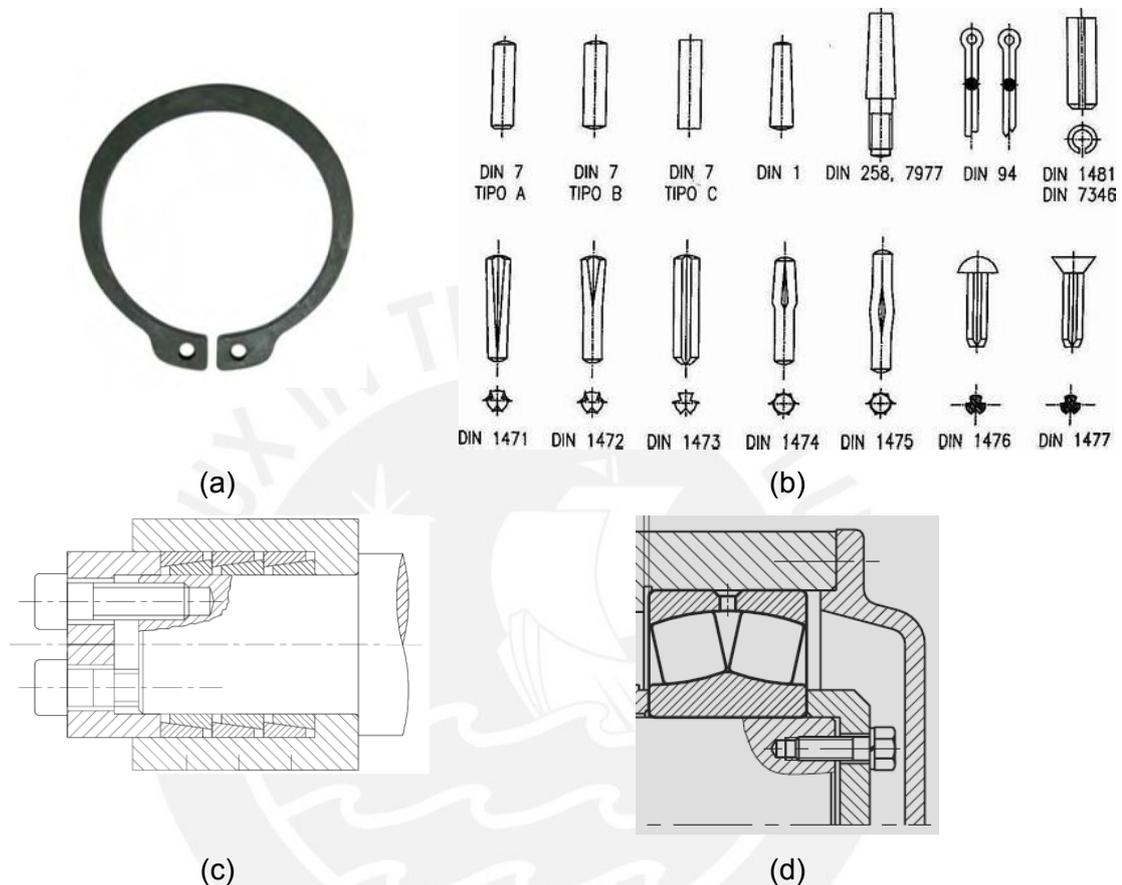


Figura 2.12: a) anillo elástico DIN 471, b) distintos tipos de pasadores, c) anillos de expansión [Paulsen, 2014], d) pernos y tapa [FAG, 2000]

### 2.3 Comparación técnico-económica de las mejoras propuestas

En esta sección se realizará un análisis preliminar de las características técnicas y económicas de cada solución propuesta en la sección 2.2. Sobre este análisis se tomará la decisión de cuál solución se desarrollará y se propondrá como la solución óptima para este proyecto. A cada característica evaluada se le dará un puntaje entre 0 y 4 (siendo 4 el valor correspondiente a la solución ideal y 0 correspondiente a una calificación de “deficiente”) y una ponderación que refleje la importancia que tiene ésta dentro del objetivo de este proyecto. Las características a tener en cuenta para el análisis serán:

- Características técnicas: dimensiones, masa, eficiencia energética, fabricación, seguridad para el usuario, facilidad de control, cumplimiento de la función principal del Exoesqueleto, facilidad de montaje/desmontaje y mantenimiento.
- Características económicas: costo de adquisición, costo de mantenimiento, frecuencia de mantenimiento, ciclos de trabajo, costo de energía.

### **2.3.1 Selección de características de eslabones para la rigidez del sistema**

En el acápite 2.2.1 se ha desarrollado extensamente el problema que presenta la falta de rigidez de la cadena cinemática del Exoesqueleto y la limitación de no poder regular la longitud de sus eslabones de acuerdo a la estatura del paciente. Como también ya se mencionó, al diseñar un sistema telescópico para que los eslabones sean de longitud regulable se estaría también brindando una solución al problema de la rigidez, ya que en el diseño de esta solución se tendría en cuenta que la deflexión de los elementos sea mínima. En la tabla 2.2 se puede observar el análisis técnico económico de las alternativas de solución correspondientes a la sección del elemento telescópico y en la tabla 2.3 el análisis correspondiente al método utilizado para evitar que la longitud de los eslabones varíe al aplicarles carga. Las soluciones propuestas para la sección del elemento telescópico son:

1. Sección cuadrada
2. Sección circular

Las soluciones propuestas para evitar que los eslabones varíen su longitud al aplicarles carga son:

1. Interferencia por pasador
2. Fricción por prisionero
3. Abrazadera

Además, debido al campo de aplicación del Exoesqueleto el material con el que se diseñarán los eslabones de la cadena cinemática no dependerá únicamente de las cargas que éstos deberán soportar. En el campo de la medicina es necesario que los

equipos utilizados no contaminen el espacio donde trabajarán. En el caso del Exoesqueleto la contaminación podría darse por fugas de aceite, acumulación de polvo y/o corrosión de sus piezas. El diseño geométrico se hará de forma que sea fácil limpiar los eslabones de la cadena cinemática y sus uniones (posibles acumuladores de polvo). La tabla 2.4 muestra el análisis técnico económico para tres posibles materiales a ser usados para el diseño de los eslabones, que serán:

1. Acero al carbono estructural
2. Acero Inoxidable
3. Aluminio aleado

En las tablas 2.2 y 2.3 se observa que la solución óptima es utilizar una sección circular para el elemento telescópico y sujetarlo con la ayuda de una abrazadera. Mientras que la tabla 2.4 indica que la mejor opción en cuanto a materiales de fabricación de los eslabones del Exoesqueleto será el Acero Inoxidable.

Tabla 2.2: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para la sección del elemento telescópico

Criterio	Pond. p	Puntaje n						
		Sol. ideal		Sol. 1		Sol. 2		
		n	n*p	n	n*p	n	n*p	
<b>Criterios técnicos</b>	Dimensiones	3	4	12	3	9	3	9
	Masa	4	4	16	2	8	3	12
	Fabricación	3	4	12	3	9	1	3
	Seguridad para el usuario	3	4	12	2	6	3	9
	Cumplimiento con la función principal	5	4	20	3	15	3	15
	Facilidad de montaje/desmontaje	3	4	12	2	6	3	9
	Mantenimiento	1	4	4	3	3	3	3
<b>Total:</b>			<b>88</b>		<b>56</b>		<b>60</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>63.64%</b>		<b>68.18%</b>	
<b>Criterios económicos</b>	Costo inicial	2	4	8	3	6	2	4
	Costo de mantenimiento	3	4	12	2	6	3	9
	Frecuencia de mantenimiento	1	4	4	3	3	3	3
<b>Total:</b>			<b>24</b>		<b>15</b>		<b>16</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>62.50%</b>		<b>66.67%</b>	

Tabla 2.3: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para fijar la longitud de los eslabones cuando se les aplique carga

Criterio		Pond. p	Puntaje n							
			Sol. ideal		Sol. 1		Sol. 2		Sol. 3	
			n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p
Criterios técnicos	Dimensiones	3	4	12	1	3	3	9	3	9
	Masa	4	4	16	3	12	3	12	3	12
	Fabricación	3	4	12	3	9	3	9	2	6
	Seguridad para el usuario	3	4	12	1	3	2	6	3	9
	Cumplimiento con la función principal	5	4	20	1	5	2	10	3	15
	Facilidad de montaje/desmontaje	3	4	12	3	9	3	9	3	9
	Mantenimiento	1	4	4	2	2	1	1	3	3
<b>Total:</b>			<b>88</b>		<b>43</b>		<b>56</b>		<b>63</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>48.86%</b>		<b>63.64%</b>		<b>71.59%</b>	
Criterios económicos	Costo inicial	2	4	8	3	6	3	6	2	4
	Costo de mantenimiento	3	4	12	1	3	1	3	3	9
	Frecuencia de mantenimiento	1	4	4	1	1	3	3	3	3
	Ciclos de trabajo	3	4	12	2	6	2	6	3	9
<b>Total:</b>			<b>36</b>		<b>16</b>		<b>18</b>		<b>25</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>44.44%</b>		<b>50.00%</b>		<b>69.44%</b>	

Tabla 2.4: Evaluación técnico-económica de los posibles materiales para los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto PUCP.

Criterio		Pond. p	Puntaje n							
			Sol. ideal		Sol. 1		Sol. 2		Sol. 3	
			n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p
Criterios técnicos	Dimensiones	3	4	12	1	3	3	9	2	6
	Masa	4	4	16	2	8	2	8	3	12
	Fabricación	3	4	12	2	6	2	6	3	9
	Seguridad para el usuario	3	4	12	1	3	3	9	3	9
	Cumplimiento con la función principal	5	4	20	1	5	3	15	1	5
	Facilidad de montaje/desmontaje	3	4	12	2	6	3	9	2	6
	Mantenimiento	1	4	4	1	1	3	3	3	3
<b>Total:</b>			<b>88</b>		<b>32</b>		<b>59</b>		<b>50</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>36.36%</b>		<b>67.05%</b>		<b>56.82%</b>	
Criterios económicos	Costo inicial	2	4	8	3	6	1	2	2	4
	Costo de mantenimiento	3	4	12	1	3	3	9	2	6
	Frecuencia de mantenimiento	1	4	4	1	1	3	3	3	3
	Ciclos de trabajo	3	4	12	1	3	3	9	2	6
<b>Total:</b>			<b>36</b>		<b>13</b>		<b>23</b>		<b>19</b>	
			<b>100.00%</b>		<b>36.11%</b>		<b>63.89%</b>		<b>52.78%</b>	

### 2.3.2 Selección de mejora para el apoyo de la cadera

En la sección 2.2.2 se proponen 3 posibles mejoras para que el apoyo de la cadera pueda desplazar a ésta de acuerdo al ciclo normal de la marcha. Si bien no se proponen soluciones individuales para los otros problemas explicados previamente, el diseño de alguno de los mecanismos propuestos también los solucionaría ya que implicaría

cambiar por completo los elementos del Exoesqueleto que sostienen a la cadera. En la tabla 2.5 se muestra el análisis técnico-económico para este caso.

1. Mecanismo de barras accionado por dos servomotores.
2. Mecanismo compuesto por dos cilindros electromecánicos.
3. Mecanismo de manivela-husillo accionado por dos servomotores.

Tabla 2.5: evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para el apoyo de la cadera del Exoesqueleto PUCP

Criterio	Pond. p	Puntaje n									
		Sol. ideal		Sol. 1		Sol. 2		Sol. 3			
		n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p		
Criterios técnicos	Dimensiones	3	4	12	3	9	1	3	1	3	
	Masa	4	4	16	3	12	1	4	2	8	
	Eficiencia energética	2	4	8	3	6	3	6	2	4	
	Fabricación	3	4	12	3	9	1	3	2	6	
	Seguridad para el usuario	3	4	12	2	6	3	9	2	6	
	Facilidad de control	1	4	4	2	2	2	2	1	1	
	Cumplimiento con la función principal	5	4	20	3	15	3	15	3	15	
	Facilidad de montaje/desmontaje	3	4	12	2	6	3	9	1	3	
	Mantenimiento	1	4	4	3	3	2	2	1	1	
<b>Total:</b>			<b>100</b>		<b>68</b>		<b>53</b>		<b>47</b>		
			<b>100.00%</b>		<b>68.00%</b>		<b>53.00%</b>		<b>47.00%</b>		
Criterios económicos	Costo inicial	2	4	8	3	6	1	2	2	4	
	Costo de mantenimiento	3	4	12	3	9	2	6	1	3	
	Frecuencia de mantenimiento	1	4	4	2	2	3	3	2	2	
	Ciclos de trabajo	3	4	12	3	9	3	9	2	6	
	Costo energía	1	4	4	3	3	3	3	3	3	
<b>Total:</b>			<b>40</b>		<b>29</b>		<b>23</b>		<b>18</b>		
			<b>100.00%</b>		<b>72.50%</b>		<b>57.50%</b>		<b>45.00%</b>		

En la tabla 2.5 se muestran los resultados del análisis realizado donde se puede ver que el mecanismo de barras es, tanto técnica como económicamente, la solución óptima para este problema. La importancia de agregar un mecanismo que le brinde elasticidad al actuador ayudará en la terapia del paciente al emular la propia elasticidad de los tendones del cuerpo humano, así como las oscilaciones del balanceo que se produce al caminar.

### 2.3.3 Selección de mejoras para la unión de las articulaciones

En la sección 2.2.4 han sido propuestas 4 posibles soluciones para solucionar los problemas que se generan al estudiar los métodos de unión utilizados actualmente en las articulaciones del Exoesqueleto. En la tabla 2.6 se puede observar el análisis técnico económico de estas soluciones. En este caso se han retirado algunos criterios de la evaluación técnico-económica ya que no se aplican. Las soluciones propuestas son:

1. Anillos elásticos
2. Pasadores
3. Anillos de expansión
4. Tapa y pernos

En la tabla 2.6 se ve que la solución óptima para este problema es utilizar anillos elásticos en las articulaciones. Posteriormente se desarrollará el diseño de la unión en su conjunto respetando el diseño original de éstas.

Tabla 2.6: Evaluación técnico-económica de las soluciones propuestas para la unión de las articulaciones del Exoesqueleto PUCP

Criterio	Pond. p	Puntaje n											
		Sol. ideal		Sol. 1		Sol. 2		Sol. 3		Sol. 4			
		n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p	n	n*p
<b>Criterios técnicos</b>	Dimensiones	3	4	12	3	9	3	9	2	6	1	3	
	Masa	4	4	16	3	12	3	12	3	12	1	4	
	Eficiencia energética	2	4	8	3	6	3	6	2	4	2	4	
	Fabricación	3	4	12	2	6	0	0	3	9	1	3	
	Cumplimiento con la función principal	5	4	20	3	15	3	15	3	15	3	15	
	Facilidad de montaje/desmontaje	3	4	12	2	6	3	9	1	3	2	6	
	Mantenimiento	1	4	4	3	3	2	2	1	1	2	2	
<b>Total:</b>		<b>84</b>		<b>57</b>		<b>53</b>		<b>50</b>		<b>37</b>			
		<b>100.00%</b>		<b>67.86%</b>		<b>63.10%</b>		<b>59.52%</b>		<b>44.05%</b>			
<b>Criterios económicos</b>	Costo inicial	2	4	8	2	4	2	4	3	6	1	2	
	Costo de mantenimiento	3	4	12	3	9	2	6	1	3	3	9	
	Frecuencia de mantenimiento	1	4	4	3	3	3	3	2	2	3	3	
	Ciclos de trabajo	3	4	12	3	9	2	6	1	3	3	9	
<b>Total:</b>		<b>36</b>		<b>25</b>		<b>19</b>		<b>14</b>		<b>23</b>			
		<b>100.00%</b>		<b>69.44%</b>		<b>52.78%</b>		<b>38.89%</b>		<b>63.89%</b>			

## CAPÍTULO 3

### CÁLCULOS Y RESULTADOS

En este capítulo se desarrollarán los cálculos y dibujos necesarios para el diseño de las soluciones elegidas en el Capítulo 2. Éstos estarán basados tanto en normas, como teoría de diseño mecánico y recomendaciones de dibujo. Los detalles expuestos se limitarán a demostrar de forma suficiente y congruente los diseños que se realizarán respecto a las soluciones propuestas. Si bien en este capítulo se mostrarán los cálculos realizados, éstos se desarrollarán con ejemplos aplicados al Proyecto en el Anexo A. La figura 3.1b muestra un esquema general del Exoesqueleto PUCP rediseñado.

#### **3.1 Rigidez de cadena cinemática del exoesqueleto PUCP en el plano YZ y variabilidad de longitud de los eslabones**

En este inciso se expondrán los cálculos necesarios para hallar los parámetros del diseño de la solución propuesta para el problema de la longitud fija de la cadena cinemática y su rigidez. Para efectos de estos cálculos se propondrá como carga crítica un hombre en la máxima estatura propuesta (174 cm) con una masa que corresponda al límite entre las categorías de obesidad 1 y obesidad 2 del índice de masa corporal (BMI por sus siglas en inglés) de acuerdo a como lo define la Organización Mundial de la Salud según la ecuación 3.1. En la tabla 3.1 se muestran los principales parámetros constructivos del diseño realizado, los cuales fueron hallados luego de realizar diseños preliminares e iterar sus dimensiones hasta hallar las menores posibles sin que los

elementos fallen. La Fig. 3.1 ilustra los parámetros mostrados en la Tabla 3.1 y en el Anexo A se muestran los planos de despiece y ensamble de los eslabones diseñados, donde se podrá observar los demás parámetros constructivos.

