



**FACULTAD DE INGENIERÍA ARQUITECTURA Y  
URBANISMO**  
**ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE INGENIERÍA  
MECÁNICA ELÉCTRICA**

**TESIS**

**DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE  
MOVILIDAD PARA LA REHABILITACIÓN DE  
PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES  
INFERIORES EN EL HOSPITAL JOSÉ SOTO  
CADENILLAS - CHOTA**

**PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO  
MECÁNICO ELECTRICISTA**

**Autor:**

**Bach. Rodrigo Delgado Jonatan Fernando**  
<https://orcid.org/0000-0002-0561-5974>

**Asesor:**

**Mg. Ing. Alvarado Silva Carlos Alexis**  
<https://orcid.org/0000-0002-3588-8869>

**Línea de la Investigación:  
Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente**

**Pimentel – Perú  
2021**

**DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD  
PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON  
LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN EL  
HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS – CHOTA**

Aprobación del jurado

---

Mg. Rojas Coronel Angel Marcelo

**Presidente**

---

Mg. Gastiaburú Morales Silvia Yvone

**Secretario**

---

Mg. Alvarado Silva Carlos Alexis

**Vocal**

## *DEDICATORIA*

*A Dios, fuente y origen de todo bien, por darme la existencia y guiar mis pasos para continuar en este proceso de obtener uno de los más grandes deseos de mi vida.*

*A mis padres Fernando y María Saira, fuerza y sostén de mi vida, quienes de manera infatigable me brindan su apoyo moral y material; sin ellos no habría llegado a ser lo que soy.*

*A mis hermanas, Gloria Ebel y María de los Ángeles, quienes fortalecen mi formación profesional y por ser parte importante de mi familia.*

*Para mis abuelos más lindos de mi vida, de mirada tierna y sonrisas risueñas: Ebel y Hermógenes, por sus consejos, su apoyo moral y estar pendiente de mí con tanto cariño. A mi familia y amigos por su apoyo incondicional.*

*Gracias de todo corazón*

*Atte. Fernando Rodrigo Delgado.*

## **AGRADECIMIENTO**

Agradecer a la Universidad Señor de Sipán, a la Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Urbanismo, en especial a nuestra Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica con su plana docente de excelente nivel, por brindarnos sus conocimientos y orientación durante nuestra formación profesional.

Por último, a todos mis amigos que estudiaron conmigo en la universidad, por cada palabra de aliento por su apoyo en cada uno de los ciclos y su gran amistad.

**El autor**

# DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN EL HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS – CHOTA

## DESIGN OF A MOBILITY ASSISTANT MECHANISM FOR THE REHABILITATION OF PATIENTS WITH LOWER LIMB INJURIES AT THE JOSÉ SOTO CADENILLAS HOSPITAL - CHOTA

Rodrigo Delgado Jonatán Fernando<sup>1</sup>

### **Resumen**

*En la presente investigación se evaluó cuáles son las configuraciones geométricas, técnicas y económicas apropiadas para el diseño de un mecanismo asistente de movilidad que permita la rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores. Para el correcto dimensionamiento del mecanismo se establece las medidas antropométricas del habitante peruano, el tipo de lesión. Todo esto para implementarlo y adecuar al diseño inicial, el cual contempla elevar al paciente que está en posición sentada y llevarlo a una posición de pie dando inicio a su tratamiento. Luego de ello, se desarrolla el método normalizado VDI-2222, adoptando la solución S2 como la más óptima y viable.*

*Se realizó la síntesis gráfica de eslabonamientos que permitió calcular las variables de entrada (ángulo inicial de 61°), usando software CAE; se adoptó el mecanismo triple balancín (RRR4), luego, con los datos obtenidos, se selecciona el tipo de actuador (actuador lineal de 12/24V-DC) responsable de suministrar movimiento al mecanismo, se realiza un análisis cinemático (posición, velocidad y aceleración), que nos permita conocer el comportamiento del mecanismo para así obtener las condiciones límite de diseño.*

*Se modela el diseño del mecanismo asistente de movilidad usando el software SolidWorks 2018, se realiza un estudio estático, resultando que los elementos más críticos, superan el límite mínimo para que un elemento de diseño falle ( $\eta < 1$ ). Por último, se calcula el valor económico total para la fabricación del mecanismo que se ajuste a la necesidad de los pacientes que lo requieran.*

**Palabras clave:** *Diseño de ingeniería, mecanismo asistente, eslabones, metodología de diseño.*

---

<sup>1</sup> Adscrito a la Escuela Profesional de Ingeniería Mecánica Eléctrica, Pregrado, Universidad Señor de Sipán, Pimentel, Perú, [rdelgadojonatan@crece.uss.edu.pe](mailto:rdelgadojonatan@crece.uss.edu.pe) código ORCID <https://orcid.org/0000-0002-0561-5974>

## **Abstract**

*In the present investigation, the appropriate geometric, technical and economic configurations were evaluated for the design of an assistant mobility mechanism that allows the rehabilitation of patients with lower extremity injuries. For the correct dimensioning of the mechanism, the anthropometric measurements of the Peruvian inhabitant, the type of injury, are established. All this to implement and adapt to the initial design, which includes lifting the patient from a sitting position and taking him to a standing position, starting his treatment. After that, the standardized method VDI-2222 is developed, adopting the S2 solution as the most optimal and viable.*

*The graphical synthesis of linkages was carried out, which allowed the calculation of the input variables (initial angle of  $61^\circ$ ), using CAE software; The triple rocker mechanism (RRR4) was adopted, then, with the data obtained, the type of actuator is selected (12 / 24V-DC linear actuator) responsible for supplying movement to the mechanism, a kinematic analysis is carried out (position, speed and acceleration), which allows us to know the behavior of the mechanism in order to obtain the design limit conditions.*

*The design of the mobility assistant mechanism is modeled using SolidWorks 2018 software, a static study is carried out, resulting in the most critical elements exceeding the minimum limit for a design element to fail ( $\eta < 1$ ). Finally, the total economic value is calculated for the manufacture of the mechanism that adjusts to the needs of the patients who require it.*

**Keywords:** *Engineering design, assistant mechanism, links, design methodology.*

# INDICE

DEDICATORIA .....	iii
AGRADECIMIENTO .....	iv
Resumen.....	v
Abstract.....	vi
I. INTRODUCCIÓN.....	19
1.1. Realidad Problemática .....	19
1.2. Antecedentes de Estudio.....	20
1.3. Teorías relacionadas al tema .....	25
1.3.1. Silla de ruedas. ....	26
1.3.1.1. Silla de ruedas manuales.....	26
1.3.1.2. Silla de ruedas eléctricas.....	27
1.3.2. Dispositivos de elevación o traslado de pacientes.....	27
1.3.2.1. Dispositivos de elevación dependiente. ....	28
1.3.2.2. Dispositivos de elevación independiente o sistemas de autotransferencia.	
30	
1.3.3. Andadores.....	32
1.3.3.1. Tipo de andadores. ....	33
1.3.4. Productos similares. ....	36
1.3.4.1. Andador y rehabilitador de la marcha tipo “grillo”. ....	36
1.3.4.2. Bipedestador “Standy” adultos. ....	37
1.3.4.3. Bipedestador “Electro Wing”.....	37
1.3.5. La marcha humana.....	38
	vii

6.1.1.1. Trastornos de la marcha -----	41
6.1.2. Discapacidad motora -----	43
6.1.3. Tipos de rehabilitación para miembros inferiores-----	45
6.1.4. Antropometría de la población peruana.-----	45
6.1.5. Especificación y medidas del centro de gravedad (CoG) -----	48
6.1.5.1. Centro de Gravedad (CoG) -----	48
6.1.6. Método de diseño VDI – 2222 -----	52
6.1.7. Fundamentos para el diseño de mecanismos-----	53
6.1.7.1. Mecanismo y máquina. -----	53
6.1.7.2. Tipos de movimiento.-----	53
6.1.7.3. Eslabones, juntas y cadenas cinemáticas. -----	54
6.1.7.4. Dibujo de diagramas cinemáticos. -----	57
6.1.7.5. Determinación del grado de libertad. -----	57
6.1.7.6. Grados de libertad en mecanismos planos. -----	58
6.1.7.7. Mecanismo de 4 barras. -----	60
6.1.7.8. Inversión. -----	61
6.1.7.9. Condición de Grashof-----	62
6.1.7.10. Clasificación de eslabonamientos de 4 barras.-----	65
6.1.7.11. Síntesis gráfica de eslabonamiento -----	66
6.1.7.12. Generación de función, trayectoria y movimiento.-----	67
6.1.7.13. Condiciones limite. -----	67
6.1.7.14. Síntesis dimensional. -----	68



6.2.	Formulación del problema-----	69
6.3.	Justificación e importancia del estudio -----	69
6.4.	Hipótesis -----	70
6.5.	Objetivos -----	70
6.5.1.	Objetivo general-----	70
6.5.2.	Objetivos específicos -----	70
VII.	MATERIAL Y MÉTODO-----	73
7.1.	Tipo y Diseño de la Investigación -----	73
	Diseño de investigación-----	73
7.2.	Población y Muestra-----	73
7.3.	Variables, Operacionalización -----	74
7.3.1.	Variables -----	74
7.3.2.	Operacionalización. -----	75
7.4.	Técnicas e Instrumentos de recolección de datos -----	76
7.4.1.	Técnicas -----	76
7.4.2.	Instrumentos y recolección de datos -----	77
7.4.3.	Validez y confiabilidad -----	77
□	Análisis estadístico de datos-----	77
7.5.	Procedimiento de análisis de datos -----	77
7.6.	Criterios éticos -----	80
7.7.	Criterios de rigor científico-----	80
VIII.	RESULTADOS -----	83