$$BMI = \frac{Peso}{(Estatura)^2} \Rightarrow Peso_{obesidad\ 1-2} = BMI_{obesidad\ 1-2} * (Estatura)^2 \quad (3.1)$$

$$Peso_{límite} = 35 * (1.74)^2 = 104.8\ kg \Rightarrow W_{límite} = 1028\ N$$

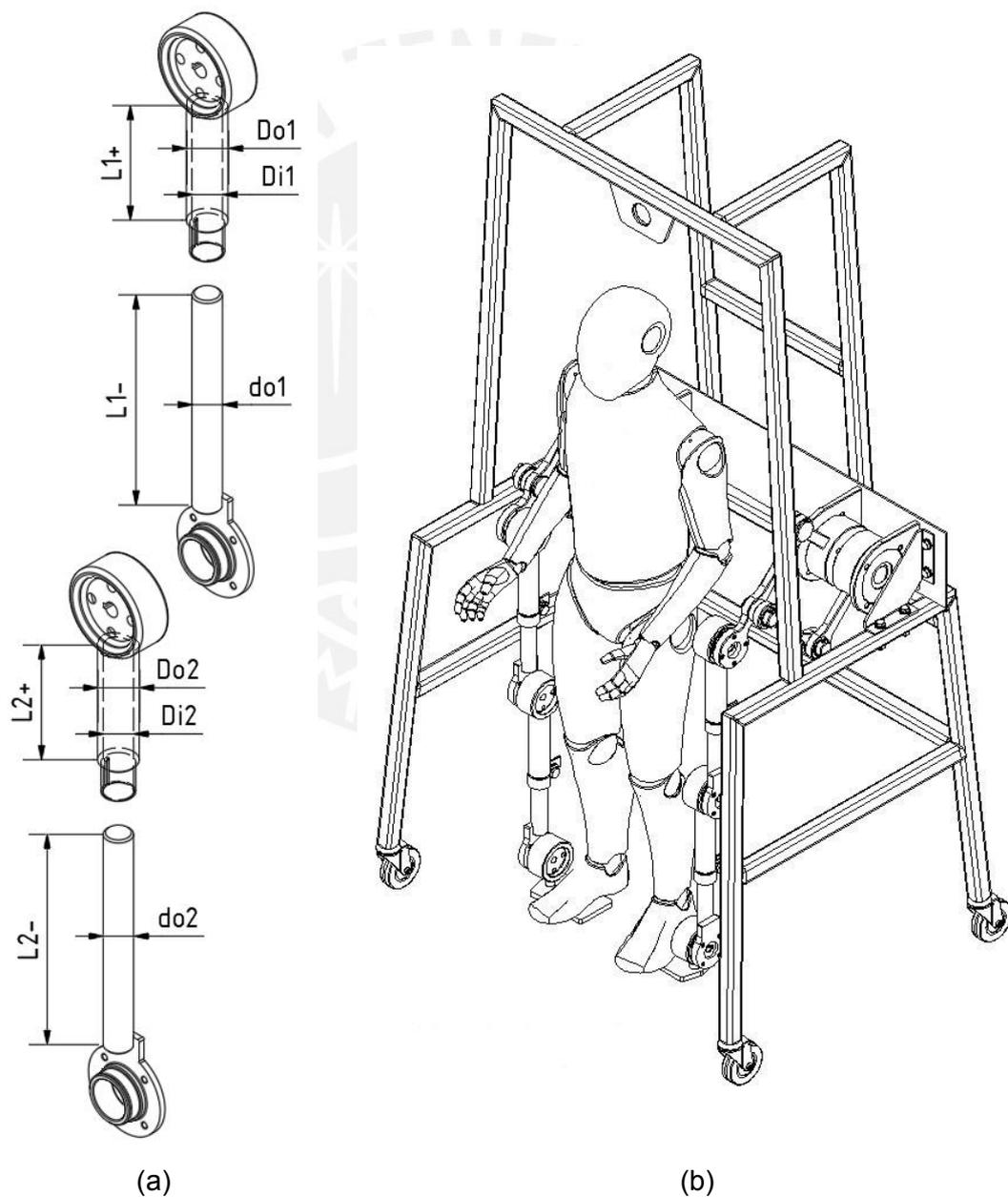


Figura 3.1: a) Esquema de las dimensiones mencionadas en la Tabla 3.1; b) esquema total del Exoesqueleto

Tabla 3.1: parámetros constructivos del diseño propuesto

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Longitud barra de la pantorrilla	L2-	mm	193
Longitud tubo de la pantorrilla	L2+	mm	159
Longitud barra del muslo	L1-	mm	193
Longitud tubo del muslo	L1+	mm	159
Diámetro exterior del tubo del eslabón de la pantorrilla	$d_{o2+}$	mm	46
Diámetro de la barra del eslabón de la pantorrilla	$d_{o2-}$	mm	36
Diámetro interior del tubo del eslabón de la pantorrilla	$d_{i2+}$	mm	40
Diámetro exterior del tubo del eslabón del muslo	$d_{o1+}$	mm	46
Diámetro de la barra del eslabón del muslo	$d_{o1-}$	mm	36
Diámetro interior del tubo del eslabón del muslo	$d_{i1+}$	mm	40

### 3.1.1 Momento flector respecto al eje X

Se asume que el peso de la persona se distribuirá equitativamente entre sus dos pies para realizar estos cálculos. El ancho máximo del pie será de 10.4 cm para una persona de 174 cm de estatura [ITINTEC, 1985] por lo que se trabajará con una plancha de apoyo de 12 cm de ancho. Además, en este cálculo se trabajarán los cuerpos como sólidos rígidos. En la Fig. 3.2 se muestran los diagramas de cuerpo libre de los eslabones del Exoesqueleto.

Los pesos de los eslabones fueron calculados en base al volumen de cada uno, el cual fue determinado con ayuda del modelado 3D en computadora de los sólidos, considerando que se trata de elementos fabricados en acero inoxidable AISI 304L. En todos los casos calculados, el momento flector mostrado corresponde a la sección crítica de cada eslabón. La posición crítica del ciclo de marcha en este caso es cuando los eslabones del Exoesqueleto se encuentran en posición vertical.

A continuación, se muestran las ecuaciones desarrolladas para resolver los diagramas de cuerpo libre partiendo de la tercera ley de Newton aplicada a cinética bidimensional. Se desea conocer cómo se comportan las fuerzas y momentos en los eslabones en posición vertical. Debido a que las fuerzas aplicadas sobre los eslabones son paralelas al eje Y, como se muestra en la Fig. 3.2, no será necesario el análisis en el eje Z y el momento flector será constante en toda la sección del elemento. En el Anexo X se

mostrará un ejemplo de cálculo para las mismas aplicado al sistema analizado. En la tabla 3.2 se muestran los valores de los parámetros de entrada para las Ec. 3.2 a 3.7, mientras que en la tabla 3.3 se muestran los resultados de éstas. La condición crítica analizada en este caso es cuando el peso del paciente está equitativamente distribuido en ambos lados y la cadena cinemática del Exoesqueleto se encuentra en posición vertical.

Tabla 3.2: parámetros para cálculos de equilibrio de fuerzas de los eslabones del Exoesqueleto

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Peso máximo del paciente	$W$	N	1028
Distancia Z del centroide del eslabón del pie	$\bar{z}_{III}$	mm	25.2
Distancia Z entre eje de eslabón y servomotor	$\bar{z}_m$	mm	35
Distancia Z entre ejes de eslabones de pie y pantorrilla	$z_{RC}$	mm	21.5
Distancia Z entre ejes de eslabones de pantorrilla y muslo	$z_{RB}$	mm	21.5
Peso del eslabón del pie	$W_{III}$	N	120
Peso del eslabón de la pantorrilla	$W_{II}$	N	23.9
Peso del eslabón del muslo	$W_I$	N	54.2
Peso del servomotor	$W_m$	N	54.2

$$\sum F_y = 0 \Rightarrow N_3 = \frac{W}{2} + W_{III} \quad (3.2)$$

$$N_2 = N_3 + W_m + W_{II} \quad (3.3)$$

$$N_1 = N_2 + W_m + W_I \quad (3.4)$$

$$\sum M_x = 0 \Rightarrow M_{fx3} = \frac{W}{2} * \frac{d_{pie}}{2} + W_{III} * \bar{z}_{III} \quad (3.5)$$

$$M_{fx2} = N_3 * z_{RC} - W_m * \bar{z}_m + M_{fx3} \quad (3.6)$$

$$M_{fx1} = N_2 * z_{RB} - W_m * \bar{z}_m + M_{fx2} \quad (3.7)$$

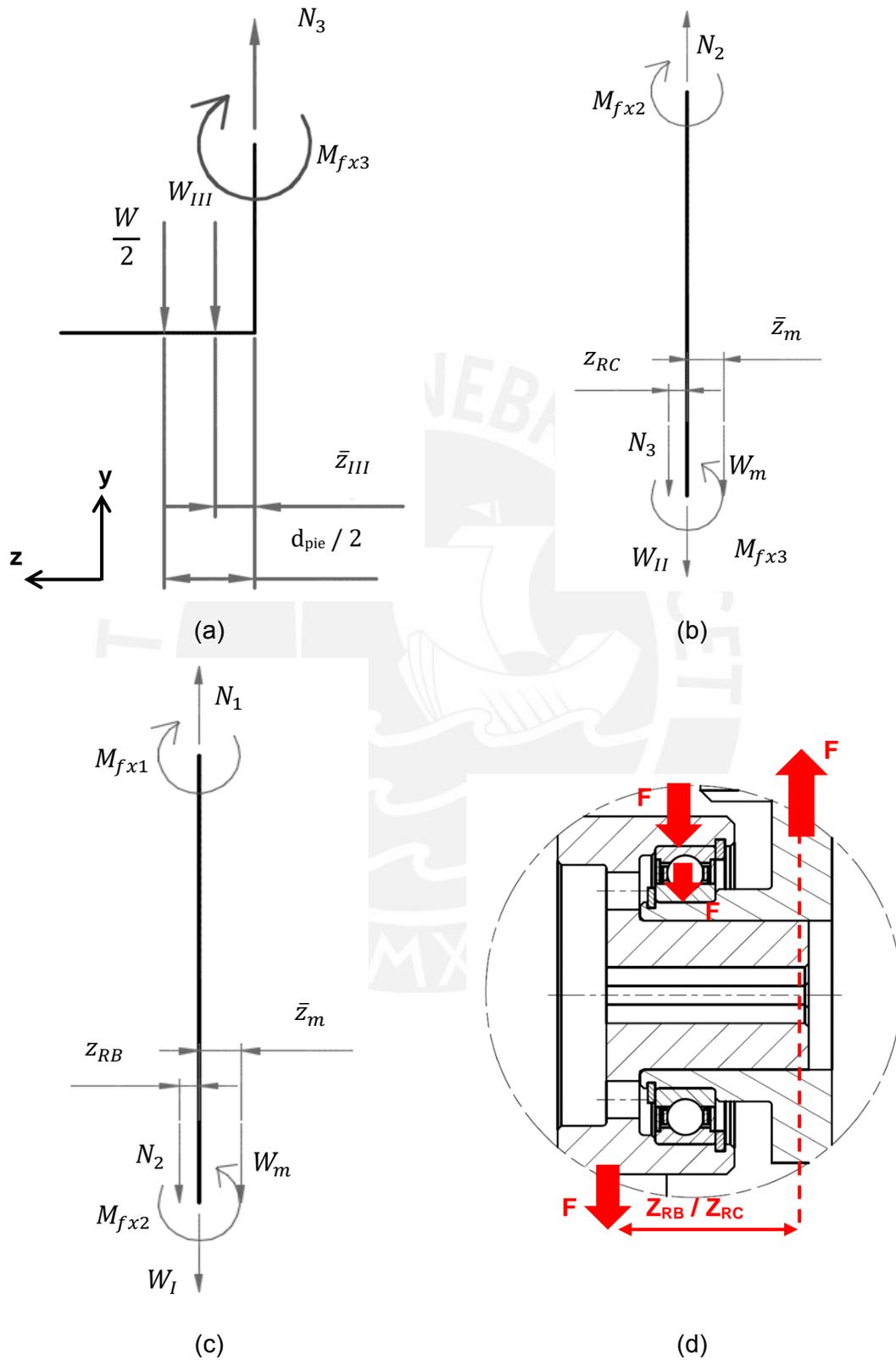


Figura 3.2: a) diagrama de cuerpo libre del apoyo del pie, b) diagrama de cuerpo libre del eslabón de la pantorrilla, c) diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo; d) flujo de carga en una articulación de la cadena cinemática

Tabla 3.3: resultados de cálculos de equilibrio de fuerzas de los eslabones del Exoesqueleto

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Momento flector en X del eslabón del pie	$M_{fx3}$	Nm	31.4
Fuerza axial en el eslabón del pie (sección vertical)	$N_3$	N	537.9
Momento flector en X del eslabón de la pantorrilla	$M_{fx2}$	Nm	42.3
Fuerza axial en el eslabón de la pantorrilla	$N_2$	N	613.7
Momento flector en X del eslabón del muslo	$M_{fx1}$	Nm	54.7
Fuerza axial en el eslabón del muslo	$N_1$	N	689.5

### 3.1.2 Momento flector respecto al eje Z:

Se asume que cuando los eslabones están en su longitud máxima, el momento flector en el plano XY será máximo y se trabajarán dos casos críticos para el desplazamiento de la cadena cinemática del Exoesqueleto: contacto inicial e impulso inicial, o IC y IS respectivamente por sus siglas en inglés (ver Fig. 3.3). Esto se hará con el objetivo de verificar que los elementos diseñados cumplan con las exigencias impuestas por la carga y la cinemática del Exoesqueleto. La tabla 3.4 muestra los valores de  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  para estas posiciones, donde los ángulos mostrados se miden en sentido opuesto a las agujas del reloj.

Tabla 3.4: Ángulos de las articulaciones para contacto inicial e impulso inicial:

Etapa:	Contacto inicial	Impulso inicial
Ángulo de la cadera $\alpha$ (°)	28	0
Ángulo de la rodilla $\beta$ (°)	0	-48
Ángulo del tobillo $\gamma$ (°)	0	-20

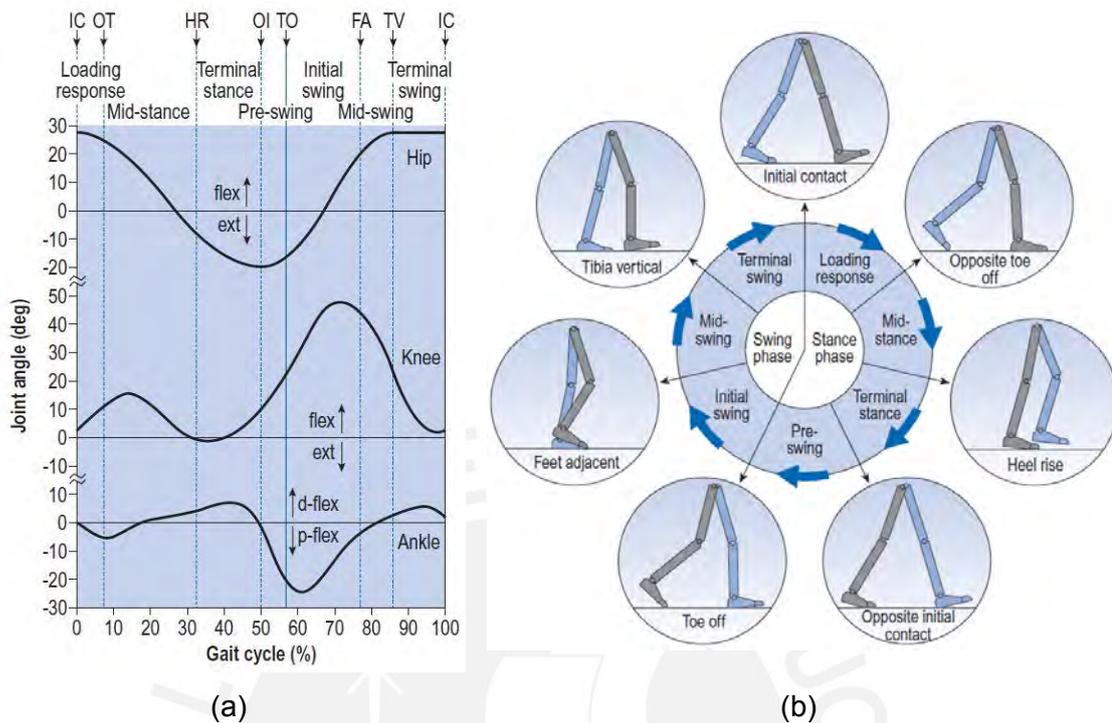


Figura 3.3: a) Ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha, b) etapas de la marcha [Whittle, 2007]

En la Fig. 3.4b-d se observa el diagrama de cuerpo libre de la cadena cinemática del Exoesqueleto, asumiendo que los eslabones son rígidos y que la velocidad angular de los servomotores es constante. Las Ec. 3.8 a 3.13 son el resultado de aplicar la tercera ley de Newton al diagrama de cuerpo libre, considerando los ángulos de desplazamiento de los servomotores de la cadera, rodilla y tobillo. En la Fig. 3.3a se muestra la relación de ángulos para la cadena cinemática del Exoesqueleto. Finalmente, en la tabla 3.5 se muestran los parámetros y en la tabla 3.6 los resultados de los diagramas de cuerpo libre resueltos. De forma análoga a los explicado en el inciso 3.1.1, al encontrarse las fuerzas externas aplicadas paralelas al eje Y, no será necesario aplicar la tercera ley de Newton en el eje X. Las tablas 3.5 y 3.6 muestran los parámetros y los resultados de la resolución de los diagramas de cuerpo libre mostrados en la Fig. 3.4. En el Anexo X se mostrará un ejemplo de cálculo para cada ecuación aplicada al sistema analizado.

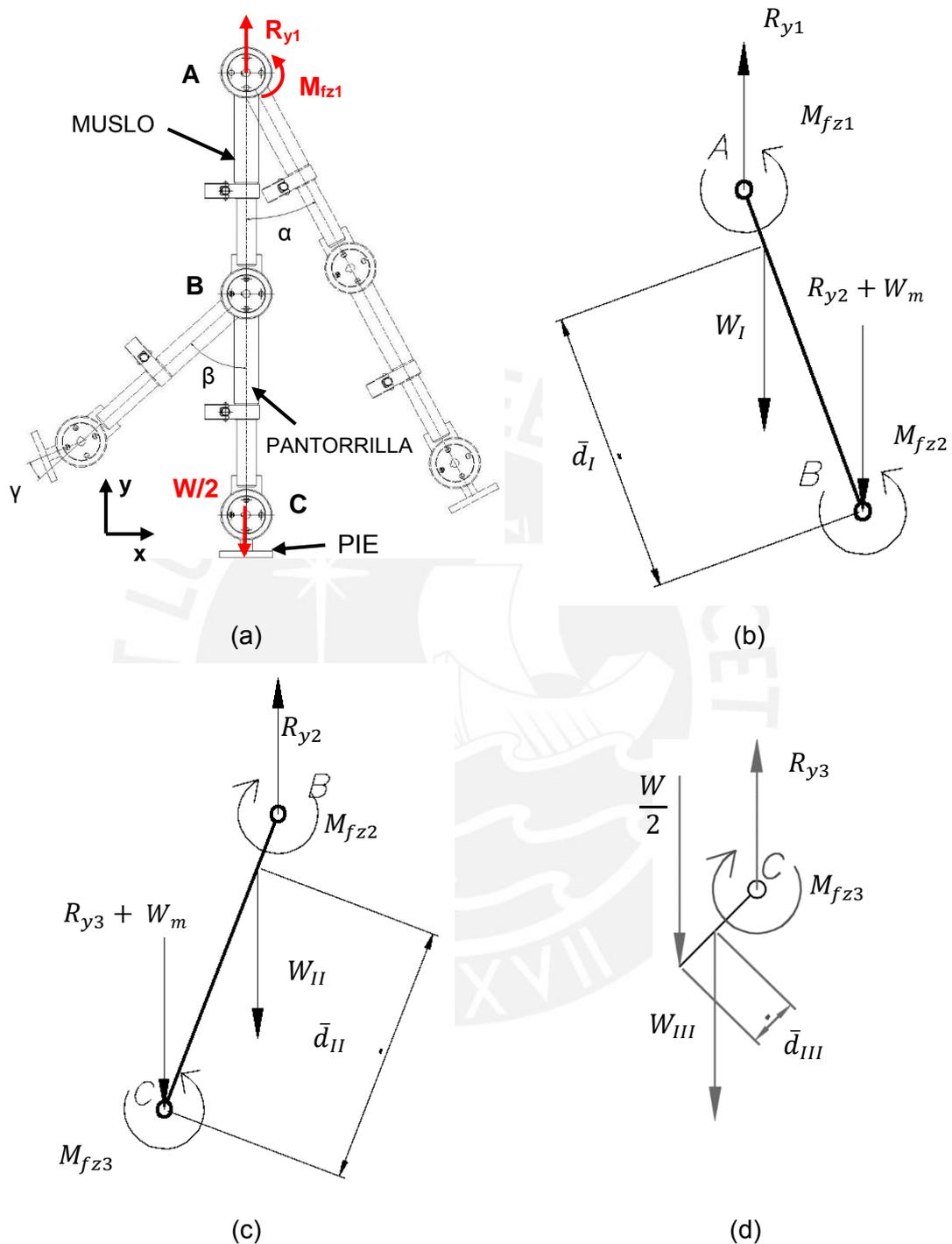


Figura 3.4: a) Diagrama de cuerpo libre de la cadena cinemática del Exoesqueleto, b) diagrama de cuerpo libre del eslabón del muslo, c) diagrama de cuerpo libre del eslabón de la pantorrilla, d) diagrama de cuerpo libre del eslabón del pie

$$\sum M_z = 0 \Rightarrow M_{fz3} = \left[ \frac{W}{2} * L_{CW} + W_{III} * (L_{CW} - \bar{d}_{III}) \right] * \sin(\alpha + \beta + \gamma) \quad (3.8)$$

$$M_{fz2} = M_{fz3} + \left[ (W_m + R_{y3}) * L_{BC} + W_{II} * (L_{BC} - \bar{d}_{II}) \right] * \sin(\alpha + \beta) \quad (3.9)$$

$$M_{fz1} = M_{fz2} + [(W_m + R_{y2}) * L_{AB} + W_I * (L_{AB} - \bar{d}_I)] * \sin(\alpha) \quad (3.10)$$

$$\Sigma F_y = 0 \Rightarrow R_{y3} = W/2 + W_{III} \quad (3.11)$$

$$R_{y2} = R_{y3} + W_m + W_{II} \quad (3.12)$$

$$R_{y1} = R_{y2} + W_m + W_I \quad (3.13)$$

Tabla 3.5: parámetros del DCL de la cadena cinemática del Exoesqueleto.