8.1.	Resultados en Tablas y Figuras -----	83
8.1.1.	Planteamiento o comprensión de la solución -----	87
8.1.1.1.	Estado de la tecnología -----	87
8.1.1.2.	Lista de exigencias -----	89
8.1.2.	Elaboración del concepto -----	91
8.1.2.1.	Abstracción “Caja Negra”-----	91
8.1.2.2.	Estructura de funciones -----	92
8.1.2.3.	Concepto para la obtención de la solución-----	93
8.1.3.	Elaboración del proyecto y detalles de diseño -----	100
8.1.3.1.	Mecanismo propuesto.-----	102
8.1.3.2.	Grados de libertad -----	104
8.1.3.3.	Condición de Grashof-----	104
8.1.3.4.	Síntesis de eslabonamiento para el mecanismo rehabilitador -----	105
8.1.3.5.	Generación de función, trayectoria y movimiento.-----	111
8.1.3.6.	Análisis de posición, velocidad y aceleración-----	116
8.2.	Simulación y análisis estático del mecanismo RRR4.-----	132
8.2.1.	Análisis estático del eslabón N° 4 (brazo) -----	132
8.2.1.1	Tensiones.-----	132
8.2.1.2.	Factor de seguridad -----	132
8.2.2.	Análisis estático del eslabón N° 2 (motriz) -----	133
8.2.2.1.	Tensiones -----	133
8.2.2.2.	Factor de Seguridad -----	134

8.2.3. Análisis estático del eslabón N°3-----	134
8.2.3.1. Tensiones -----	134
8.2.3.2. Factor de seguridad -----	135
8.3. Análisis de costos generales para el mecanismo -----	135
8.4. Discusión de Resultados -----	139
8.5. Aporte Práctico-----	140
CONCLUSIONES-----	143
RECOMENDACIONES-----	144
REFERENCIAS-----	145
ANEXOS-----	149

## INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1: SILLA DE RUEDAS (A) - SILLA DE RUEDAS APALANCADA (B).....	26
FIGURA 2: SILLA DE RUEDAS AUTOMATIZADA (A) - JOYSTICK (B).....	27
FIGURA 3:DISPOSITIVO DE ELEVACIÓN DEPENDIENTE.....	28
FIGURA 4: DISPOSITIVO ASCENSOR HOYER – SLING .....	29
FIGURA 5: ELEVADOR DE PARED (A) - ELEVADOR DE TECHO (B).....	30
FIGURA 6: DIAGRAMA DE TRASFERENCIA.....	31
FIGURA 7: SISTEMAS DE AUTOTRASNFERENCIA- BRAZO ROBÓTICO.....	31
FIGURA 8: DISEÑO DE ELEVADOR DESARROLLADO POR EL NIST.....	32
FIGURA 9: ANDADOR SIMPLE.....	33
FIGURA 10: ANDADOR CON DOS RUEDAS.....	34
FIGURA 11: ANDADOR DE 4 RUEDAS.....	34
FIGURA 12: ANDADOR POSTERIOR.....	35
FIGURA 13: ANDADOR TIPO SUJECIÓN .....	35
FIGURA 14: ANDADOR TIPO "GRILLO" . .....	36
FIGURA 15: BIPEDESTADOR "STANDY".....	37
FIGURA 16: BIPEDESTADOR "ELECTRO WING" .....	38
FIGURA 17: FASES DE LA MARCHA.....	39
FIGURA 18: LONGITUD DE PASO. ....	40
FIGURA 19: LONGITUD DE ZANCADA .....	40
FIGURA 20: ESTATURA PROMEDIO DEL PERUANO. ....	46
FIGURA 21: ESCALA PROPORCIONAL ANTROPOMÉTRICA. ....	47

FIGURA 22: PESO PROMEDIO DE PERUANOS. ....	47
FIGURA 23: UBICACIÓN DEL CoG. ....	48
FIGURA 24: LINEA DE GRAVEDAD Y POSTURA. ....	49
FIGURA 25: BASE DE SUSTENTACIÓN.....	49
FIGURA 26: MOVIMIENTO DEL CoG DURANTE LA MARCHA.....	50
FIGURA 27: MECANISMO PARA QUE NO SE DEPRIMA.....	51
FIGURA 28: MECANISMO PARA QUE NO SE ELEVE. ....	51
FIGURA 29: CLASIFICACIÓN DE ESLABONES SEGÚN EL NÚMERO DE NODOS. ....	54
FIGURA 30: CLASIFICACIÓN DE PARES CINEMÁTICOS. ....	55
FIGURA 31: GRADOS DE LIBERTAD EN PARES CINEMÁTICOS. ....	55
FIGURA 32: CIERRE DE FORMA .....	56
FIGURA 33: CIERRE DE FORMA .....	56
FIGURA 34: DIAGRAMAS CINEMÁTICOS COMUNES.....	57
FIGURA 35: MECANISMO DE CADENA ABIERTA (A) Y CERRADA (B) .....	58
FIGURA 36: TIPO DE JUNTAS .....	58
FIGURA 37: MECANISMO .....	59
FIGURA 38: ESTRUCTURA .....	60
FIGURA 39: ESTRUCTURA PRECARGADA.....	60
FIGURA 40: MECANISMO DE 4 BARRAS.....	61
FIGURA 41: TIPO DE INVERSIÓN.....	61
FIGURA 42: INVERSIONES DE MANIVELA - BALANCÍN.....	62
FIGURA 43: MECANISMO DE DOBLE -MANIVELA .....	63