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Peso del paciente	$W$	N	1028
Distancia del centroide del eslabón del pie al extremo inferior	$\bar{d}_{III}$	mm	50.2
Distancia del centroide del eslabón de la pantorrilla al punto C	$\bar{d}_{II}$	mm	235.0
Distancia del centroide del eslabón del muslo al punto B	$\bar{d}_I$	mm	235.0
Longitud máxima eslabón del pie	$L_{CW}$	mm	69
Longitud máxima eslabón de la pantorrilla	$L_{BC}$	mm	417
Longitud máxima eslabón del muslo	$L_{AB}$	mm	417
Peso de un servomotor	$W_m$	N	21.6
Peso del eslabón del pie	$W_{III}$	N	23.9
Peso del eslabón de la pantorrilla	$W_{II}$	N	54.2
Peso del eslabón del muslo	$W_I$	N	54.2

Tabla 3.6: resultados del DCL de la cadena cinemática del Exoesqueleto.

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Máximo Momento flector en Z del eslabón del pie (IC)	$M_{fz3}$	Nm	17.2
Reacción vertical en la articulación del tobillo (IC)	$R_{y3}$	N	538.8
Máximo Momento flector en Z del eslabón de la pantorrilla (IC)	$M_{fz2}$	Nm	153.1
Reacción vertical en la articulación de la rodilla (IC)	$R_{y2}$	N	634.8
Máximo Momento flector en Z del eslabón del muslo (IC)	$M_{fz1}$	Nm	302.1
Reacción vertical en la articulación de la cadera (IC)	$R_{y1}$	N	725.3
Máximo Momento flector en Z del eslabón del pie (IS)	$M_{fz3}$	Nm	-33.6
Reacción vertical en la articulación del tobillo (IS)	$R_{y3}$	N	536.1
Máximo Momento flector en Z del eslabón de la pantorrilla (IS)	$M_{fz2}$	Nm	-235.3
Reacción vertical en la articulación de la rodilla (IS)	$R_{y2}$	N	579.9
Máximo Momento flector en Z del eslabón del muslo (IS)	$M_{fz1}$	Nm	-251.1
Reacción vertical en la articulación de la cadera (IS)	$R_{y1}$	N	655.7

### 3.1.3 Fuerza axial y de corte aplicada sobre el eje de cada eslabón:

En este inciso también se considerarán los dos puntos de la marcha mencionados en el inciso anterior, ya que posteriormente se desea analizar el impacto del conjunto de esfuerzos en la forma de un esfuerzo de flexión.

El cálculo en este caso consta de hallar la proyección vectorial de las reacciones en las articulaciones sobre la recta del eje y la recta perpendicular la mismo sobre el plano sagital de cada eslabón. En la figura 3.5 se muestran los diagramas de cuerpo libre con las fuerzas descompuestas en direcciones transversal y longitudinal al elemento. Las ecuaciones 3.14 a 3.16 resultan de aplicar equilibrio de fuerzas en la dirección longitudinal de cada elemento. Los parámetros para resolver los diagramas de cuerpo libre mostrados en la Fig. 3.5 serán los mismos que se utilizaron en el inciso anterior y que se mostraron en la tabla 3.5. En la tabla 3.7 se muestran los valores de las fuerzas axiales y de corte máximas aplicadas sobre el eje de cada eslabón (dirección longitudinal y transversal).

$$\sum F_N = 0 \Rightarrow N_3 = R_{y3} * \cos(\alpha + \beta + \gamma) \quad (3.14)$$

$$N_2 = R_{y2} * \cos(\alpha + \beta) \quad (3.15)$$

$$N_1 = R_{y1} * \cos(\alpha) \quad (3.16)$$

$$\sum F_V = 0 \Rightarrow V_3 = R_{y3} * \sin(\alpha + \beta + \gamma) \quad (3.17)$$

$$V_2 = R_{y2} * \sin(\alpha + \beta) \quad (3.18)$$

$$V_1 = R_{y1} * \sin(\alpha) \quad (3.19)$$

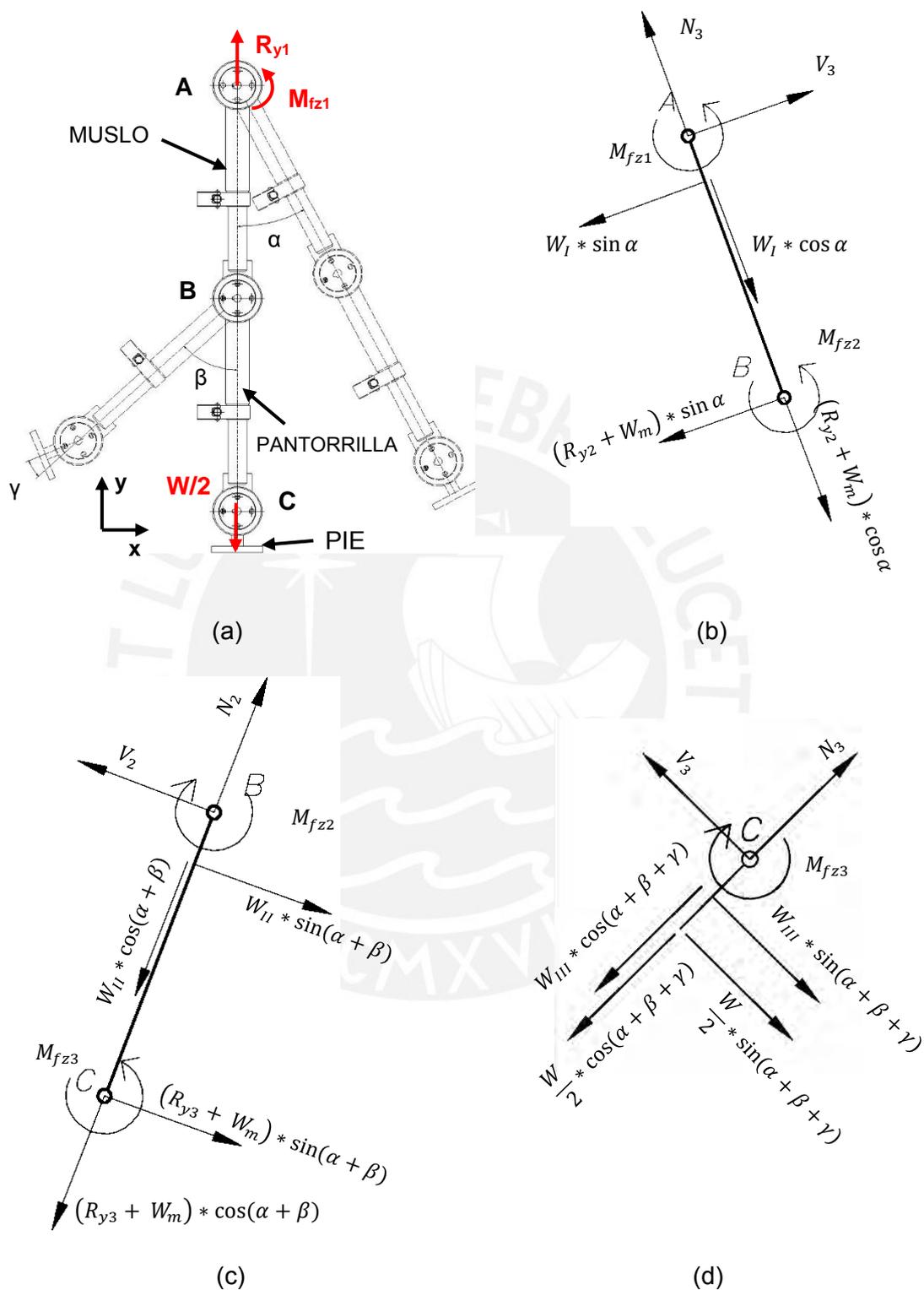


Figura 3.5: a) Diagrama de cuerpo libre de la cadena cinemática del Exoesqueleto, b) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón del muslo, c) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón de la pantorrilla, d) diagrama de cuerpo libre rotado del eslabón del pie

Tabla 3.7: Fuerzas axiales y de corte máximas sobre los ejes de los eslabones.

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Fuerza axial sobre el eslabón del pie (pieza vertical) (IC)	$N_3$	N	475.7
Fuerza axial sobre el eslabón de la pantorrilla (IC)	$N_2$	N	560.5
Fuerza axial sobre el eslabón del muslo (IC)	$N_1$	N	640.4
Fuerza axial sobre el eslabón del pie (pieza vertical) (IS)	$N_3$	N	200.8
Fuerza axial sobre el eslabón de la pantorrilla (IS)	$N_2$	N	388.1
Fuerza axial sobre el eslabón del muslo (IS)	$N_1$	N	655.7
Fuerza de corte sobre el eslabón del pie (pieza vertical) (IC)	$V_3$	N	255.0
Fuerza de corte sobre el eslabón de la pantorrilla (IC)	$V_2$	N	341.0
Fuerza de corte sobre el eslabón del muslo (IC)	$V_1$	N	371.9
Fuerza de corte sobre el eslabón del pie (pieza vertical) (IS)	$V_3$	N	-495.2
Fuerza de corte sobre el eslabón de la pantorrilla (IS)	$V_2$	N	-388.0
Fuerza de corte sobre el eslabón del muslo (IS)	$V_1$	N	31.4

#### 3.1.4 Verificación del elemento ante falla por flexión y corte:

La ecuación 3.20 [Hibbeler, 2011] deberá ser aplicada en cada elemento de la cadena cinemática del Exoesqueleto para calcular el esfuerzo axial de compresión o tracción de cada elemento. Ésta muestra el esfuerzo resultante de la combinación de las siguientes cargas: axial y flexión en ambos ejes paralelos al plano de la sección analizada. Cabe mencionar que, al tratarse de elemento de sección circular, el momento de inercia de su sección será el mismo en todas las direcciones del plano transversal al elemento. La ec. 3.21 se aplicará para calcular el esfuerzo cortante en la sección transversal de cada elemento.

A pesar de la naturaleza cíclica de la marcha humana, no será necesario verificar que los elementos no fallen por fatiga debido a la magnitud de los esfuerzos medios y alternantes (ver inciso 3.1.7). La Ec. 3.23 permite hallar el factor de seguridad del eslabón ante los esfuerzos de flexión y corte. La ec. 3.22 permite hallar el esfuerzo equivalente en el eslabón de acuerdo a la teoría de Máxima energía de distorsión. Para hallar el esfuerzo de flexión se considerarán los dos casos evaluados en el inciso 3.1.2. La tabla 3.8 muestra los parámetros correspondientes al diseño evaluado. En la Fig. 3.6 se muestra la sección del eslabón de la pantorrilla a ser analizado. Este análisis se repetirá en las secciones de los demás eslabones.

En la tabla 3.9 se muestran los resultados para los elementos diseñados. Los factores de seguridad obtenidos cumplen con el requerimiento de ser mayores a 2.5, ya que el Exoesqueleto trabajará con personas. En el caso de los eslabones del muslo y de la pantorrilla, al ser ambos idénticos, el Factor de seguridad para la pantorrilla será mayor al cargar este eslabón menor carga que el del muslo. Por otra parte, el factor de seguridad de la barra del eslabón del pie es considerablemente mayor a lo requerido debido a los resultados obtenidos en la simulación por elementos finitos para que no falle el cordón de soldadura (ver inciso 3.1.8).

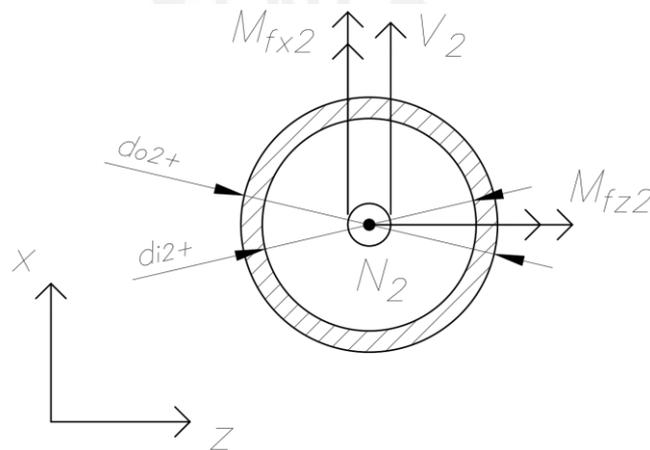


Figura 3.6: Sección del eslabón de la pantorrilla a ser analizada.

$$\sigma_{fi} = \frac{|N_i|}{A_{i,transversal}} + \frac{|M_{fxi}| * D/2}{I_i} + \frac{|M_{fzi}| * D/2}{I_i} \quad (3.20)$$

$$\tau_{vi} = \frac{V_i * Q}{I_i * t} \quad (3.21)$$

$$\sigma_{eqi} = \sqrt{\sigma_{fi}^2 + 3 * \tau_{vi}^2} \quad (3.22)$$

$$FS_{R,i} \leq \frac{\sigma_f}{\sigma_{eqi}} \quad (3.23)$$

Tabla 3.8: valores de parámetros utilizados en la Ec.3.20 a 3.23

Parámetro	Condición	Unidad	Valor
Resistencia a la fluencia $\sigma_f$	AISI 304L	MPa	216
Resistencia máxima $\sigma_B$	AISI 304L	MPa	490
Área transversal de la barra del eslabón del pie	A <sub>3-</sub>	cm <sup>2</sup>	3.80
Área transversal del tubo del eslabón de la pantorrilla	A <sub>2+</sub>	cm <sup>2</sup>	4.05
Área transversal de la barra del eslabón de la pantorrilla	A <sub>2-</sub>	cm <sup>2</sup>	10.2
Área transversal del tubo del eslabón del muslo	A <sub>1+</sub>	cm <sup>2</sup>	4.05
Área transversal de la barra del eslabón del muslo	A <sub>1-</sub>	cm <sup>2</sup>	10.2

Tabla 3.9: resultados de la verificación por flexión y fatiga de los eslabones diseñados.

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Esfuerzo eq. crítico máximo en la barra del eslabón del pie	$\sigma_{eq,3}$	MPa	44.55
Esfuerzo eq. crítico máximo en el tubo del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,2+}$	MPa	58.92
Esfuerzo eq. crítico máximo en la barra del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,2-}$	MPa	52.40
Esfuerzo eq. crítico máximo en el tubo del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,1+}$	MPa	75.41
Esfuerzo eq. crítico máximo en la barra del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,1-}$	MPa	86.12
F. S. en la barra del eslabón del pie	FS <sub>3</sub>	N/A	4.85
F. S. en el tubo del eslabón de la pantorrilla	FS <sub>2+</sub>	N/A	3.67
F. S. en la barra del eslabón de la pantorrilla	FS <sub>2-</sub>	N/A	4.12
F. S. en el tubo del eslabón del muslo	FS <sub>1+</sub>	N/A	2.86
F. S. en la barra del eslabón del muslo	FS <sub>1-</sub>	N/A	2.51

### 3.1.5 Verificación por aplastamiento del segmento insertado de cada eslabón:

Se desea evitar que la flexión transmitida por los eslabones cause que el segmento de la barra, que está insertado en el tubo, falle por aplastamiento. Para esto se debe considerar que al ser eslabones de longitud variable, la cantidad de barra insertada en el tubo no será constante. Por este motivo se analizará el caso más crítico: cuando la longitud del segmento insertado sea la menor. En la Fig. 3.7 se muestra un esquema del caso analizado. Las Ec. 3.24 [Paulsen, 2014] y 3.25 permiten verificar si la barra falla por aplastamiento.

En la tabla 3.10 se muestran los parámetros de entrada para estas ecuaciones, mientras que en la tabla 3.11 se muestran las presiones de aplastamiento máximas experimentadas por las barras insertadas y al comparar estos valores con la presión admisible (ver Tabla 3.10) se puede concluir que para las dimensiones planteadas el segmento insertado no falla por aplastamiento ya que las presiones calculadas son

menores a la presión admisible. En el Anexo X se desarrollará un ejemplo de cálculo para cada ecuación aplicada al sistema analizado.

$$p_j = \frac{|M_{f,total}|}{D_{oj} * L_{ins,j} * L_{libre,j}} + \frac{6 * |M_{f,total}|}{D_{oj} * L_{ns,j}^2} \leq p_{adm} \quad (3.24)$$

$$M_{f,total,j} = \sqrt{M_{fxj}^2 + M_{fzj}^2} \quad (3.25)$$

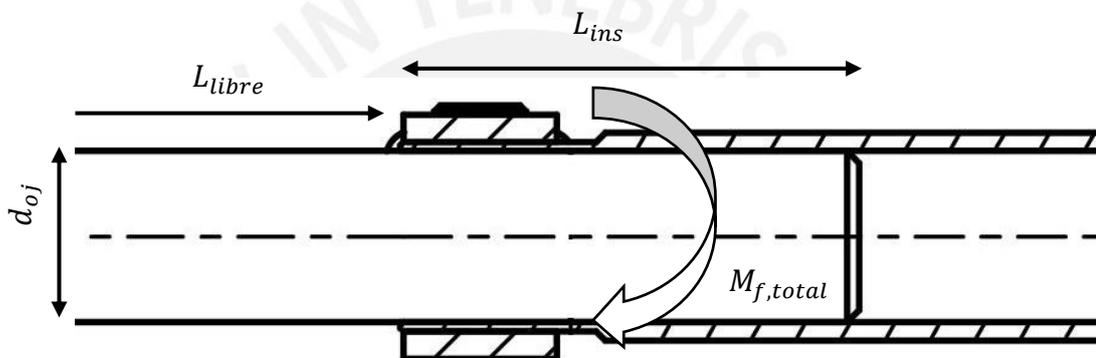


Figura 3.7: esquema de la barra insertada en el tubo para el eslabón muslo/pantorrilla de la cadena cinemática del Exoesqueleto.

Tabla 3.10: parámetros del sistema analizado.