FIGURA 44: BALANCÍN DOBLE.....	63
FIGURA 45: MECANISMO TRIPLE BALANCÍN .....	64
FIGURA 46: MECANISMO DOBLE MANIVELA O DOBLE BALANCÍN.....	64
FIGURA 47: CLASIFICACIÓN DE MECANISMOS DE 4 BARRAS SEGÚN BARKER.....	66
FIGURA 48: AGARROTAMIENTO DE UN MECANISMO .....	68
FIGURA 49: FLUJOGRAMA PARA EL ANÁLISIS DE DATOS.....	78
FIGURA 50: ELEVADOR DE PIE ELÉCTRICO LW06 – 202 HENWEI.....	87
FIGURA 51: REHABILITADOR DE LA MARCHA “DYNAMICO BF15 .....	88
FIGURA 52: CAMINADOR “ATLAS AD203” .....	89
FIGURA 53: ELABORACIÓN DE "CAJA NEGRA" .....	91
FIGURA 54: ESTRUCTURA DE FUNCIONES. ....	92
FIGURA 55: CAMINADOR CON SISTEMA REGULADOR DE ALTURA. ....	95
FIGURA 56: MECANISMO CON ACTUADORES LINEALES.....	95
FIGURA 57: CAMINADORA CON MECANISMO ELEVADOR TIPO TIJERA. ....	96
FIGURA 58: GRAFICO DE DISPERSIÓN PARA LA EVALUACIÓN TÉCNICO - ECONÓMICA. ....	100
FIGURA 59: FLUJOGRAMA PARA LA SÍNTESIS DE ESLABONAMIENTOS. ....	101
FIGURA 60: FLUJOGRAMA PARA EL ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	102
FIGURA 61: MECANISMO 4 BARRAS (A) - MECANISMO PROPUESTO (B) .....	102
FIGURA 62: MECANISMO SELECCIONADO (TRIPLE BALANCÍN).....	103
FIGURA 63: MOVIMIENTO REQUERIDO PARA EL MECANISMO RRR4.....	103
FIGURA 64: DIAGRAMA CINEMÁTICO PARA LA CONDICIÓN DE GRASHOF.....	105
FIGURA 65: SÍNTESIS GRÁFICA DE ESLABONAMIENTO, CON AUTOCAD 2018.....	106

FIGURA 66: SÍNTESIS GRAFICA DE ESLABONAMIENTOS USANDO EL SOLIDWORKS 2018.....	107
FIGURA 67: CALCULO DE FUERZAS QUE ACTÚAN SOBRE EL CUERPO HUMANO .....	112
FIGURA 68: REACCIÓN DE FUERZAS EN LOS PUNTOS DE APOYO. ....	113
FIGURA 69: GENERACIÓN DE RUTA DE TRAZO PARA LA TRAYECTORIA USANDO SOLIDWORKS 2018 .....	115
FIGURA 70: RUTA DE TRAZO PARA EL MECANISMO RRR4.....	115
FIGURA 71: CONDICIÓN LÍMITE PARA LA RUTA DE TRAZADO .....	116
FIGURA 72: CONDICIONES LÍMITE PARA DISEÑO - AUTOCAD 2018 .....	117
FIGURA 73: DIAGRAMA PARA EL ESTUDIO CINEMÁTICO DEL MECANISMO .....	118
FIGURA 74: DIAGRAMA PARA EL ESTUDIO CINEMÁTICO CON DATOS DE ENTRADA.....	119
FIGURA 75: DIAGRAMA CINEMÁTICO CON ÁNGULOS OBTENIDOS .....	121
FIGURA 76: CALCULO DE DIRECCIÓN PARA VELOCIDAD EN B.....	124
FIGURA 77: CÁLCULO DE DIRECCIÓN PARA ACELERACIÓN EN A.....	126
FIGURA 78: CÁLCULO DE DIRECCIÓN PARA ACELERACIÓN EN B.....	129
FIGURA 79: VISTA ISOMÉTRICA DE MODELA DE MECANISMO EN SOLIDWORKS 2018.....	130
FIGURA 80: VISTA FRONTAL DE MECANISMO MODELADO EN SOLIDWORKS 2018 .....	130
FIGURA 81: CABLE DE SEÑAL Y CABLE DE PODER PARA CONEXIONADO. ....	131
FIGURA 82: CABLEADO DE TERMINALES LA33 PARA MECANISMO ASISTENTE .....	131
FIGURA 83: TENSIONES - ESLABÓN N°4 .....	132
FIGURA 84: FACTOR DE SEGURIDAD - ESLABÓN N°4 .....	133
FIGURA 85: TENSIONES - ESLABÓN N°2 .....	133
FIGURA 86: FACTOR DE SEGURIDAD - ESLABÓN N° 2.....	134
FIGURA 87: TENSIONES - ESLABÓN N°3 .....	134