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Diámetro exterior de la barra del eslabón de la pantorrilla	$D_{o2-}$	mm	36
Diámetro exterior de la barra del eslabón del muslo	$D_{o1-}$	mm	36
Long. insertada mín. del tubo menor del eslabón de la pantorrilla	$L_{ins2-}$	mm	47
Long. insertada mín. del tubo menor del eslabón del muslo	$L_{ins1-}$	mm	47
Long. libre máx. del tubo menor del eslabón de la pantorrilla	$L_{libre2-}$	mm	222
Long. libre máx. del tubo menor del eslabón del muslo	$L_{libre1-}$	mm	222
Presión máxima admisible en el tubo (Policarbonato)	$P_{adm}$	MPa	24

Tabla 3.11: resultados del análisis de falla por aplastamiento

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Presión máxima sobre tubo menor insertado de la pantorrilla	$P_2$	MPa	18.68
Presión máxima sobre tubo menor insertado del muslo	$P_1$	MPa	23.98

### 3.1.6 Deflexión de los eslabones

Se considerará a la cadena cinemática del Exoesqueleto como una barra empotrada en un extremo en el plano YZ para realizar estos cálculos, ya que la unión del cubo superior de un eslabón con el cubo inferior de otro eslabón no permite ningún grado de libertad en este plano, como se muestra en la Fig. 3.8. Por este motivo se utiliza la Ec. 3.26 [Schaeffler, 2014] para calcular la deflexión de cada eslabón y luego la de toda la cadena cinemática. Se tomarán como parámetros los valores mostrados en la Tabla 3.1 y además se dividirán las longitudes de los tubos y barras en la longitud común que tienen (en este caso: la longitud insertada) y los tramos sin contacto entre ellos a los que se les llamará “longitud libre”. Los parámetros considerados para resolver la Ec. 3.26 se muestran en la Tabla 3.12 y los resultados de esta ecuación se exponen en la Tabla 3.13.

Al observar estos resultados se observa que para el diseño propuesto la deflexión es mínima, por lo que se puede concluir que el efecto de ésta en el diseño es menor que las limitaciones que impone la posibilidad de que el material falle por flexión. Una deflexión de aproximadamente medio milímetro al final de una cadena de eslabones de casi un metro de longitud, además de ser imperceptible por el ojo humano, soluciona el problema de los eslabones interfiriendo con las piernas del paciente. En el Anexo A de Cálculos se mostrará, como respaldo, los resultados obtenidos tras simular estáticamente este sistema en un software de elementos finitos.

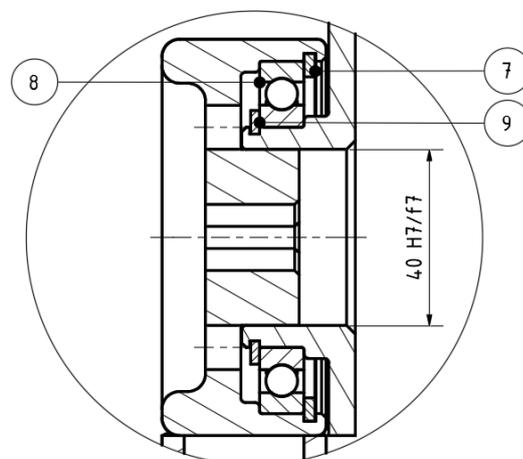


Figura 3.8: Unión de la articulación de la cadena cinemática del Exoesqueleto. Únicamente permite rotación sobre el plano vertical perpendicular al plano de la Figura.

$$d_{total} = -\frac{1}{2 * E} * \sum \frac{M_f * L_i^2}{I_i} \quad (3.26)$$

Tabla 3.12: parámetros considerados en la Ec. 3.26

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Momento de inercia del tubo mayor del eslabón de la pantorrilla	$I_{2+}$	cm <sup>4</sup>	9.41*10 <sup>-8</sup>
Momento de inercia de la sección común del eslabón de la pantorrilla	$I_{2c}$	cm <sup>4</sup>	1.77*10 <sup>-7</sup>
Momento de inercia del tubo menor del eslabón de la pantorrilla	$I_{2-}$	cm <sup>4</sup>	8.24*10 <sup>-8</sup>
Momento de inercia del tubo mayor del eslabón del muslo	$I_{1+}$	cm <sup>4</sup>	9.41*10 <sup>-8</sup>
Momento de inercia de la sección común del eslabón del muslo	$I_{1c}$	cm <sup>4</sup>	1.77*10 <sup>-7</sup>
Momento de inercia del tubo menor del eslabón del muslo	$I_{1-}$	cm <sup>4</sup>	8.24*10 <sup>-8</sup>
Momento flector total máximo del eslabón de la pantorrilla	$M_{R2}$	Nm	158.8
Momento flector total máximo del eslabón del muslo	$M_{R1}$	Nm	307.0

Tabla 3.13: resultados de la Ec. 3.26

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Deflexión total máxima del eslabón de la pantorrilla	$\delta_2$	mm	0.19
Deflexión total máxima del eslabón del muslo	$\delta_1$	mm	0.30
Deflexión total máxima de la cadena cinemática del Exoesqueleto	$\delta_t$	mm	0.49

### 3.1.7 Verificación por fatiga

En la tabla 3.14 se observan los valores relevantes para el análisis por fatiga de los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto. En este caso el análisis que se hará para descartar la posibilidad de que los elementos fallen por fatiga se hará de acuerdo al diagrama de Smith tal como se muestra en [Rodríguez, 2014], tomando como punto de partida los parámetros mecánicos conocidos del material seleccionado. Para el eslabón muslo/pantorrilla se tiene un concentrador de esfuerzos en el cambio de sección donde se coloca la abrazadera. El eslabón está diseñado de forma que los esfuerzos de flexión sean soportados por el cuerpo del tubo y no por la sección reducida, y ésta última soportará los esfuerzos de tracción. La tabla 3.15 muestra los esfuerzos con los que se realiza el diagrama de Smith para verificar la falla por fatiga.

En la Fig. 3.9 se puede observar el diagrama resultante y sobre éste se puede concluir que los elementos no fallarán por fatiga, independientemente de la frecuencia a la cual se den los esfuerzos alternantes. Las Ec. 3.27 y 3.28 permiten hallar los valores para

los esfuerzos medios y alternantes en los eslabones. La determinación de los esfuerzos máximos y mínimos en cada eslabón se toma de los resultados del cálculo del esfuerzo equivalente en los eslabones durante la reproducción de la marcha (en el anexo A de Cálculos se muestra la tabla de estos resultados) y se basa en el teorema del círculo de Mohr al considerar que en los elementos se dan esfuerzos normales y de corte en todo el recorrido de la cadena cinemática, excepto en el punto medio.

Tabla 3.14: parámetros para el análisis de falla por fatiga

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Resistencia a la tracción	$\sigma_B$	MPa	490
Resistencia a la fluencia	$\sigma_f$	MPa	216
Esfuerzo alternante límite (estimado)	$\sigma_{Alt}$	MPa	108
Factor de concentrador de esfuerzos eslabón pie	$\beta_{k3}$	N/A	1.000
Factor de concentrador de esfuerzos por tracción en eslabón muslo/pantorrilla	$\beta_{k1-2}$	N/A	1.900
Coefficiente de superficie eslabón pie	$C_{s3}$	N/A	0.850
Coefficiente de superficie eslabón muslo/pantorrilla	$C_{s1-2}$	N/A	0.930
Coefficiente de tamaño	$C_t$	N/A	1.000
Factor de temperatura	$C_{temp}$	N/A	1.000
Factor de carga	$C_{carg}$	N/A	0.850
Factor de confiabilidad	$C_c$	N/A	0.814
Esfuerzo equivalente máximo en la barra del eslabón del pie	$\sigma_{eq,max,3}$	MPa	44.55
Esfuerzo equivalente mínimo en la barra del eslabón del pie	$\sigma_{eq,min,3}$	MPa	31.49
Esfuerzo equivalente máximo en el tubo del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,max,2+}$	MPa	58.92
Esfuerzo equivalente mínimo en el tubo del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,min,2+}$	MPa	11.65
Esfuerzo equivalente máximo en la barra del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,max,2-}$	MPa	52.40
Esfuerzo equivalente mínimo en la barra del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,min,2-}$	MPa	9.75
Esfuerzo equivalente máximo en el tubo del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,max,1+}$	MPa	75.41
Esfuerzo equivalente mínimo en el tubo del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,min,1+}$	MPa	12.95
Esfuerzo equivalente máximo en la barra del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,max,1-}$	MPa	86.12
Esfuerzo equivalente mínimo en la barra del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,min,1-}$	MPa	15.78

$$\sigma_{m,i} = \frac{\sigma_{max,i} + \sigma_{min,i}}{2} \quad (3.27)$$

$$\sigma_{a,i} = \frac{\beta_k}{C_s * C_t * C_{temp} * C_{carg} * C_c} * \frac{\sigma_{max,i} - \sigma_{min,i}}{2} \quad (3.28)$$

Tabla 3.15: Esfuerzos graficados en el diagrama de Smith

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Esfuerzo equivalente medio en la barra del eslabón del pie	$\sigma_{eq,m,3}$	MPa	58.81
Esfuerzo equivalente alternante en la barra del eslabón del pie	$\sigma_{eq,a,3}$	MPa	11.10
Esfuerzo equivalente medio en el tubo del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,m,2+}$	MPa	35.29
Esfuerzo equivalente alternante en el tubo del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,a,2+}$	MPa	69.79
Esfuerzo equivalente medio en la barra del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,m,2-}$	MPa	31.07
Esfuerzo equivalente alternante en la barra del eslabón de la pantorrilla	$\sigma_{eq,a,2-}$	MPa	21.32
Esfuerzo equivalente medio en el tubo del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,m,1+}$	MPa	44.18
Esfuerzo equivalente alternante en el tubo del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,a,1+}$	MPa	92.21
Esfuerzo equivalente medio en la barra del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,m,1-}$	MPa	50.95
Esfuerzo equivalente alternante en la barra del eslabón del muslo	$\sigma_{eq,a,1-}$	MPa	35.17

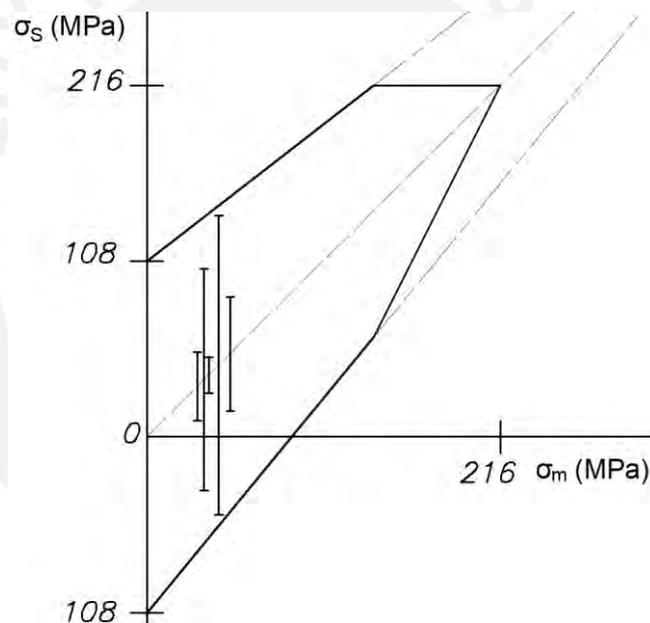


Figura 3.9: Diagrama de Smith para Acero Inoxidable AISI 304L (estimado) y las cargas calculadas para este Proyecto.

### 3.1.8 Simulación por elementos finitos

El modelo 3D del eslabón de la cadera y del eslabón del pie se alimentaron a un software de simulación por elementos finitos para verificar la deformación de la cadena cinemática y el análisis de falla por resistencia. No se hizo lo mismo con el eslabón de la pantorrilla, ya que éste es constructivamente idéntico al del muslo y está sometido a cargas menores en comparación a este otro. El software utilizado para estas simulaciones fue ANSYS versión 18.1. Los resultados de la simulación se muestran en

la figura 3.10. Las unidades de la figura 3.10e son metros y las unidades de las figuras 3.10a hasta 3.9d son Pascal. La Tabla 3.16 muestra las condiciones de la simulación realizada. En el Anexo B se incluye una explicación más detallada sobre la simulación por elementos finitos realizada.

Tabla 3.16: Parámetros de malla para el análisis por elementos finitos en ANSYS

Parámetro	Un.	Valor				
		Eslabón completo	Pieza superior	Pieza inferior	Bocina	Eslabón pie
Tipo de elementos finito	-	Tetraedro				
Tamaño mínimo elemento	μm	130.8	68.7	89.3	35.6	62.4
Tamaño máximo elemento	mm	26.2	13.7	17.9	7.1	12.5
Cantidad total de elementos	-	8860	9627	5419	1818	12212
Cantidad total de nodos	-	17138	19478	10887	10120	25036

En las figuras 3.10a hasta 3.10d se observa que ni el eslabón del muslo ni el del pie exceden el esfuerzo admisible (considerando un esfuerzo de fluencia de  $\sigma_f = 216$  MPa y un factor de seguridad de FS = 2,5). En la fig. 3.10e se observa que la deformación total de cada eslabón muslo/pantorrilla es alrededor de 1,2 mm, por lo cual no se espera que la deformación experimentada por toda la cadena cinemática genere problemas al correcto funcionamiento del Exoesqueleto por falta de rigidez una vez que se le coloque carga. La deflexión obtenida por cálculo (aproximadamente 0.5mm) es menos de la mitad de la obtenida por la simulación por elementos finitos, esto se podría deber al método que se utiliza para hallar este valor en cada caso.

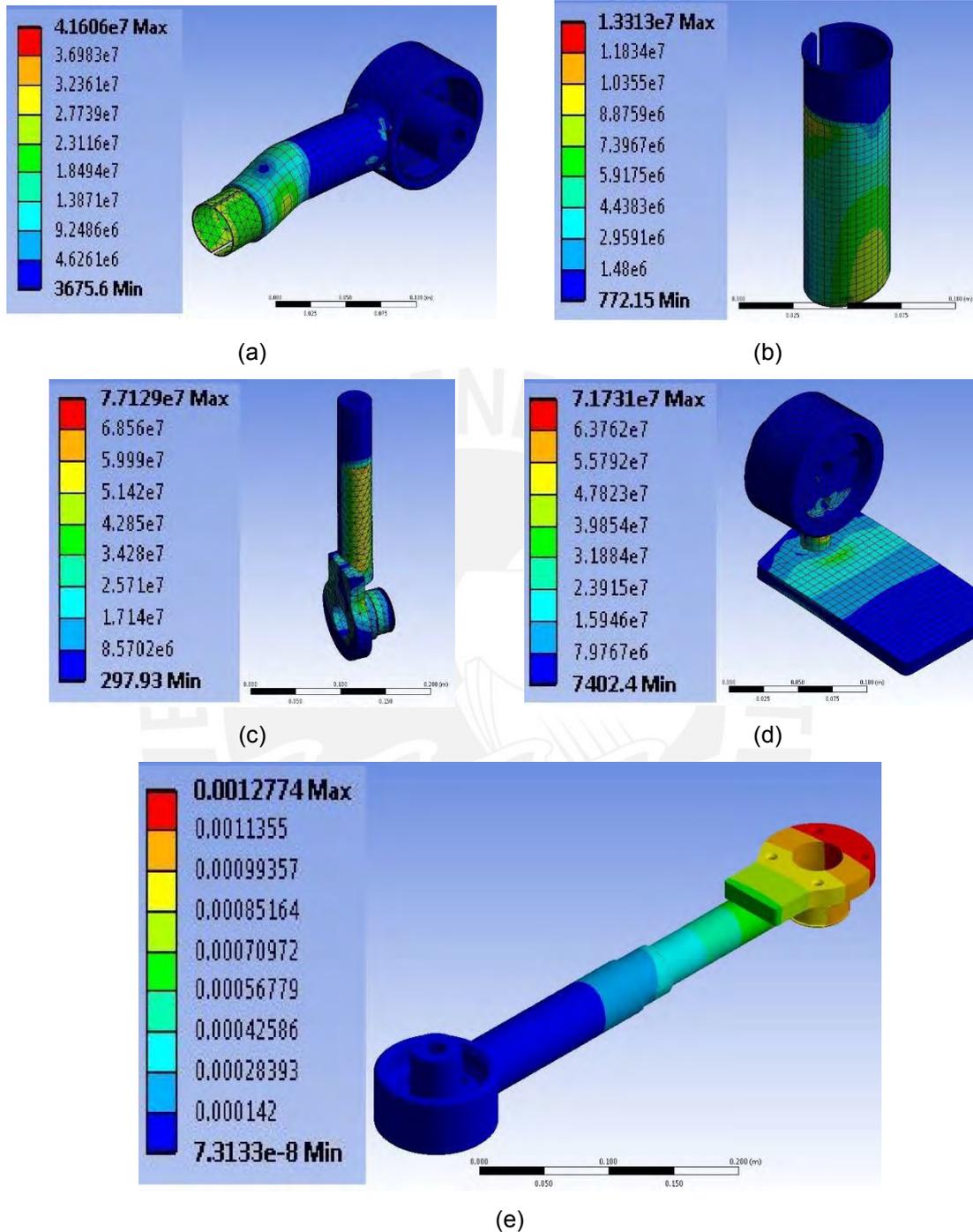


Figura 3.10: a) Esfuerzo equivalente en la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla; b) Esfuerzo equivalente en la bocina de contacto del eslabón muslo/pantorrilla; c) Esfuerzo equivalente en la pieza inferior del eslabón muslo/pantorrilla; d) Esfuerzo equivalente en el eslabón del pie; e) deformación total del eslabón muslo/pantorrilla

### 3.1.9 Selección de rodamientos para cadena cinemática

La selección de rodamientos se realizó tomando como punto de partida las dimensiones de las piezas en las articulaciones de la cadena cinemática del Exoesqueleto. Luego se calculó la vida nominal del rodamiento en el diseño realizado. Además, se tuvo como requisito que el rodamiento pudiera trabajar en una sala limpia. En este inciso se mostrarán las ecuaciones utilizadas para este cálculo y los parámetros utilizados y resultados obtenidos para las mismas (ver tablas 3.17 y 3.18), tomando la selección de rodamientos realizada en este Proyecto. La ec. 3.29 muestra el cálculo de la vida útil de un rodamiento. En este caso se calcula la vida útil para un rodamiento que esté constantemente sometido a la máxima carga que éste soporta, por lo que la vida útil real del rodamiento podría ser mayor.

Tabla 3.17: parámetros para la verificación de los rodamientos

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Modelo del rodamiento seleccionado	N/A	N/A	6010-2RSR
Capacidad de carga dinámica	$C_{dyn}$	kN	20.8
Capacidad de carga estática	$C_{stat}$	kN	15.6
Máxima fuerza radial que soporta el rodamiento de la cadera	$P_1$	kN	0.73
Máxima fuerza radial que soporta el rodamiento de la rodilla	$P_2$	kN	0.63
Máxima fuerza radial que soporta el rodamiento del tobillo	$P_3$	kN	0.54
Exponente de vida del rodamiento	$p$	N/A	3

$$L_{10,i} = \left( \frac{C_{dyn}}{P_i} \right)^p \quad (3.29)$$

Tabla 3.18: vida útil de los rodamientos de la cadena cinemática del Exoesqueleto

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Vida útil del rodamiento de la cadera	$L_{10,1}$	revoluciones	$23 \cdot 10^9$
Vida útil del rodamiento de la rodilla	$L_{10,2}$	revoluciones	$36 \cdot 10^9$
Vida útil del rodamiento del tobillo	$L_{10,3}$	revoluciones	$57 \cdot 10^9$

### 3.1.10 Verificación de Cordones de soldadura en la cadena cinemática

En este inciso se mostrará la verificación de los cordones de soldadura de acuerdo al Eurocódigo 3 [Paulsen, 2014]. Para el caso de la soldadura correspondiente a la pieza inferior de los eslabones del muslo y la pantorrilla, la verificación se realizó únicamente con ayuda de la simulación por elementos finitos (ver inciso 3.1.8) debido a su compleja geometría. Los resultados del análisis de los cordones de soldaduras son mostrados en la tabla 3.20. La tabla 3.19 muestra las propiedades mecánicas de los materiales soldados, así como los esfuerzos correspondientes a las condiciones del Eurocódigo 3 para que la soldadura no falle. La figura 3.11 muestra un esquema de las uniones soldadas verificadas en este inciso. Las ecuaciones 3.30 a 3.36 serán utilizadas para hallar los valores mostrados en la tabla 3.20.