FIGURA 88: FACTOR DE SEGURIDAD - ESLABÓN N°3 .....	135
FIGURA 89: FLUJOGRAMA - COSTOS .....	136

## INDICE DE TABLAS

TABLA 1: CLASIFICACIÓN DE DISCAPACIDADES MOTORAS EN EXTREMIDADES INFERIORES. ....	44
TABLA 2: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES PARA EL MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD. ....	75
TABLA 3: DATOS DE ENCUESTA A PROFESIONALES DEL ÁREA DE FISIOTERAPIA Y REHABILITACIÓN DE HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS - CHOTA .....	86
TABLA 4: LISTA DE EXIGENCIAS: PROYECTO "DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD". ....	90
TABLA 5: MATRIZ MORFOLÓGICA.....	93
TABLA 6: EVALUACIÓN DE CRITERIOS TÉCNICOS Y ECONÓMICOS .....	97
TABLA 7: EVALUACIÓN ECONÓMICA (YI).....	98
TABLA 8: EVALUACIÓN TÉCNICA (XI).....	99
TABLA 9: LONGITUD DE ESLABONES .....	106
TABLA 10: DIÁMETROS DE ESLABONES .....	107
TABLA 11: MODELADO DE ESLABONES - SOLIDWORKS 2018.....	108
TABLA 12: PORCENTAJE DEL PESO CORPORAL CORRESPONDIENTE A PARTES ESPECÍFICAS DEL CUERPO.....	111
TABLA 13: PESO CORPORAL CORRESPONDIENTE A PARTES ESPECÍFICAS DEL CUERPO DE UNA PERSONA DE 90 KG. ....	112
TABLA 14: SELECCIÓN DE ARNÉS. ....	114
TABLA 15: SELECCIÓN DE ACTUADOR.....	114



TABLA 16: DATOS DE ENTRADA OBTENIDO EN SÍNTESIS DE ESLABONAMIENTOS. ....	118
TABLA 17: CALCULO DE ÁNGULOS PARA EL ESTUDIO CINEMÁTICO. ....	120
TABLA 18: TABLA DE COSTOS – MATERIALES .....	137
TABLA 19: COSTOS - SOFTWARE / SERVICIOS. ....	138
TABLA 20: COSTOS – CONSOLIDADO.....	138

# **CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN**

## I. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Realidad Problemática

Los accidentes de tránsito son la causa principal de invalidez o lesiones en extremidades inferiores en la población mundial, debido a que las alteraciones en la medula espinal y columna vertebral, ocasiona problemas en la marcha humana y desplazamiento normal. Dando como resultado la disminución del desempeño normal en los quehaceres diarios. Por lo tanto, es importante comprender este problema ya que tiene implicancias sociales y económicas debido a los elevados costos de rehabilitación y de dispositivos especializados que traten una amplia gama de lesiones.

A nivel mundial los accidentes de tránsito representan un problema de salud pública, según la Organización Mundial de Salud (OMS), las lesiones y otros tipos de alteraciones producto de los accidentes de tránsito, vendría representando la séptima causa de mortalidad en el mundo y la primera entre personas de 15 a 29 años. Así mismo, alrededor de 3500 personas fallecen diariamente en pistas y carreteras y anualmente fallecen 1,35 millones en las vías de tránsito. Además, entre 20 millones y 50 millones de personas sufren traumatismos no mortales, aumentando la carga social y económica de la enfermedad. (OMS, 2017)

En América latina, el índice de accidentes de tránsito a aumentado severamente, convirtiéndose en la primera causa de mortalidad, principalmente en personas de 5 a 44 años, esto significa que más de 100.00 personas mueren al año y aproximadamente 5 millones de personas quedan con alguna lesión o discapacidad. (CISEV, n.d.)

En el Perú, en el año 2017 se registraron 88.168 accidentes de tránsito de los cuales 2.826 fueron mortales. Además, los accidentes de tránsito es la principal causa de discapacidad en el Perú y el 40.6 % de discapacitados depende de otra persona para su realizar sus actividades diarias. (INEI, 2017)

En el departamento de Cajamarca ocupa el doceavo lugar de incidencia de accidentes de tránsito en el Perú con 236 lesionado registrados en el 2020, de los cuales el 2.6 % son mortales y el 6.8% tienen algún tipo de discapacidad. (Rojas, 2020)

De aquí la necesidad de diseñar un mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de extremidades inferiores que pueda suplir muchas carencias en el sector de la rehabilitación, que este compuesto básicamente de una parte móvil, principalmente el mecanismo de levante, que será el responsable del movimiento solicitado a través de un actuador, que dotara de la fuerza necesaria para colocar al paciente en una posición de pie e iniciar con la deambulacion y el proceso de rehabilitación.

Por esto es necesario realizar una profunda investigación del tema tomando como referencia investigaciones confiables sobre mecanismos para la rehabilitación de extremidades inferiores que ayude a realizar un diseño óptimo.

## **1.2. Antecedentes de Estudio**

**Sánchez Tapia realizó la investigación. “Diseño y simulación de un prototipo de exoesqueleto de miembro inferior en la asistencia de marcha para pacientes con paraplejia”. Tesis de pregrado. Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo.**

Se recopiló información sobre la paraplejia, sus causas y características, así como el tratamiento, luego se dimensionan los componentes para el exoesqueleto teniendo en cuenta la rigidez y la estabilidad.

Una vez obtenido el dimensionado de los componentes se procede a evaluar el tipo de actuador que permitirá el movimiento. Luego de obtener todos los parámetros adecuados para el diseño, así como los cálculos matemáticos, se simula el exoesqueleto usando el Software SolidWorks.

Los resultados obtenidos fueron:

- La principal causa de paraplejia son las lesiones medulares a causa de accidentes de tránsito.
- El modelado del exoesqueleto es SolidWorks, permitió ajustar piezas a la morfología del paciente.
- El actuador seleccionado fue el actuador lineal de 12VCD de la marca NAKIN.
- Se usa acero al carbono para la construcción de eslabones y piezas de unión y aleación de aluminio 1060 para las bocinas de unión.
- Se analiza esfuerzos axiales, deformaciones unitarias, factor de seguridad usando el software SolidWorks.

No se realizó un análisis de fatiga al mecanismo, además no se consideró el uso de polímeros como material, el mecanismo no cuenta con giroscopio por lo cual tiene limitada estabilidad.

**Diego Dávila Portals, realizo la investigación. “Rediseño del sistema mecánico del exoesqueleto PUCP para la rehabilitación de miembros inferiores”. Tesis de pregrado. Pontificia Universidad Católica del Perú.**

Se mejoró el diseño para el sistema mecánico del exoesqueleto PUCP para rehabilitación de miembros inferiores, usando como método de diseño de ingeniería la norma VDI 2221, así como la estimación de costos para realizar mejoras.

Se toma como punto de partida muchas de las necesidades de los pacientes que requieren de terapias para la rehabilitación de la marcha humana, así como, las exigencias mecánicas para que para el exoesqueleto funcione correctamente. Se revisaron fundamentos para la rehabilitación de la marcha humana y las tecnologías existentes para apoyarla, se evaluó los problemas mecánicos del exoesqueleto existente para elaborar las principales propuestas de mejora.

Además, se realiza los cálculos matemáticos para la ingeniería, así como la estimación de costos por el rediseño del exoesqueleto PUCP.

Tras concluir el proyecto se obtuvo los siguientes resultados:

- Se mejoró la cadena cinemática encargada del movimiento de la cadera.
- Se estudiaron las características principales de la rehabilitación de miembros inferiores, también se estudió los problemas sociales que origina la necesidad de este tipo de terapias.
- Se mejora el exoesqueleto para la rehabilitación y se propone un modelo para que sea apto para el mercado y contexto social peruano.
- El material seleccionado en el diseño ha sido el acero inoxidable de dos especificaciones: AISI 3046 para la cadena cinemática y AISI 431 para el mismo mecanismo de la cadena.

No se considera en la cadena cinemática elementos que permitan sujetar de forma ergonómica las articulaciones de los miembros inferiores del paciente. Se debe considerar el diagnóstico del lazo de control de los accionamientos del exoesqueleto tomando en cuenta las mejoras que se vayan a implementar.

**Gonzales Martínez Bruno Manuel, realizó la investigación “Diseño de un mecanismo de ayuda técnica para la marcha a manos libres para lesiones temporales en un miembro inferior en personas de 21 a 50 años para desplazamiento horizontal”. Tesis de pregrado. Universidad Santo Toribio de Mogrovejo.**

Se realizó un estudio de las afecciones de los miembros inferiores, además se estudia los movimientos de las piernas humanas para una elaboración adecuada del mecanismo. Se dimensiona el diseño usando Software CAD y se realiza estudios CAE para el análisis de resistencia, además del estudio de movimiento para analizar la estabilidad y reducir balanceos.