En este caso se analizará la unión soldada de la pieza superior del eslabón del muslo únicamente, ya que éste estará sometido a mayor carga que el de la pantorrilla. En este punto el momento flector en X será despreciable en comparación al momento flector en Z, ya que la posición de la cadena cinemática será la de Contacto Inicial. En el anexo A se muestran ejemplos de cálculo de esta verificación.

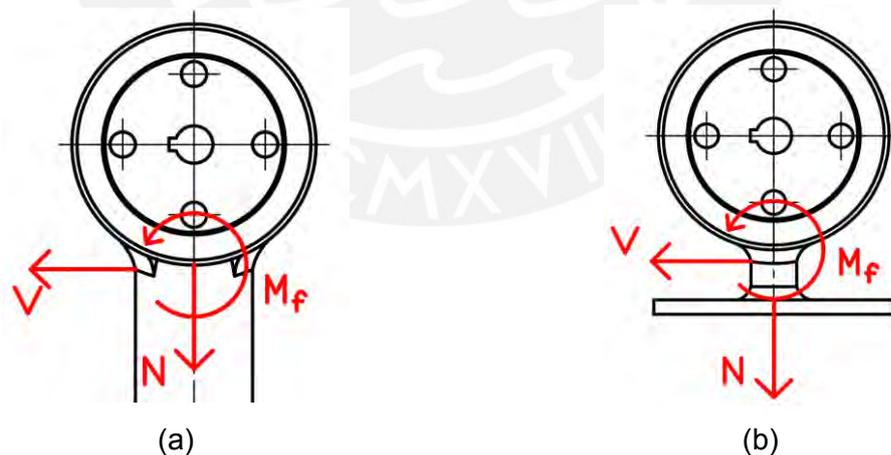


Figura 3.11: a) soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla; b) soldadura del eslabón del pie

$$n_3 = \frac{M_{ft3} * (0.5 * d_{o3} + a_3)}{I_{sold3}} + \frac{N_3}{A_{sold3}} \quad (3.30)$$

$$t_{n3} = 0.5 * \frac{V_3}{A_{sold3}} \quad (3.31)$$

$$t_{a3} = 0.5 * \frac{V_3}{A_{sold3}} \quad (3.32)$$

Tabla 3.19: Parámetros de las uniones del eslabón del pie y la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Resistencia a la tracción del material	$\sigma_B$	MPa	490
Resistencia correspondiente a la condición 1	$\sigma_{cond1}$	MPa	192
Resistencia correspondiente a la condición 2	$\sigma_{cond2}$	MPa	173
Factor de seguridad de la unión	$\gamma_{Mw}$	-	2.5
Factor que depende del material	$\beta_w$	-	1.0
Fuerza axial crítica sobre la barra del eslabón del pie	$N_3$	N	537.9
Fuerza de corte crítica sobre la barra del eslabón del pie	$V_3$	N	495.2
Momento flector total crítico sobre la barra del eslabón del pie	$M_{ft3}$	Nm	46.0
Fuerza axial sobre el tubo del eslabón de la pantorrilla (IC)	$N_1$	N	640.4
Fuerza de corte sobre el tubo del eslabón de la pantorrilla (IC)	$V_1$	N	371.9
Momento flector en Z sobre el tubo del eslabón de la pantorrilla (IC)	$M_{fz1}$	Nm	302.1
Ancho de garganta de la soldadura del eslabón del pie	$a_3$	mm	3
Ancho de garganta de la soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla	$a_{1+}$	mm	5
Área resistente de la soldadura del eslabón del pie	$A_{sold3}$	m <sup>2</sup>	$2.07 \cdot 10^{-4}$
Área resistente de la soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla	$A_{sold1+}$	m <sup>2</sup>	$7.04 \cdot 10^{-4}$
Momento de inercia de la soldadura del eslabón del pie	$I_{sold3}$	m <sup>4</sup>	$1.28 \cdot 10^{-8}$
Momento de inercia respecto al eje Z de la soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla (aproximado)	$I_{sold1+}$	m <sup>4</sup>	$3.24 \cdot 10^{-7}$

$$\sigma_{n3} = \frac{n_3 + t_{n3}}{\sqrt{2}} \quad (3.33)$$

$$\tau_{n3} = \frac{n_3 - t_{n3}}{\sqrt{2}} \quad (3.34)$$

$$\tau_{a3} = t_{a3} \quad (3.35)$$

$$\sigma_{eq3} = \sqrt{\sigma_{n3}^2 + 3 * (\tau_{n3}^2 + \tau_{a3}^2)} \quad (3.36)$$

Tabla 3.20: Resultados del análisis de las soldaduras del eslabón del pie y de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
$\sigma_n$ de la soldadura del eslabón del pie	$\sigma_{n3}$	MPa	34.49
$\sigma_{eq}$ de la soldadura del eslabón del pie	$\sigma_{eq3}$	MPa	66.50
$\sigma_n$ de la soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla	$\sigma_{n1+}$	MPa	19.48
$\sigma_{eq}$ de la soldadura de la pieza superior del eslabón muslo/pantorrilla	$\sigma_{eq1+}$	MPa	37.84

### 3.1.11 Verificación de la abrazadera

El eslabón deberá ser capaz de mantener su longitud incluso cuando se le somete a carga para que el sistema telescópico funcione correctamente. Para el análisis de este elemento se tomarán los valores de fuerza axial que deberá sostener el eslabón del muslo (ver fig. 3.12a), ya que éste es el que deberá soportar el peso del resto de la cadena cinemática. La teoría utilizada para este cálculo es unión por zunchado [Wittel, 2015]. Cabe mencionar, además que debido a que se trabaja sobre una sección reducida del tubo, cuando se hable del diámetro exterior del mismo, se tratará del diámetro exterior de la sección reducida. Las tablas 3.21 y 3.22 muestran los parámetros y resultados de este análisis respectivamente.

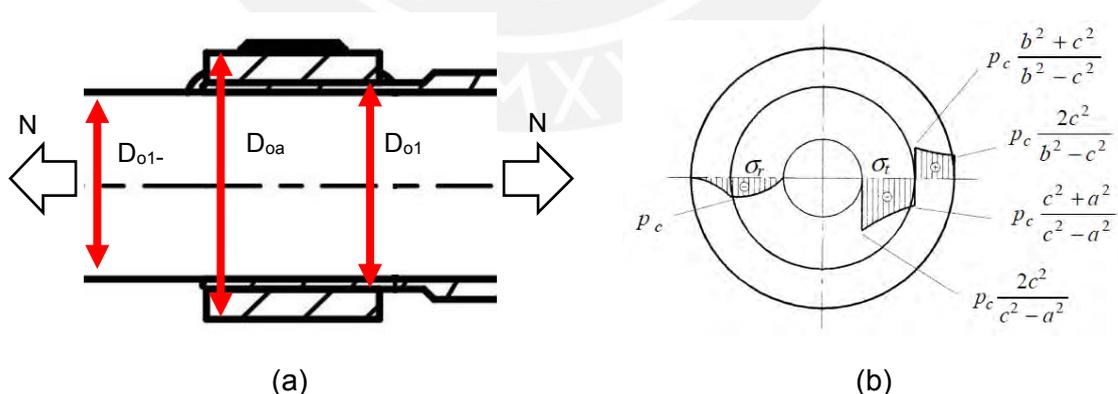


Figura 3.12: a) esquema de sujeción de la abrazadera; b) distribución de esfuerzos radiales y tangenciales en una unión por zunchado en función del radio [Paulsen,2014]

Tabla 3.21: Parámetros que intervienen en el diseño de la abrazadera

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Coefficiente de fricción estática acero-policarbonato	$\mu_s$	N/A	0.5
Máxima fuerza axial en eslabón del muslo	$N_{1,max}$	N	655.7
Área de presión entre tubo y barra del eslabón del muslo	$A_c$	mm <sup>2</sup>	$3.09 \cdot 10^3$
Módulo de elasticidad del acero	E	MPa	$2.0 \cdot 10^5$
Radio exterior del tubo del eslabón del muslo	$r_{o1+}$	mm	21
Radio interior del tubo del eslabón del muslo	$r_{i1+}$	mm	20
Rugosidad superficial de la barra	$R_{te}$	$\mu\text{m}$	25
Rugosidad superficial interior del tubo	$R_{ta}$	$\mu\text{m}$	25
Módulo de Poisson del acero	$\nu$	N/A	0.3
Esfuerzo de fluencia del acero AISI 431	$\sigma_f$	MPa	620

La presión de contacto requerida entre el tubo y la barra del eslabón del muslo se calcula con ayuda de la ec. 3.37. La interferencia diametral mínima requerida por la abrazadera se calcula con ayuda de la ec. 3.39 y para eso primero es necesario determinar la interferencia radial (sin considerar la rugosidad) en función de la presión de contacto mínima requerida y las características mecánicas y geométricas del material, la cual se halla con ayuda de la ec. 3.38.

$$P_c = \frac{N}{\mu_{\text{acero-policarbonato}} \cdot A_c} \quad (3.37)$$

$$\delta_r = P_c * \frac{r_{o1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} * \frac{2 * r_{i1+}}{E} \quad (3.38)$$

$$I_d = 2 * [\delta_r + 0.6 * (R_{te} + R_{ta})] \quad (3.39)$$

Se debe conocer el desplazamiento radial máximo de las paredes de la abrazadera (ec. 3.40) y la presión que esta debe ejercer sobre el tubo (ec. 3.41) para poder calcular la distribución de esfuerzos en ésta. La ecuación 3.41 se obtiene en base a la teoría de unión por zunchado [Wittel, 2015]. Las ecuaciones 3.42 y 3.43 permiten calcular los esfuerzos máximos en la abrazadera (ver fig. 3.12b). Mientras que el esfuerzo equivalente en la misma será determinado con la ecuación 3.44 de acuerdo a la teoría de falla de Máxima Energía de Distorsión. Finalmente, la ecuación 3.45 calcula el factor de seguridad de la abrazadera.

$$u = \frac{l_d + \Delta_{max}}{2} \quad (3.40)$$

$$P_a = \frac{\frac{1-\nu}{E} * \frac{P_c * r_{i1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} * r_{o1+} + \frac{1+\nu}{E} * \frac{r_{i1+}^2 * r_{o1+}^2}{r_{o1+}} * \frac{P_c}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} - u * \frac{\nu}{E} * \frac{P_c * r_{i1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} * r_{o1+}}{\frac{1-\nu}{E} * \frac{r_{o1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} * \frac{r_{o1+}}{2} + \frac{1+\nu}{E} * \frac{r_{i1+}^2 * r_{o1+}^2}{r_{o1+}} * \frac{1}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} - \frac{\nu}{E} * \frac{r_{o1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} * r_{o1+}} \quad (3.41)$$

$$\sigma_{r,max} = P_a \quad (3.42)$$

$$\sigma_{t,max} = P_a * \frac{r_{i1+}^2 + r_{o1+}^2}{r_{o1+}^2 - r_{i1+}^2} \quad (3.43)$$

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_{r,max}^2 + \sigma_{t,max}^2 - \sigma_{r,max} * \sigma_{t,max}} \quad (3.44)$$

$$FS_a = \frac{\sigma_f}{\sigma_{t,max}} \quad (3.45)$$

Tabla 3.22: Resultados del análisis de la abrazadera

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Presión de contacto requerida entre tubo y barra del eslabón del muslo	$P_c$	MPa	0.42
Interferencia radial requerida entre tubo y barra del eslabón del muslo	$\delta_r$	$\mu\text{m}$	0.29
Interferencia diametral requerida entre tubo y barra del eslabón del muslo	$l_d$	$\mu\text{m}$	60.6
Desplazamiento radial máximo de las paredes de la abrazadera	$u$	$\mu\text{m}$	61.8
Presión ejercida por la abrazadera	$P_a$	MPa	34.2
Esfuerzo radial máximo en la abrazadera	$\sigma_{r,max}$	MPa	34.2
Esfuerzo tangencial máximo en la abrazadera	$\sigma_{t,max}$	MPa	198.2
Esfuerzo equivalente máximo en la abrazadera	$\sigma_{eq}$	MPa	183.5
Factor de seguridad de la abrazadera	$FS_a$	N/A	3.13

### 3.2 Sujeción de la cadera del paciente

En este inciso se profundizará en el diseño del mecanismo de sujeción y accionamiento de la cadera del paciente. La importancia de que ambos extremos laterales de la pelvis se desplacen bidimensionalmente sobre el plano sagital se debe a que al fijar la pelvis

e impedir este movimiento, se cambia significativamente los parámetros de marcha de individuos sanos, así como, de acuerdo a estudios realizados con electromiogramas, se alteran significativamente los patrones de activación de los músculos involucrados [Lim, 2009]. En la marcha además del desplazamiento de la pelvis alrededor de las articulaciones de las piernas para acompañar este movimiento, es importante considerar que la pelvis rota alrededor de un eje vertical paralelo al eje del tronco del cuerpo humano [Whittle, 2007].

### **3.2.1 Desplazamiento de la pelvis**

El ciclo de marcha de cada pierna se puede dividir en dos grandes etapas: balanceo (“swing”) y apoyo (“stance”). Durante la fase de apoyo la pelvis del lado correspondiente rota alrededor de un eje imaginario que pasa por la articulación del tobillo y es perpendicular al plano sagital. Además, en esta fase la pelvis del otro extremo se desplaza ligeramente hacia abajo durante su fase de balanceo [Whittle, 2007]. A estos movimientos hay que sumarle el desplazamiento debido a la rotación de la pelvis alrededor del tronco del cuerpo humano. El balanceo ubicado en el plano frontal tiene un rango de  $-4^{\circ}$  a  $4^{\circ}$ , mientras que la rotación alrededor del eje del tronco tiene una variación de  $-10^{\circ}$  a  $10^{\circ}$  [Perry, 1992].

En la figura 3.13 se puede observar el desplazamiento de la pelvis desde distintas perspectivas. La fase del desplazamiento a estudiar será la de apoyo pues tiene el mayor impacto sobre el desplazamiento vertical de la pelvis. Para calcular los límites del desplazamiento del mecanismo que moverá a la pelvis, se tomará como referencia un sistema de referencia que se desplace con el centroide de la pelvis (ver Fig. 3.13b).

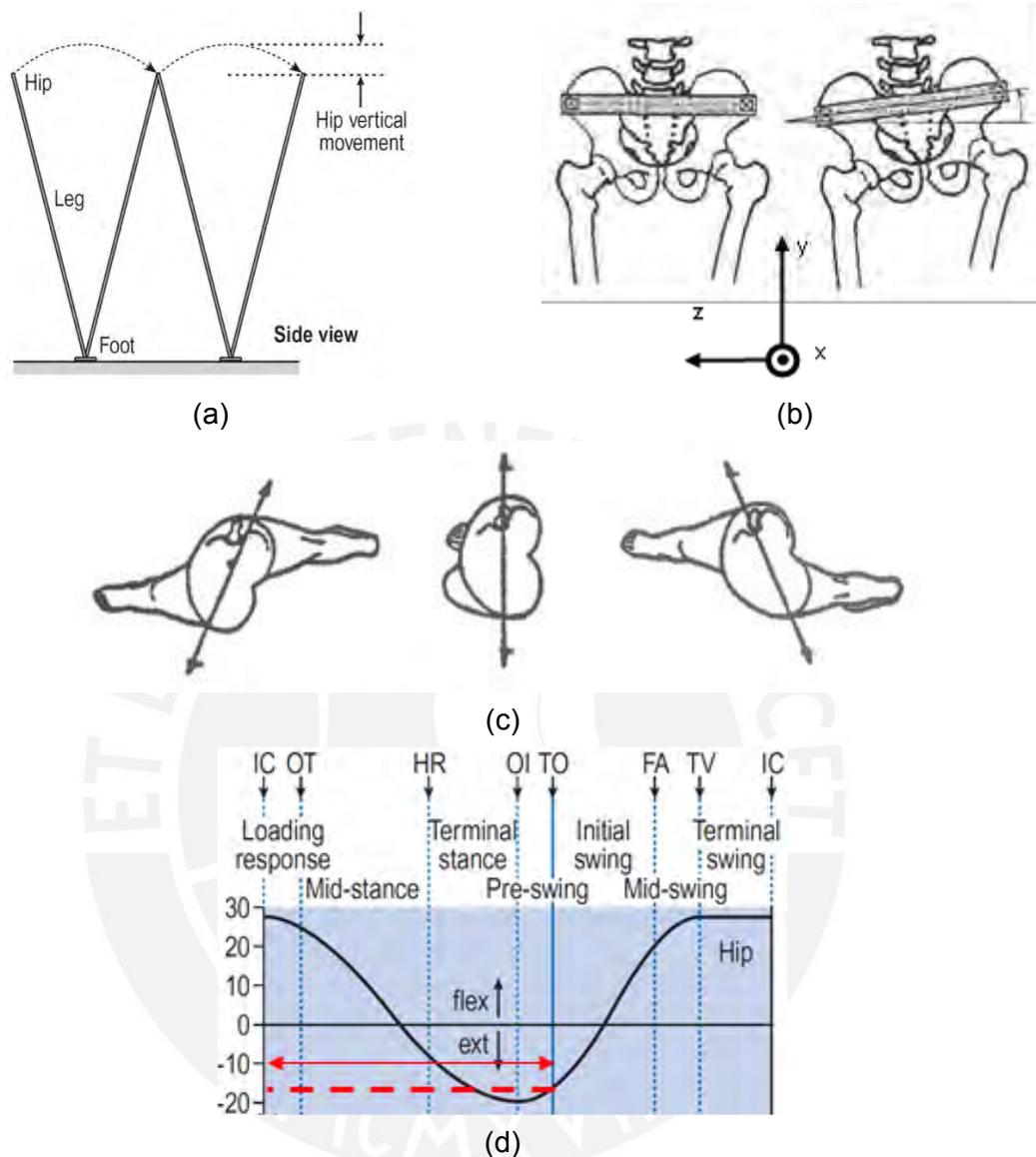


Figura 3.13: a) Modelo de un péndulo invertido para desplazamiento vertical de la pelvis rotando alrededor de la articulación del tobillo [Whittle, 2007]; b) inclinación de la pelvis en el plano frontal durante la marcha; c) rotación de la pelvis alrededor del eje del tronco del cuerpo humano [Perry, 1992]; d) ángulo de rotación de la articulación de la cadera en la fase de apoyo [Whittle, 2007].