Para el desarrollo de esta investigación se recolectó datos sobre tipos de lesiones en miembros inferiores, datos precisos como, características de personas lesionadas, así mismo, el

tratamiento que siguen. Luego se elaboraron 3 posibles diseños de un mecanismo se seleccionó a través de una matriz de decisión. Una vez seleccionado el mejor diseño se procede a dimensionar las piezas teniendo en cuenta la cinemática del equipo, además de la estabilidad.

Realizado el proceso de dimensionamiento, se selecciona el material más adecuado para las piezas.

La investigación obtuvo los siguientes resultados:

- De las lesiones se toma como modelo de lesión la más frecuente que es la lesión de pierna y/o tobillo.
- El diseño se basó en un sistema de balanceo de patas por su alta estabilidad, se toma el mecanismo de Theo Janssen, para la locomoción e inmovilización.
- Se escogió el material realizando un estudio bibliográfico de los materiales más usados en la manufactura de prótesis, ortesis y entorno de la industria médica, los materiales más usados fueron: Acero AISI 1060,1020 y A36, así como titanio comercial y acero inoxidable.
- El mecanismo alcanzó un peso de 29,357 Kg.

No se realizó un estudio un estudio de fatiga de los componentes de locomoción.

**Design optimization of an assist device facilitating human sit – to – stan motion. Optimización de diseño de un dispositivo de asistencia que facilita el movimiento humano sentado y de pie. Tesis – Universidad de Seúl.**

Se realiza una investigación para la optimización de un dispositivo de asistencia STS (Sit – To – Stan Motion) tomando como base la integración del ser humano y el dispositivo, ya que, muchos de los dispositivos basan su diseño en la cinemática del movimiento corporal humano y no contemplan que el paciente también interactúa con el dispositivo, así que presentan un método novedoso para la interrelación entre el usuario humano y el producto para que sea aplicado al diseño.

Para el estudio de las fuerzas desde el ser humano hacia la máquina se usan músculos virtuales que se asemejan a las fuerzas, de esta manera la postura humana y la fuerza de reacción son medidas y relacionadas entre sí. Además, se realiza un estudio de la trayectoria del dispositivo, este paper consta de dos estudios sucesivos:

- El primer estudio comprende los parámetros para determinar la posición del mango y el ángulo máximo de inclinación del cuerpo, además este estudio implica una optimización de la trayectoria del dispositivo. En el análisis de parámetros, la posición óptima del mango y el ángulo de inclinación que minimizan el momento máximo de la articulación de la rodilla, se obtienen mediante simulación.
- En el segundo estudio, luego de obtener los parámetros y la trayectoria de la pelvis, se combina para formar una mejor optimización de la trayectoria. De esta manera minimizar el momento pico de la rodilla, que es el objetivo más importante para la optimización.

Se demuestra que la trayectoria obtenida del dispositivo ayuda de manera efectiva al usuario al comparar el momento máximo de la rodilla de la simulación con el momento máximo de la rodilla de la literatura.

**Analysis and Mechanical Design Solutions for Sit – To – Stand Assisting Devices. (Soluciones de análisis y diseño mecánico para dispositivos de asistencia Sit – To – Stand) Paper. American Journal of Engineering and Applied Sciences.**

Se analizan el diseño de mecanismos de para ayuda STS (Asistencia sentado y de pie), se determina los parámetros de desplazamiento relacionado con la trayectoria del punto de gravedad (COG), para el análisis se presenta tres soluciones de diseño apoyadas en experimentos, que se llevó a cabo para rastrear y registrar trayectorias y orientación del tronco del cuerpo durante el STS.

Se usan dos métodos para monitorear y adquirir los movimientos del cuerpo durante el STS.



- Usando una sola cámara
- Usando dos cámaras

Para ambos métodos se usó el mismo procedimiento, se pide al individuo que se sentara en una silla, los brazos no participan activamente en el movimiento. Se pide además estar en una posición sentada y luego levantarse de la silla, durante la prueba la velocidad del movimiento se mantuvo constante. El estudio se realizó en individuos de sanos de 20 a 30 años de edad.

Para la segunda prueba se usa dos cámaras y se utiliza un programa Virtual Sensei Lite Vs (2016).

Para las soluciones de diseño mecánico se considera la trayectoria del COG y la orientación del tronco. Además, se considera el número de grados de libertad (DOF) y el tipo de actuación.

Se concluye que:

- A mayor grado de libertad (DOF), más complejo es el dispositivo de asistencia.
- Se analizan dispositivos (diseños) con 1, 2 y 3 DOF.
- En la actualidad estos dispositivos son más confiables y fáciles de usar, además de ser más económicos.