En el cálculo del desplazamiento se tomará como caso crítico el de la persona de mayor estatura contemplada en el diseño de este Proyecto y se utilizarán las ecuaciones 3.46 a 3.48. La pierna rota alrededor de la pelvis entre los ángulos  $-18^\circ$  a  $28^\circ$ . Se asume que al comienzo y al final de la fase de apoyo la pierna se encuentra totalmente extendida. En la tabla 3.23 se muestran los parámetros del desplazamiento de la cadera.

$$\Delta y_{\text{frontal}} = b_{\text{cadera}} * \sin \theta_{\text{inclinación pelvis}} \quad (3.46)$$

$$\Delta y_{sagital} = l_{pierna} * (1 - \cos \theta_{cadera-pierna}) \quad (3.47)$$

$$\Delta x_{cadera} = \frac{b_{cadera}}{2} * 2 * \sin \theta_{rotación pelvis} \quad (3.48)$$

Tabla 3.23: parámetros de desplazamiento relativo de los extremos de la cadera

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Longitud de la pierna (tobillo hasta cadera)	$l_{pierna}$	cm	83.5
Ancho de la cadera	$b_{cadera}$	cm	34.8
Ángulo de inclinación de la pelvis	$\theta_{inclinación pelvis}$	°	4
Ángulo de inclinación máxima cadera-pierna	$\theta_{cadera-pierna}$	°	28
Ángulo de rotación de la pelvis	$\theta_{rotación pelvis}$	°	10
Desplazamiento vertical de la cadera por inclinación	$\Delta y_{frontal}$	cm	2.43
Desplazamiento vertical de la cadera por rotación alrededor del tobillo	$\Delta y_{sagital}$	cm	9.77
Desplazamiento de la cadera en el eje X por rotación alrededor del tronco	$\Delta x_{cadera}$	cm	6.04

Por los resultados mostrados en la tabla 3.23 se elige un espacio de trabajo mayor al necesario para el diseño del mecanismo que moverá y sostendrá la cadera: el desplazamiento del punto del mecanismo que corresponderá a la cadera será dentro de un rectángulo de 10cm de horizontal y 15cm de vertical.

### 3.2.2 Relaciones geométricas del mecanismo que desplazará a la pelvis

La disposición física del mecanismo que sostendrá la cadera determinará la forma en la que se transmiten las fuerzas sobre las barras del mismo. Por este motivo es importante conocer las relaciones geométricas que existen en el mecanismo mencionado para su correcto diseño. En la Fig. 3.14 se observa el esquema del mecanismo propuesto con la nomenclatura de sus partes a ser utilizada en este Proyecto. Cabe mencionar que el cuadrilátero mostrado en el mecanismo es un paralelogramo. Las ecuaciones 3.49 a 3.52 describen vectorialmente el comportamiento cinemático del mecanismo propuesto respecto del sistema de referencia x e y que se ha fijado al apoyo A.

Como se puede observar en la Ec. 3.52, la ubicación del punto P, donde se sujetará la pelvis, dependerá finalmente de 2 variables que serán controladas por accionamientos ( $\theta_B$  y  $\theta_D$ ) y 3 que dependerán del diseño de las barras ( $r_B$ ,  $r_D$  y  $r_P$ ). Los límites de giro de

los servomotores, para los cuales se realizará el diseño de este Proyecto, serán  $5^\circ$  a  $60^\circ$  para  $\theta_B$  y  $-5^\circ$  a  $-60^\circ$  para  $\theta_D$ . De este modo se garantiza un área de desplazamiento lo suficientemente grande, dentro de la cual cabe el área propuesta de  $10\text{cm} \times 15\text{cm}$  del inciso 3.2.1, como se observa en la Fig. 3.15. Es importante mencionar que el diseño de este mecanismo se hará teniendo en cuenta que los rangos de rotación para los servomotores serán:  $5^\circ < \theta_B < 60^\circ$  y  $-5^\circ > \theta_D > -60^\circ$ .

$$\vec{B} = \begin{pmatrix} r_B \cdot \cos \theta_B \\ r_B \cdot \sin \theta_B \end{pmatrix} \quad (3.49)$$

$$\vec{D} = \begin{pmatrix} r_D \cdot \cos \theta_D \\ r_D \cdot \sin \theta_D \end{pmatrix} \quad (3.50)$$

$$\vec{C} = \vec{B} + \vec{D} = \begin{pmatrix} r_B \cdot \cos \theta_B + r_D \cdot \cos \theta_D \\ r_B \cdot \sin \theta_B + r_D \cdot \sin \theta_D \end{pmatrix} \quad (3.51)$$

$$\vec{P} = \vec{C} + \vec{D} \cdot \frac{r_P}{r_D} = r_B \cdot \begin{pmatrix} \cos \theta_B \\ \sin \theta_B \end{pmatrix} + [r_D + r_P] \cdot \begin{pmatrix} \cos \theta_D \\ \sin \theta_D \end{pmatrix} \quad (3.52)$$

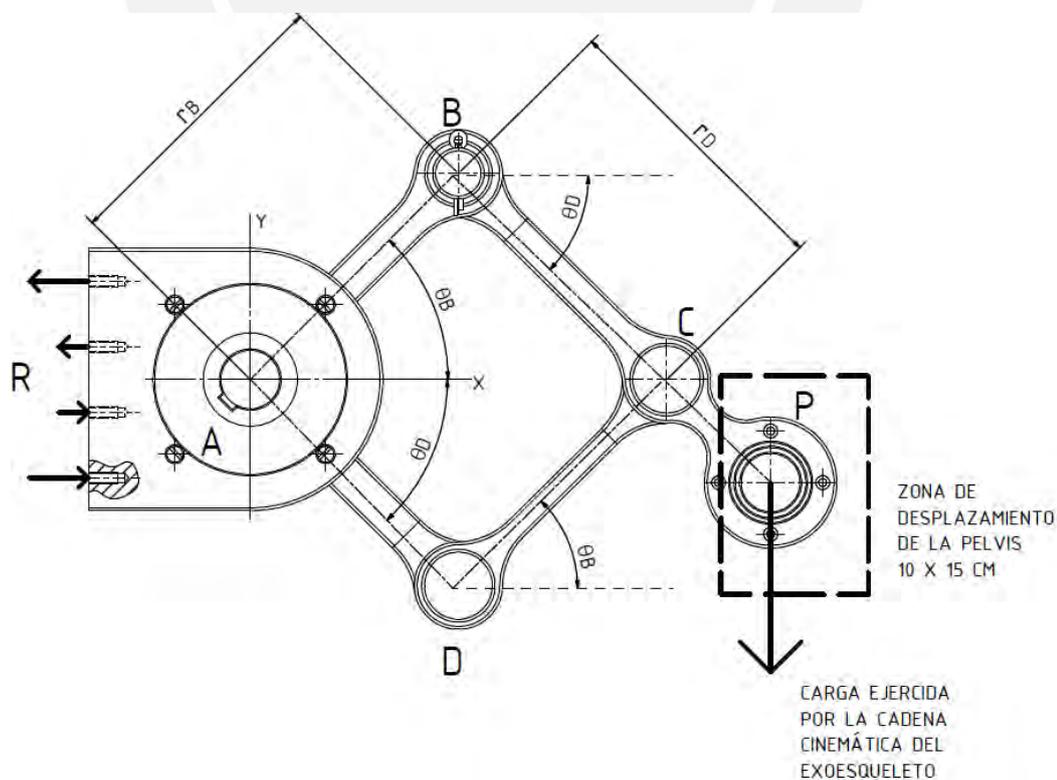


Figura 3.14: Esquema cinemático del mecanismo planteado.

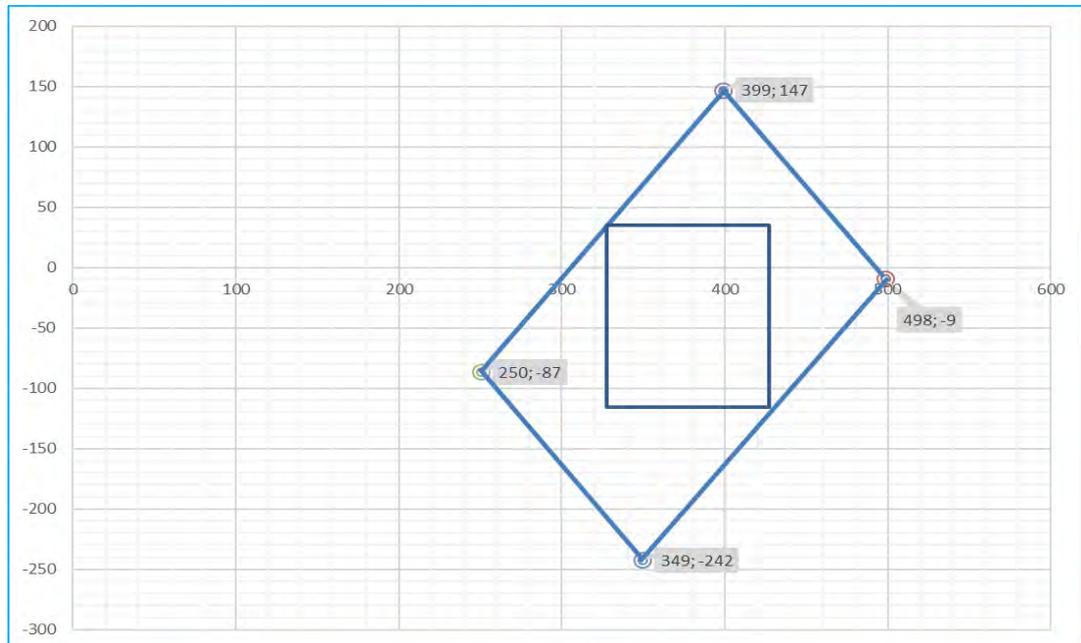


Figura 3.15: Espacio de trabajo del punto P del mecanismo que moverá la cadera para el diseño del mecanismo, incluye el rectángulo de desplazamiento previsto para este propósito. Punto (0;0) corresponde al punto A del paralelogramo.

### 3.2.3 Análisis cargas en el mecanismo que desplazará la pelvis

Las figuras 3.16 a 3.19 muestran los diagramas de cuerpo libre de los elementos del mecanismo que movería la cadera. Sobre ellos, aplicando la tercera ley de Newton se hallarán las fuerzas y momentos que actúan sobre cada elemento para así hallar posteriormente los esfuerzos sobre ellos. La tabla 3.24 muestra los resultados de este análisis, el cual será realizado para cuatro posiciones distintas del mecanismo:  $\theta_B$  mínimo y  $\theta_D$  mínimo,  $\theta_B$  mínimo y  $\theta_D$  máximo,  $\theta_B$  máximo y  $\theta_D$  mínimo,  $\theta_B$  máximo y  $\theta_D$  máximo (ver inciso 3.2.2). Además, el mecanismo se analizará cuando la marcha se encuentra en las etapas de contacto inicial y de impulso inicial. Los parámetros para resolver estas ecuaciones serán los resultados obtenidos en el inciso 3.1.1 a 3.1.3. La deducción de las ecuaciones 3.53 a 3.67 se muestran en el Anexo Y de Cálculos. Éstas serán utilizadas para determinar el valor de las fuerzas aplicadas sobre los elementos del mecanismo en función del ángulo de giro de cada servomotor y las características mecánicas y geométricas de las mismas. Es importante mencionar que las barras AB y



$$M_{fxC} = M_{fx1} \quad (3.57)$$

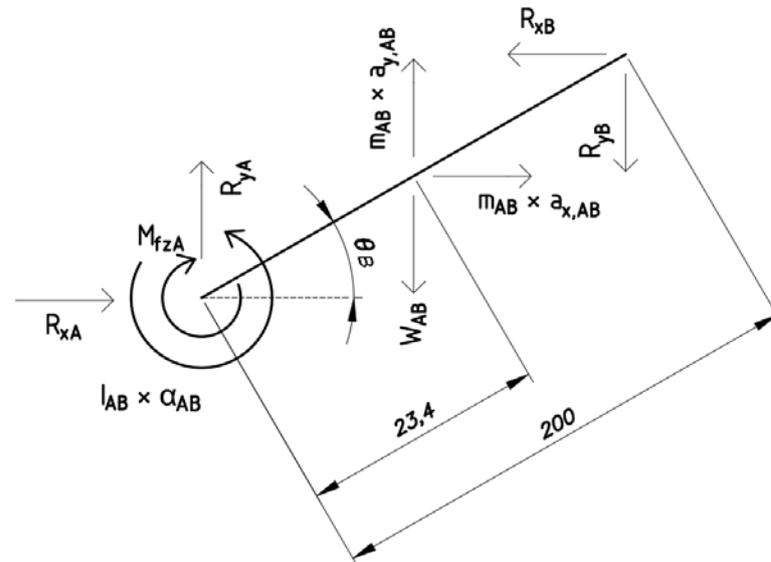


Figura 3.17: Diagrama de cuerpo libre de la barra AB

$$R_{xA} = R_{xB} \quad (3.58)$$

$$R_{yA} = R_{yB} \quad (3.59)$$

$$M_{fzA} = (R_{xB} * \text{sen } \theta_B - R_{yB} * \text{cos } \theta_B) * r_B \quad (3.60)$$

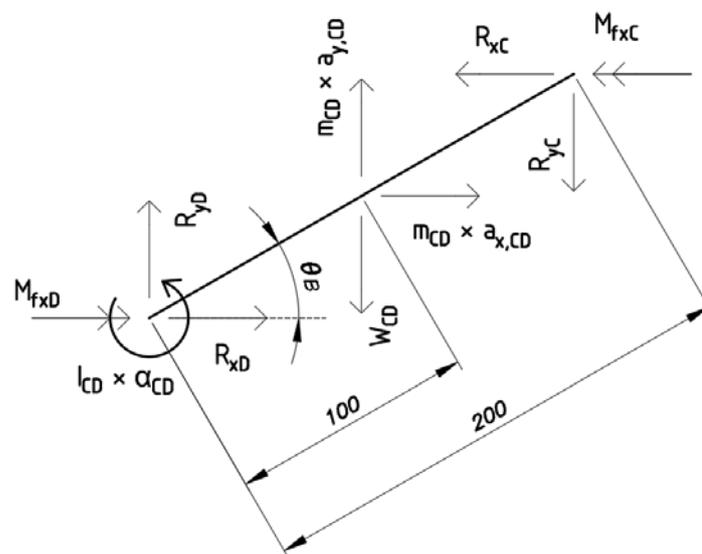


Figura 3.18: Diagrama de cuerpo libre de la barra CD

$$R_{yD} = R_{yC} \quad (3.61)$$

$$R_{xD} = R_{xC} \quad (3.62)$$

$$M_{fxD} = M_{fxC} \quad (3.63)$$

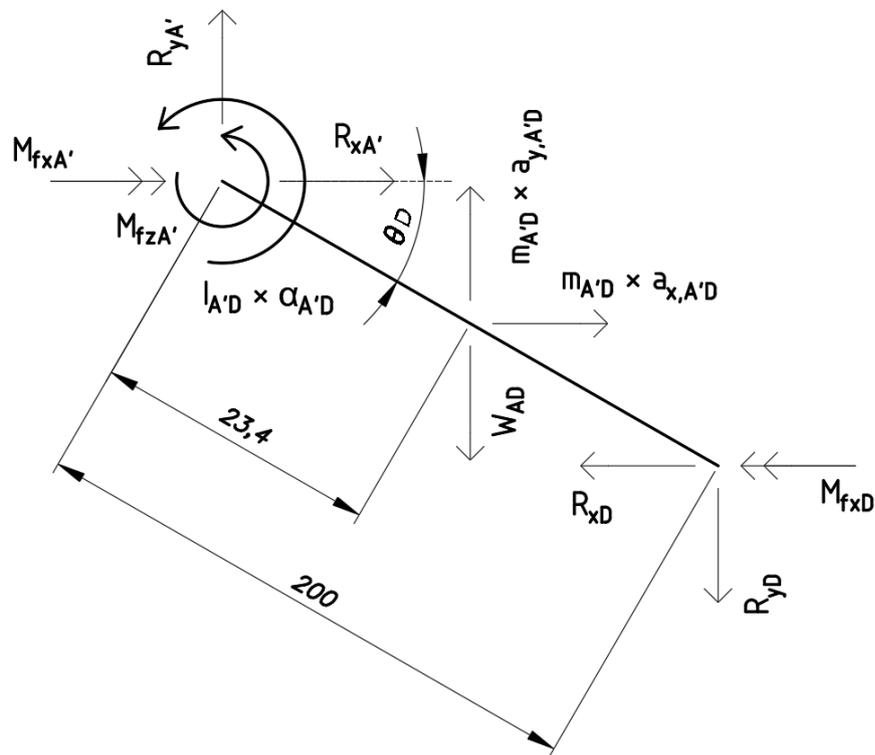


Figura 3.19: Diagrama de cuerpo libre de la barra A'D

$$R_{yA'} = R_{yD} \quad (3.64)$$

$$R_{xA'} = R_{xD} \quad (3.65)$$

$$M_{fzA'} = (R_{yD} * \cos \theta_D + R_{xD} * \sen \theta_D) * r_D \quad (3.66)$$

$$M_{fxA'} = M_{fxD} \quad (3.67)$$

Tabla 3.24: Resultados del análisis cinético del mecanismo de la cadera

Variable	Un.	Contacto inicial				Impulso inicial			
		$\Theta_B$ mín $\Theta_D$ mín	$\Theta_B$ mín $\Theta_D$ máx	$\Theta_B$ máx $\Theta_D$ mín	$\Theta_B$ máx $\Theta_D$ máx	$\Theta_B$ mín $\Theta_D$ mín	$\Theta_B$ mín $\Theta_D$ máx	$\Theta_B$ máx $\Theta_D$ mín	$\Theta_B$ máx $\Theta_D$ máx
Reacción $R_{xC}$	N	<b>14884.0</b>	2258.4	1431.3	1186.2	-985.0	-782.1	-94.7	-410.8
Reacción $R_{yC}$	N	1302.2	197.6	<b>2479.1</b>	2054.6	-86.2	-68.4	-164.1	-711.6
Reacción $R_{xB}$	N	<b>-14884.0</b>	-2258.4	-1431.3	-1186.2	985.0	782.1	94.7	410.8
Reacción $R_{yB}$	N	-576.8	527.8	<b>-1753.8</b>	-1329.2	811.5	793.8	889.4	1436.9
Momento $M_{fxC}$	Nm	<b>93.5</b>							
Reacción $R_{xA}$	N	<b>-14884.0</b>	-2258.4	-1431.3	-1186.2	985.0	782.1	94.7	410.8
Reacción $R_{yA}$	N	-576.8	527.8	<b>-1753.8</b>	-1329.2	811.5	793.8	889.4	1436.9
Momento $M_{fzA}$	Nm	<b>-144.5</b>	<b>-144.5</b>	-72.5	-72.5	<b>-144.5</b>	<b>-144.5</b>	-72.5	-72.5
Reacción $R_{yD}$	N	1302.2	197.6	<b>2479.1</b>	2054.6	-86.2	-68.4	-164.1	-711.6
Reacción $R_{xD}$	N	<b>14884.0</b>	2258.4	1431.3	1186.2	-985.0	-782.1	-94.7	-410.8
Momento $M_{fxD}$	Nm	<b>93.5</b>							
Reacción $R_{yA'}$	N	1302.2	197.6	<b>2479.1</b>	2054.6	-86.2	-68.4	-164.1	-711.6
Reacción $R_{xA'}$	N	<b>14884.0</b>	2258.4	1431.3	1186.2	-985.0	-782.1	-94.7	-410.8
Momento $M_{fzA'}$	Nm	0.0	-371.4	<b>469.0</b>	0.0	0.0	128.6	-31.0	0.0
Momento $M_{fxA'}$	Nm	<b>93.5</b>							

### 3.2.4 Esfuerzos críticos sobre los elementos del mecanismo

En este inciso se mostrarán únicamente los resultados del cálculo de fuerzas internas y esfuerzos obtenidos para el punto crítico de cada barra. El mecanismo fue analizado en cuatro puntos distintos, análogamente al procedimiento realizado en el inciso 3.2.3. La tabla 3.25 muestra los parámetros geométricos de los elementos, que servirán como parámetros para el análisis de esfuerzos, mientras que la tabla 3.26 muestra los resultados del análisis de esfuerzos. Cabe mencionar que la sección de cada elemento es sólida. Las ecuaciones 3.68 a 3.71 permiten hallar los resultados mostrados en la tabla 3.26. Éstas se basan sobre la sección transversal de los elementos. Además, éstas utilizan como parámetros las fuerzas y momentos internos, cuyo análisis se mostrará en el anexo A de Cálculos. La fig. 3.20 muestra las secciones críticas de los elementos del mecanismo y los puntos de análisis sobre ellas.

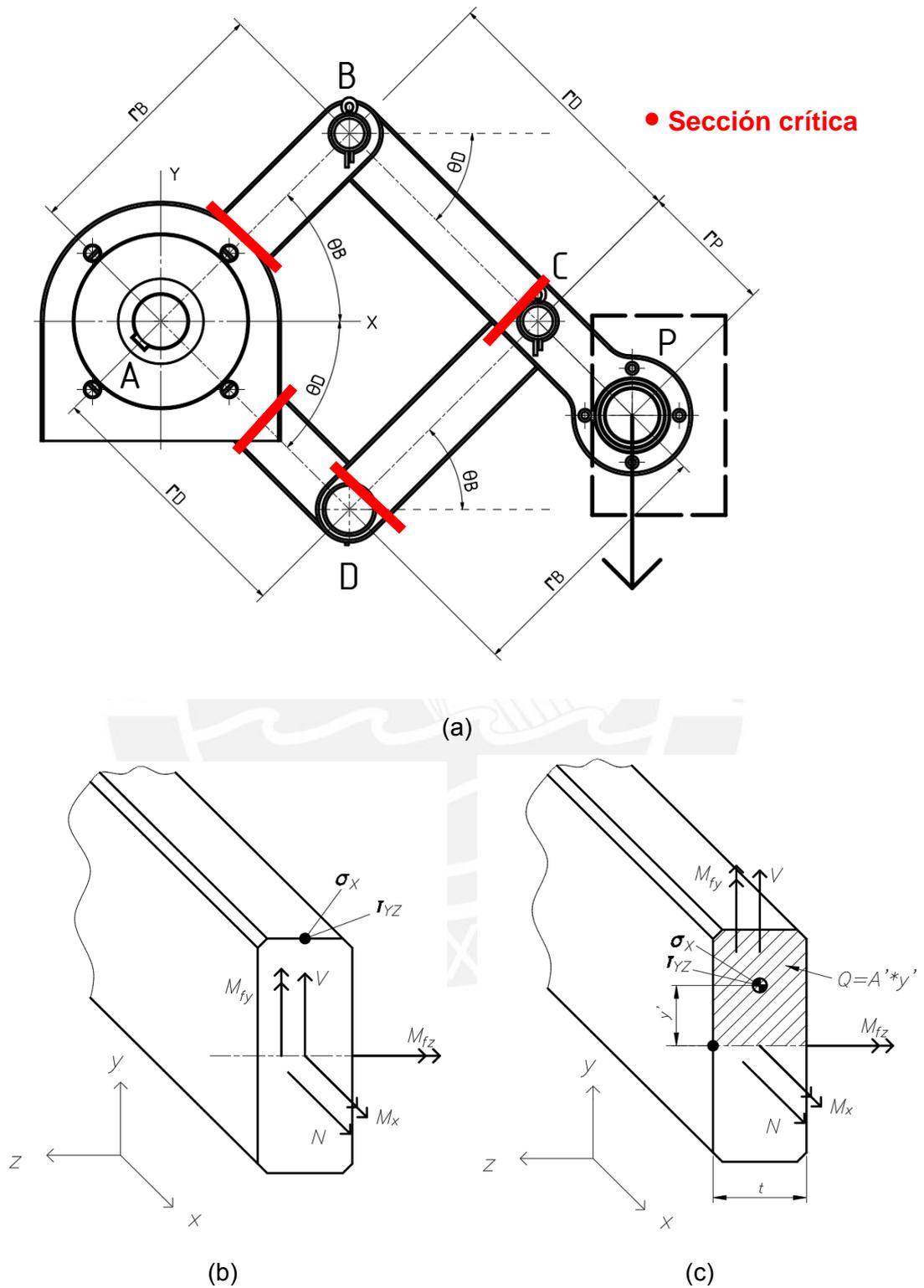


Figura 3.20: a) Esquema del mecanismo que muestra las secciones críticas analizadas; b) Primer punto analizado de la sección crítica de alguno de los elementos del mecanismo (AB, BP, CD o A'D); c) Segundo punto analizado de la sección crítica de uno de los elementos del mecanismo (AB, BP, CD o A'D)

Tabla 3.25: parámetros geométricos de los elementos del mecanismo

Parámetro	Unidad	Valor
Sección transversal del elemento AB	mm x mm	20 x 27
Sección transversal del elemento BP	mm x mm	20 x 23
Sección transversal del elemento CD	mm x mm	20 x 15
Sección transversal del elemento A'D	mm x mm	20 x 27

$$\sigma_N = \frac{N}{A} + \frac{M_{fz} * y}{I_z} \quad (3.68)$$

$$\tau = \frac{T * c}{J} + \frac{V * Q}{I * t} \quad (3.69)$$

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_N^2 + 3 * \tau_T^2} \quad (3.70)$$

$$F.S. = \frac{\sigma_f}{\sigma_{eq}} \quad (3.71)$$

Tabla 3.26: Esfuerzos críticos y factores de seguridad de los elementos del mecanismo

Variable	Unidad	Valor
Esfuerzo equivalente crítico en elemento AB	MPa	229.5
Esfuerzo equivalente crítico en elemento BP	MPa	91.4
Esfuerzo equivalente crítico en elemento CD	MPa	215.8
Esfuerzo equivalente crítico en elemento A'D	MPa	228.8
Factor de seguridad del elemento AB	N/A	2.61
Factor de seguridad del elemento BP	N/A	6.56
Factor de seguridad del elemento CD	N/A	2.78
Factor de seguridad del elemento A'D	N/A	2.62

### 3.2.5 Verificación de los pasadores de las articulaciones del mecanismo

Tras haber realizado el análisis de falla de los pasadores del mecanismo se aprecia que éste es el elemento crítico que determinaría las dimensiones de las barras del mismo. El procedimiento de análisis fue análogo al que se realizaría para una clavija empotrada en un extremo [Wittel, 2015]. La diferencia radica en que, para este caso, cada parte del pasador en contacto con el mecanismo se comporta como una clavija empotrada en un

extremo, por lo que este análisis deberá ser realizado para cada lado del pasador de manera individual, de modo que se verifique que ninguno falle por flexión o aplastamiento.

Los parámetros de longitud empotrada  $L_2$  y longitud libre  $L_1$  serán tomados del inciso 3.2.4, mientras que los demás se mostrarán en la tabla 3.27. La tabla 3.28 muestra los resultados de este análisis. La figura 3.21 muestra las relaciones geométricas de este cálculo. Las distancias  $L_1$  y  $L_2$  hacen referencia, en este caso, a los anchos de los elementos articulados entre sí por el pasador siendo analizado. Las ecuaciones 3.72 y 3.73 permiten realizar el cálculo de verificación por este tipo de falla.

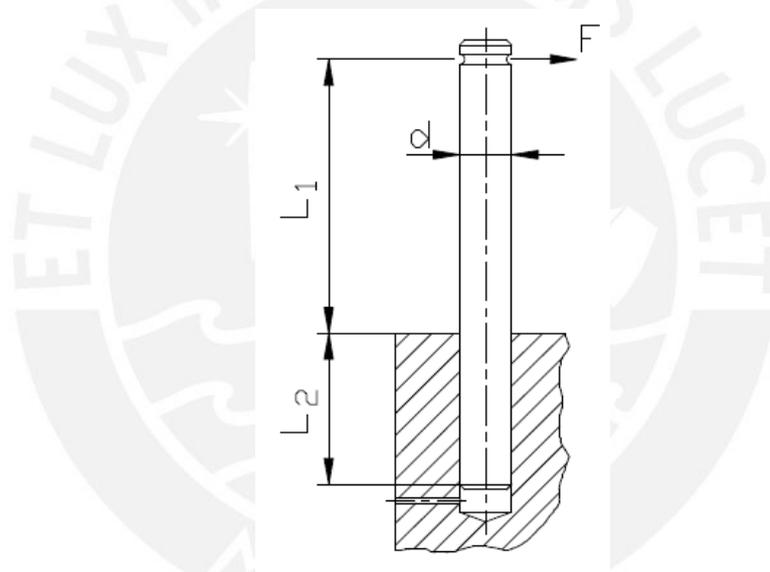


Figura 3.21: Clavija empotrada en un extremo [Paulsen, 2014].

Tabla 3.27: Parámetros del análisis de los pasadores del mecanismo

Parámetro	Unidad	Valor
Esfuerzo de fluencia del acero inoxidable AISI 431	MPa	600
Esfuerzo/presión admisible (F.S. = 2.5)	MPa	240
Fuerza resultante sobre pasador C	N	15173
Fuerza resultante sobre pasador B	N	15173
Fuerza resultante sobre pasador D	N	15270
Diámetro del pasador C	mm	35
Diámetro del pasador B	mm	35
Diámetro del pasador D	mm	35

$$\sigma_f = \frac{32 * F * L_1}{\pi * D^3} \leq \sigma_{adm} \quad (3.72)$$

$$p_{max} = \frac{F}{D * L_2} + \frac{6}{D * L_2^2} * F * (L_1 + \frac{L_2}{2}) \leq \sigma_{adm} \quad (3.73)$$

Tabla 3.28: Resultados del análisis de los pasadores del mecanismo

Variable	Unidad	Valor
Esfuerzo flector crítico sobre pasador C	MPa	71.91
Esfuerzo flector crítico sobre pasador B	MPa	71.91
Esfuerzo flector crítico sobre pasador D	MPa	72.36
Presión máxima sobre pasador C	MPa	216.2
Presión máxima sobre pasador C	MPa	216.2
Presión máxima sobre pasador C	MPa	217.6

### 3.2.6 Cordones de soldadura del mecanismo de la cadera

Análogamente al análisis realizado en el inciso 3.1.10 de este Proyecto, también se utilizará el Eurocódigo 3 para verificar los cordones de soldadura presentes en el elemento A'D/AB [Paulsen, 2014]. La fig. 3.22 ilustra la proyección de los cordones de soldadura con la cual se trabajará en este análisis y las cargas sobre el elemento A'D. La tabla 3.29 muestra los parámetros para este análisis, mientras la tabla 3.30 muestra sus resultados. Las ecuaciones 3.74 a 3.79 se usarán para este análisis.

En la tabla 3.30 se puede observar que se cumplen las dos condiciones del Eurocódigo 3: el esfuerzo equivalente en el cordón de soldadura es menor al esfuerzo de la condición 1 y el esfuerzo normal en el plano de la garganta del cordón de soldadura es menor al esfuerzo de la condición 2.

$$n_{A'} = \frac{M_{fz,A'D} * (0.5 * L_{A'D} + a)}{I_{z,A'D}} + \frac{N_{A'D}}{A_{A'D}} \quad (3.74)$$

$$t_{a,A'} = \frac{V_{A'D}}{2 * L_{A'D} * a} + \frac{M_{x,A'D} * (0.5 * L_{A'D} + a)}{J_{A'D}} \quad (3.75)$$

$$\sigma_{n,A'} = \frac{n_3 + t_{n3}}{\sqrt{2}} \quad (3.76)$$

$$\tau_{n,A'} = \frac{n_3 - t_{n3}}{\sqrt{2}} \quad (3.77)$$

$$\tau_{a,A'} = t_{a3} \quad (3.78)$$

$$\sigma_{eq,A'} = \sqrt{\sigma_{n,A'}^2 + 3 * (\tau_{n,A'}^2 + \tau_{a,A'}^2)} \quad (3.79)$$

Tabla 3.29: Parámetros para el análisis de los cordones de soldadura del mecanismo

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Resistencia a la tracción del acero AISI 431	$\sigma_B$	MPa	800
Factor de seguridad de la soldadura	$\gamma_{Mw}$	-	2.5
Factor que depende del material	$\beta_w$	-	1.0
Condición 1	$\sigma_{cond1}$	MPa	320
Condición 2	$\sigma_{cond2}$	MPa	288
Máxima fuerza axial sobre elemento AB	$N_{AB}$	N	15000.2
Máxima fuerza de corte sobre elemento AB	$V_{AB}$	N	752.9
Máximo momento flector en Z en A	$M_{fz,A}$	Nm	157.0
Máximo momento torsor en X en A	$M_{x,A}$	Nm	0.0
Máxima fuerza axial sobre elemento A'D	$N_{A'D}$	N	15073.1
Máxima fuerza de corte sobre elemento A'D	$V_{A'D}$	N	2446.0
Máximo momento flector en Z en A'	$M_{fz,A'}$	Nm	482.8
Máximo momento torsor en X en A'	$M_{x,A'}$	Nm	93.5
Ancho de garganta de los cordones	$a$	mm	5

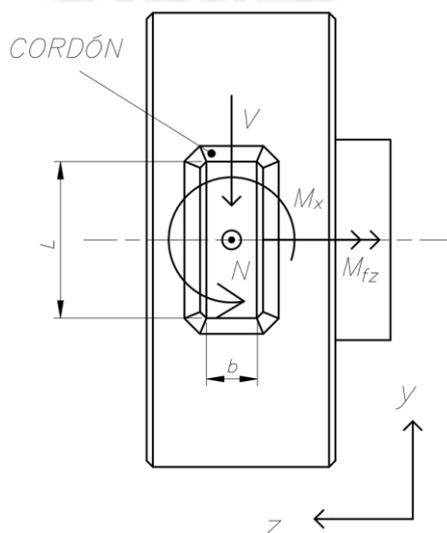


Figura 3.22: Sección proyectada de los cordones de soldadura del elemento A'D/AB

Tabla 3.30: Resultados del análisis de los cordones de soldadura del mecanismo

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Esfuerzo equivalente en soldadura en A	$\sigma_{eq,A}$	MPa	80.4
Esfuerzo en el plano de la garganta en soldadura en A	$\sigma_{n,A}$	MPa	40.1
Esfuerzo equivalente en soldadura en A'	$\sigma_{eq,A'}$	MPa	187.0
Esfuerzo en el plano de la garganta en soldadura en A'	$\sigma_{n,A'}$	MPa	85.5

### 3.2.7 Pandeo de los elementos del mecanismo de la cadera

La verificación ante pandeo de los elementos del mecanismo fue realizada utilizando el método de Euler [Rodríguez, 2014]. La tabla 3.31 muestra los esfuerzos normales máximos hallados en el análisis de cargas del mecanismo, mientras que la ec. 3.80 permite hallar el esfuerzo de pandeo y la tabla 3.32 muestra los esfuerzos de pandeo de cada elemento. De acuerdo a la teoría de Euler, si los esfuerzos normales son menores al esfuerzo de pandeo, no se produciría falla por este fenómeno. Además, se considera que el eje crítico de la sección de los elementos será el eje Z, ya que respecto a éste se presenta el menor momento de inercia de área. La fig. 3.23 muestra un esquema de este análisis.

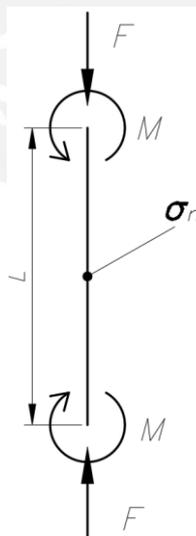


Figura 3.23: esquema de viga sometida a carga axial para verificación ante falla por pandeo.

Tabla 3.31: Parámetros para el análisis de pandeo de los elementos del mecanismo

Parámetro	Símbolo	Unidad	Valor
Módulo elástico del material	E	MPa	2.0*10 <sup>5</sup>
Longitud “esbelta” del elemento BP	L <sub>BP</sub>	m	0.2000
Longitud “esbelta” del elemento AB	L <sub>AB</sub>	m	0.1275
Longitud “esbelta” del elemento CD	L <sub>CD</sub>	m	0.2000
Longitud “esbelta” del elemento A'D	L <sub>A'D</sub>	m	0.1275
Área de la sección del elemento BP	A <sub>AB</sub>	m <sup>2</sup>	0.00054
Área de la sección del elemento AB	A <sub>BP</sub>	m <sup>2</sup>	0.00046
Área de la sección del elemento CD	A <sub>CD</sub>	m <sup>2</sup>	0.00030
Área de la sección del elemento A'D	A <sub>A'D</sub>	m <sup>2</sup>	0.00054
Momento de inercia crítico de la sección del elemento BP	I <sub>y,AB</sub>	m <sup>4</sup>	1.80*10 <sup>-8</sup>
Momento de inercia crítico de la sección del elemento AB	I <sub>y,BP</sub>	m <sup>4</sup>	1.53*10 <sup>-8</sup>
Momento de inercia crítico de la sección del elemento CD	I <sub>z,CD</sub>	m <sup>4</sup>	5.63*10 <sup>-9</sup>
Momento de inercia crítico de la sección del elemento A'D	I <sub>y,A'D</sub>	m <sup>4</sup>	1.80*10 <sup>-8</sup>
Máximo esfuerzo normal sobre el elemento BP	σ <sub>n,BP</sub>	MPa	229.5
Máximo esfuerzo normal sobre el elemento AB	σ <sub>n,AB</sub>	MPa	91.4
Máximo esfuerzo normal sobre el elemento CD	σ <sub>n,CD</sub>	MPa	215.7
Máximo esfuerzo normal sobre el elemento A'D	σ <sub>n,A'D</sub>	MPa	228.8

$$\sigma_{P,CD} = \frac{\pi^2 * E * I_{z,CD}}{L_{CD}^2 * A_{CD}} \quad (3.80)$$

Tabla 3.32: Resultados del análisis de pandeo de los elementos del mecanismo

Variable	Símbolo	Unidad	Valor
Esfuerzo de pandeo del elemento BP	σ <sub>p,BP</sub>	MPa	1645
Esfuerzo de pandeo del elemento AB	σ <sub>p,AB</sub>	MPa	4048
Esfuerzo de pandeo del elemento CD	σ <sub>p,CD</sub>	MPa	925
Esfuerzo de pandeo del elemento A'D	σ <sub>p,A'D</sub>	MPa	4048
Factor de seguridad ante el pandeo del elemento BP	FS <sub>p,BP</sub>	-	7.17
Factor de seguridad ante el pandeo del elemento AB	FS <sub>p,AB</sub>	-	44.28
Factor de seguridad ante el pandeo del elemento CD	FS <sub>p,CD</sub>	-	4.29
Factor de seguridad ante el pandeo del elemento A'D	FS <sub>p,A'D</sub>	-	17.69

## CAPÍTULO 4

### PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS

Este capítulo enlistará los planos que se obtienen del diseño de las mejoras planteadas en el capítulo 2 y desarrolladas en el capítulo 3.

#### 4.1 Planos

Los planos realizados en este Proyecto siguen las normas técnicas de dibujo mecánico para representar correctamente todos los detalles de fabricación que se requieren para cada pieza, así como su ensamblaje. Se debe considerar que los planos A1-EN1 y A1-EN2 corresponden a un lado del Exoesqueleto, por lo cual la cantidad de cada pieza que se requerirá finalmente es el doble a la cantidad mostrada en dichos planos. Los planos han sido nombrados de la siguiente manera:

AX-NNY

Donde:

- AX: hace referencia al tamaño del plano (p.ej.: A0 hace referencia al tamaño de hoja ISO A0)
- NN: hace referencia al tipo de plano, siendo las posibilidades: ES para Esquema; EX para Explosión de ensamble y vista isométrica; EN para Ensamble; DE para Despiece
- Y: hace referencia al número de plano para el tipo expresado de acuerdo a una numeración absoluta

La lista de planos adjuntos a este Proyecto es la siguiente:

- A0-ES1 : Esquema total del Proyecto
- A1-EX1 : Explosión Cadena Cinemática
- A1-EN1 : Ensamble Cadena Cinemática
- A1-DE1 : Despiece Cadena Cinemática
- A2-DE2 : Despiece Abrazadera
- A2-EX2 : Explosión del Mecanismo que moverá la Pelvis
- A1-ES2 : Posiciones del Exoesqueleto
- A1-EN2 : Ensamble del Mecanismo que moverá la Pelvis
- A1-DE3 : Despiece del Mecanismo que moverá la Pelvis
- A2-DE4 : Despiece del Apoyo del Mecanismo que moverá la pelvis

## **4.2 Estimación de costos**

En este inciso se revisará la lista de materiales necesarios para implementar este Proyecto. Ésta estará basada sobre los elementos mostrados en los planos mencionados en el inciso 4.1.

### **4.2.1 Lista de elementos a ser fabricados**

En este inciso se revisarán los elementos que, al no encontrarse disponibles en el mercado bajo las especificaciones requeridas, deberán ser fabricados. La estimación de costos de fabricación de estos elementos fue realizada con el apoyo de los profesores del laboratorio de Manufactura de la especialidad de Ing. Mecánica de la PUCP. La tabla 4.1 lista estos elementos. Para mayor información, ver Anexo G.

Tabla 4.1: Costo de elementos a ser fabricados

Ítem	Cant.	Descripción	Material	Proveedor del material	Costo estimado (S/.)
1	4	APOYO DEL MECANISMO	AISI 431	BOEHLER	12,940.00
2	4	ELEMENTO A'D/AB	AISI 431	BOEHLER	10,240.00
3	2	ELEMENTO BP	AISI 431	BOEHLER	2,200.00
4	2	ELEMENTO CD	AISI 431	BOEHLER	3,870.00
5	4	PIEZA SUPERIOR DEL ESLABÓN MUSLO/PANTORRILLA	AISI 304L	BOEHLER	6,640.00
6	4	BOCINA DE CONTACTO	POLICARBONATO	KLAR	400.00
7	4	PIEZA INFERIOR DEL ESLABÓN MUSLO/PANTORRILLA	AISI 304L	BOEHLER	9,680.00
8	4	ANILLO DE ABRAZADERA	AISI 431	BOEHLER	440.00
9	4	PASADOR DE ABRAZADERA	AISI 431	BOEHLER	360.00
10	4	PALANCA	AISI 431	BOEHLER	1,572.00
11	2	ESLABÓN DEL PIE	AISI 304L	BOEHLER	4,140.00
12	4	PASADOR 35X40	AISI 431	BOEHLER	780.00
13	2	PASADOR 35X54	AISI 431	BOEHLER	430.00
				TOTAL:	54,592.00

#### 4.2.1.1 Costos de logística

Bajo “Costos de logística” se comprende todo lo relacionado al transporte de los componentes fabricados de las instalaciones del proveedor a la Universidad, o el lugar donde se realice el ensamble del Exoesqueleto. Debido a que la fabricación de componentes fue cotizada en el taller de Manufactura de la PUCP, estos no incurrirán en un costo de transporte y la materia prima utilizada sería entregada por el proveedor incluyendo el costo de transporte en el precio de venta del material. Para la estimación de costos de los componentes a ser comprados se asumió un factor de flete que incluiría la importación, en caso sea necesaria, desaduanaje y transporte a la PUCP de los componentes.

#### 4.2.2 Lista de elementos a ser comprados

En este inciso se revisará los elementos que se pueden encontrar disponibles en el mercado. La tabla 4.2 lista estos elementos.

Tabla 4.2: Costo de elementos a ser comprados

Ítem	Cant.	Descripción	Norma	Material	Proveedor	Costo estimado (S/.)
1	4	ANILLO ELÁSTICO INTERNO 115X4	DIN 472	AISI 440B	STEEL MEFOBO	195.00
2	6	ANILLO ELÁSTICO INTERNO 80X2,5	DIN 472	AISI 440B	STEEL MEFOBO	170.00
3	4	ROD. RÍGIDO DE BOLAS 6015-2RSR	DIN 616		FAG	1,250.00
4	6	ROD. RÍGIDO DE BOLAS 6010-2RSR	DIN 616		FAG	680.00
5	4	ANILLO ELÁSTICO 75X4	DIN 471	DIN 440B	STEEL MEFOBO	70.00
6	6	ANILLO ELÁSTICO 50X2	DIN 471	DIN 440B		36.00
7	6	CLAVIJA DE SUJECIÓN 6,3X42	DIN EN 1234	AISI 302	STEEL MEFOBO	150.00
8	4	REMACHE 5X28	DIN 660	AISI 431		16.00
9	12	RODAMIENTO DE AGUJAS HK3520	DIN 618		FAG	480.00
TOTAL						3,047.00

#### 4.2.3 Costo de diseño

El diseño de este proyecto ha sido realizado en un periodo de aproximadamente 8 meses, invirtiendo un total aproximado de 600 horas de trabajo. Por lo tanto, el costo de diseño será:

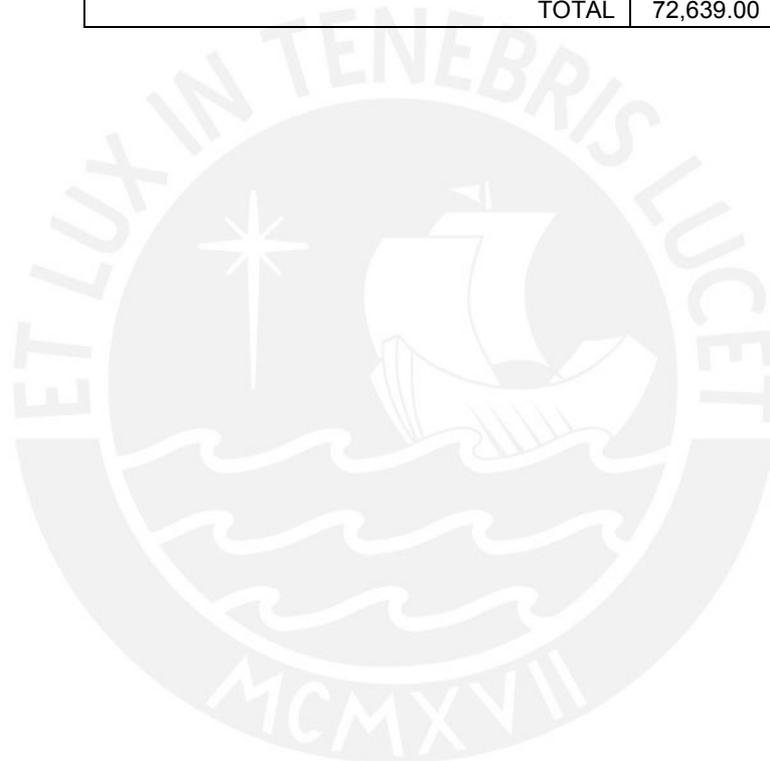
$$\text{Costo de diseño} = N_{\text{horas}} * \text{Costo}_{\text{hora}} = 600 \text{ horas} * 25 \text{ Soles/hora} = S/. 15,000.00$$

#### 4.2.4 Costo total

La tabla 4.3 muestra el costo total de la realización de este Proyecto.

Tabla 4.3: Costo total del Proyecto

<b>Descripción</b>	<b>Costo total (S/.)</b>
COSTO DE FABRICACIÓN	54,592.00
COSTO DE COMPONENTES COMERCIALES	3,047.00
COSTO DE DISEÑO	15,000.00
TOTAL	72,639.00



## CONCLUSIONES

Tras haber concluido este proyecto se logró obtener un diseño para la cadena cinemática del Exoesqueleto que solucione los problemas mencionados en el capítulo 2 de este Proyecto. Los resultados son el diseño de una nueva cadena cinemática y de un mecanismo que permita mover la cadera como ésta se mueve en la marcha. Los planos de fabricación y ensamblaje se apoyan en los cálculos realizados (ver capítulo 3) e incluyen las especificaciones necesarias para cumplir con las exigencias del trabajo que debe realizar el Exoesqueleto.

Se estudiaron las características principales de los métodos utilizados para la rehabilitación de miembros inferiores y sus fundamentos, así como el estado de la tecnología que se utiliza en la actualidad para este propósito. También fueron definidos los problemas sociales que originan la necesidad de este tipo de terapia. La rehabilitación de miembros inferiores, así como las prótesis de extremidades (o segmentos de extremidades), tienen un gran potencial de desarrollo en el mundo.

Con este Proyecto se consigue adaptar mejor un exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha al contexto social peruano. Esto es importante ya que la masificación y adaptación de este Exoesqueleto, y tecnologías similares, tendrá un gran efecto en el desarrollo de la sociedad peruana.

El costo total de este proyecto es de aproximadamente S/. 72,600.00, lo cual incluye costo de fabricación, componentes comerciales y diseño. El costo de fabricación es de cerca de S/. 54,600.00, lo cual implica aproximadamente el 75% del costo total del proyecto, mientras que el costo de los componentes comerciales es de S/. 3,000.00, lo cual significa alrededor del 4% del costo total. El costo de fabricación de algunos elementos de la cadena cinemática y el mecanismo de la cadera resulta elevado debido a que algunas piezas deben ser fabricadas por procesos de conformado y arranque de viruta, ya que si éstas se soldaran presentarían deficiencias en su resistencia mecánica.

El material seleccionado en el diseño de este Proyecto ha sido el acero inoxidable de dos especificaciones: AISI 304L para la cadena cinemática y AISI 431 para el mecanismo de la cadera (ver inciso 2.3.1). Debido a esto el Exoesqueleto tendrá un

gran peso, lo cual deberá ser considerado en el diseño de la estructura sobre la que se apoyará. Otros materiales fueron descartados por desventajas que prevenían que el Exoesqueleto cumpliera con funciones muy importantes, por ejemplo: el aluminio se descartó por su bajo módulo de elasticidad, el acero estructural fue descartado por no ser adecuado para trabajar en salas blancas (en este caso un clínica u hospital).

Se obtuvo un diseño de la cadena cinemática del Exoesqueleto que permite su fácil desmontaje y mantenimiento. El elemento de sujeción axial para las articulaciones que se seleccionó para lograr este propósito fue el anillo elástico de acero inoxidable de acuerdo a las normas DIN 471 y DIN 472. Además, se seleccionaron rodamientos de bolas sellados, de modo que su lubricante no ensucie las salas limpias donde trabajaría el Exoesqueleto.

Otro aspecto importante obtenido en el diseño de este Proyecto ha sido la capacidad de variar la longitud de los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto, ya que así se logra acercar esta tecnología a un mayor número de personas. Un centro de rehabilitación que cuente con un exoesqueleto capaz de ayudar a una gran cantidad de pacientes tendrá un mayor impacto social que uno que se limite a paciente con ciertas características físicas.

## RECOMENDACIONES Y OBSERVACIONES

En este apartado se revisarán aspectos que aún deben ser considerados para que se pueda lograr un prototipo funcional del Exoesqueleto. Además, se mencionarán posibles limitaciones del diseño realizado para este proyecto. Es de gran importancia realizar este análisis, ya que este Proyecto tiene alcances limitados que necesitan ser complementados para que se pueda llevar a la realidad.

Uno de los temas de gran importancia implementado en este Proyecto, fue la variabilidad de la longitud de los eslabones de la cadena cinemática. Para hacer que el mecanismo telescópico sea más fácil de utilizar por el terapeuta encargado, se deberá fabricar la pieza inferior del eslabón muslo/pantorrilla con marcas en su barra, similares a una regla, de modo que, al desplazarla dentro de la pieza superior del mismo eslabón, el terapeuta sepa para qué altura de paciente lo está configurando.

La variación de la longitud de los eslabones de la cadena cinemática del Exoesqueleto ha sido limitada a un rango de estaturas del paciente que podría usarlo. Si bien el diseño ha sido realizado para el caso crítico (ver inciso 3.1), es importante que el prototipo cuente con una advertencia visual sobre las limitaciones de carga del mismo, de lo contrario podrían ocasionarse daños al equipo y/o al paciente. Por este motivo se podría realizar otro diseño de la cadena cinemática para niños pequeños, otro para personas adultas que sufran de obesidad tipo 2 o mayor, otro para personas de gran estatura, etc. La cadena cinemática del exoesqueleto no permite desplazamiento horizontal sobre el eje Z, lo cual limita su accesibilidad a pacientes de caderas muy anchas. Este último problema se podría solucionar al diseñar un mecanismo que permita separar y juntar lateralmente los ejes de la cadena cinemática.

Al cuerpo principal de este Proyecto se adjunta un plano esquemático de cómo se sostendrá el mecanismo de la cadera en posición, donde se observa que la cadena cinemática estará apoyada sobre éste. El mecanismo deberá estar apoyado sobre una estructura metálica, de modo que la parte inferior de la cadena cinemática nunca toque el piso. Este aspecto no fue incluido dentro del diseño de este Proyecto, pero se deberá considerar un elemento de unión entre el mecanismo de la cadera y la estructura metálica del Exoesqueleto PUCP para llevar estas mejoras a la realidad. También será

importante incluir en la cadena cinemática, elementos que permitan sujetar, de forma ergonómica, las articulaciones de los miembros inferiores del paciente.

Será importante también considerar, que los cubos de apoyo de los servomotores que accionarán las articulaciones de la cadena cinemática deberán ser adaptados en caso se modifiquen las cargas que debe mover el Exoesqueleto, ya que este Proyecto ha sido diseñado considerando los accionamientos que fueron seleccionados para el prototipo existente.

Sería de gran ayuda para el proceso de rehabilitación si la elasticidad de las articulaciones del cuerpo humano pudiera ser imitada por los accionamientos de la cadena cinemática del Exoesqueleto, tal y como se ha realizado en los Exoesqueletos mencionados en [Dollár, 2008]. No se ha incluido este punto en el desarrollo de este Proyecto, pero si se implementara, el comportamiento elástico de los accionamientos propuestos debería ser considerado también en el rediseño del lazo de control del Exoesqueleto.

Será necesario realizar un diagnóstico del lazo de control de los accionamientos del Exoesqueleto tomando en cuenta las mejoras que se vayan a implementar. En un diagnóstico inicial del prototipo existente del Exoesqueleto, se identificaron oscilaciones considerables en su funcionamiento, las cuales podrían resultar peligrosas para la resistencia de los componentes del Exoesqueleto, así como para el paciente. El alcance de este Proyecto no contempla la mejora de este problema, por eso se deja constancia del mismo.

Un nivel más avanzado de aplicación para el Exoesqueleto, implicaría un control de lazo cerrado que también considere como entradas las señales eléctricas de los músculos y/o del cerebro del paciente. En el caso de tomar información de los músculos del paciente, será importante que el diseño de la cadena cinemática facilite el montaje de estos sensores (o sus accesorios).

## BIBLIOGRAFÍA

- Afzal, M., Pyo, S., Oh, M.-K., Sook Park, Y., Lee, B.-C., & Yoon, J. (2016). Haptic based Gait Rehabilitation System for Stroke Patients. *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 3198-3203.
- ASTM International. (2015). Norma ASTM D3935. *Standard Classification System and Basis for Specification for Polycarbonate (PC) Unfilled and Reinforced Material*. E.E.U.U.
- ASTM International. (2017). Norma ASTM A36. *Standard Specification for Carbon Structural Steel*. E.E.U.U.
- ASTM International. (2017). Norma ASTM A473. *Standard Specification for Stainless Steel Forgings*. E.E.U.U.
- Beliáev, V., & Reshetov, D. (1985). *Atlas de Máquinas y Mecanismos*. Grupo Planeta.
- Bortole, M. (2013). Design and Control of a Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation. Madrid, España: UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID.
- Centro Nacional de Alimentación y Nutrición - Ministerio de Salud. (2008). *Informe Final: Perfil Nutricional y Pobreza en el Perú*. Lima.
- CONADIS Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad. (2015). *Anuario Estadístico del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad 2000-2014*. Lima, Perú: CONADIS.
- Danek, K. (2008). Lower Limb Motor Coordination and Rehabilitation Facilitated through Self Assist. Michigan, E.E.U.U.: Universidad de Michigan.
- Dollar, A., & Herr, H. (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, 24(1), 144-158.
- FAG Sales Europe GmbH. (2000). Rodamientos FAG - Rodamientos de Bolas, Rodamientos de Rodillos, Soportes, Accesorios. *Catálogo WL 41 520/3 SB*. Barcelona, España.
- Garcés, A. (2016). Diseño de un Mecanismo del Tipo Exoesqueleto de Miembros Inferiores que Permita Reproducir Patrones de Movimiento. Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica del Perú.
- GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN ROBÓTICA APLICADA Y BIOMECÁNICA (GIRAB). (2013). *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, *INFORME TÉCNICO ANEXO A*. Pontificia Universidad Católica del Perú, Sección Ingeniería Mecánica, Lima, Perú.

GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN ROBÓTICA APLICADA Y BIOMECÁNICA (GIRAB). (2016, Mayo). *Informe Técnico, Anexo A*. Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima.

Hibbeler, R. C. (2011). *Mecánica de Materiales* (Ocatava ed.). New Jersey, E.E.U.U.: Prentice Hall.

Huo, W., Mohammed, S., Moreno, J., & Amirat, Y. (2016). Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation: A State of the Art. *IEEE Systems Journal, Vol. 3, No. 3*, 1068-1081.

INSTITUTO DE INVESTIGACIÓN TECNOLÓGICA INDUSTRIAL Y DE NORMAS TÉCNICAS (ITINTEC). (1985). *Manual Antropométrico del Hombre Peruano para el Diseño Industrial*. Lima, Perú: ITINTEC.

Lim, H., Hoon, K., Low, K., Soh, Y., & Tow, A. (2009). Pelvic Control and Over-Ground Walking Methodology for Impaired Gait Recovery. *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 282-287.

Paulsen, K. (2014). *Elementos de Máquinas 1*. Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica del Perú.

Perry, J. (1992). *GAIT ANALYSIS - Normal and Pathological Function*. New Jersey, E.E.U.U.: SLACK Inc.

Rodríguez Hernández, J. (2014). *Resistencia de Materiales 2*. Lima, Perú: Pontificia Universidad Católica del Perú - Departamento de Ingeniería - Sección de Ingeniería Mecánica - Área de Diseño.

SCHAEFFLER. (2014). *Technisches Taschenbuch*. (H. Meerkamm, Ed.) Herzogenaurach, Baviera, Alemania: Schaeffler Technologies GmbH & Co. KG.

Shi, Q., Zhang, X., Chen, J., & Chen, Y. (2014). Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system. *Proceeding of the IEEE International Conference on Information and Automation*, 108-112.

Umberger, B., & Martin, P. (2007). Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. *The Journal of Experimental Biology*(210), 3255-3265.

- Veneman, J., Menger, J., van Asseldonk, E., van der Helm, F., & van der Kooij, H. (2008). Fixating the pelvis in the horizontal plane affects gait characteristics. *Gait & Posture* 28, 157-163. Retrieved April 2017, from <http://www.analisedemarcha.com/papers/biomecanica/Fixating%20the%20pelvis%20in%20the%20horizontal%20plane.pdf>
- Whittle, M. (2007). *Gait Analysis, an Introduction* (Cuarta ed.). Holanda: Elsevier Ltd.
- Wittel, H., Muhs, D., Jannasch, D., & Vossiek, J. (2015). *Roloff/Matek Maschinenelemente* (Vigésima Segunda ed.). Wiesbaden, Alemania: Springer Vieweg.