### **1.3. Teorías relacionadas al tema**

Las ayudas para la deambulación como la muleta, andadores y bastones pueden ayudar al paciente a soportar su peso y mantener el equilibrio, todos estos dispositivos tienen ventajas y desventajas y existen muchos modelos. (MSD, 2017)

Recientemente, debido a la gran demanda de dispositivos de asistencia y soluciones relacionadas hay un crecimiento rápido, confiable y fácil de usar, para mejorar la calidad de vida de personas con movilidad reducida.(Rea & Ottaviano, 2016)

### 1.3.1. Silla de ruedas.

Conocida como “silla para inválidos” fue la primera silla de ruedas, inventada en 1595 por Felipe II de España. Stephan Farfler en 1655 desarrollo una silla autopropulsada sobre un chasis compuesta de tres ruedas. En 1916 en Londres se fabrica la primera silla de ruedas motorizada y fue en 1932 cuando el primer tubo de acero plegable fue adaptada como hoy en día.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)



(a)



(b)

**Figura 1:** Silla de ruedas (a) - Silla de ruedas apalancada (b)

**Fuente:** (Krishnan & Pugazhenth, 2014)

Existe una serie de conceptos innovadores en este campo las sillas pueden ampliamente clasificarse en:

#### 1.3.1.1. Silla de ruedas manuales.

La silla de ruedas manuales requiere de fuerza física para moverlas. Estas sillas de ruedas se pueden plegar para reducir su tamaño, son relativamente livianos. Existen dos tipos de sillas de ruedas manuales: las silla autopropulsada y silla de ruedas propulsada por un asistente. Una silla de ruedas autopropulsada como se muestra en la **Figura 1** (a), tiene ruedas traseras grandes que el usuario puede girar manualmente. En la silla de ruedas apalancada **Figura 1** (b), el usuario mueve las palancas a ambos lados de la silla, que está conectada a un mecanismo de rueda dentada que genera el movimiento.(Krishnan & Pugazhenth, 2014).

### 1.3.1.2. Silla de ruedas eléctricas.

La silla de ruedas eléctrica es ideada para el apoyo y facilitar el desplazamiento de las personas que no sufren de alguna lesión. Este tipo de sillas es más pesado y necesita por ende, mayor espacio de maniobra, además de un mantenimiento continuo.(Valle, 2013)

La silla de ruedas eléctricas es propulsada por motores eléctricos e incorporan varios sensores y sistemas de control para guiarse a sí mismos. Existen sillas de ruedas automatizadas que se manipulan con un joystick como se muestra en la **Figura 2** . (Krishnan & Pugazhenth, 2014)



(a)



(b)

**Figura 2:** Silla de ruedas automatizada (a) - joystick (b)

**Fuente:** (Krishnan & Pugazhenth, 2014)

### 1.3.2. Dispositivos de elevación o traslado de pacientes.

Los dispositivos de elevación al paciente se utilizan para trasferir una silla de ruedas dependiente o un anciano de una superficie a otra. Puede ser una silla de ruedas a una cama, o un inodoro, o a otra silla, al automóvil, etc.

La mayoría de los cuidadores sufren de trastornos musculoesqueléticos, lesiones que ocurren durante el manejo del paciente, que incluye, elevación y traslado de pacientes. La salud del cuidador es también igualmente importante. Por lo tanto, los dispositivos de elevación mecánicos se han introducido para reducir las lesiones que se producen durante la manipulación de pacientes.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)

Los dispositivos de elevación de pacientes se podrían clasificar en:

- Dispositivos de elevación dependiente.
- Dispositivos de elevación independiente o sistemas de autotrasferencia.

#### **1.3.2.1. Dispositivos de elevación dependiente.**

Como su nombre lo indica, el usuario de la silla de ruedas debe depender de cuidadores para transferirlo a otra superficie, tal y como se muestra en la **Figura 3**, los pacientes se sujetan a un pivote y luego se gira, lo que permite que se sienten en otro asiento.



*Figura 3:Dispositivo de elevación dependiente.*

*Fuente: (Krishnan & Pugazhenth, 2014)*

Los ascensores Hoyer – Sling, se tiene una sábana que funciona como hamaca que se coloca debajo del sujeto mientras está en la cama. Esta hamaca se une a un dispositivo de izaje y el sujeto es levantado por medios manuales usando el brazo de manivela o por energía eléctrica/hidráulica, como se muestra en la **Figura 4**, posteriormente el paciente se baja hacia la superficie adecuada.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)



*Figura 4: Dispositivo ascensor Hoyer – Sling*

*Fuente: (Krishnan & Pugazhenth, 2014)*

Elevadores de pared y de techo como se muestra en la **Figura 5**, son los dispositivos que utilizan los centros de salud, estos dispositivos tienen dos grados de libertad que permiten la elevación del paciente en cabestrillo y rotación sobre un pivote horizontal unido a la pared. Un estudio muestra que los elevadores de techo son fáciles de usar, consume menos tiempo de transferencia y es más cómodo al paciente en comparación con otros dispositivos.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)



(a)

(b)

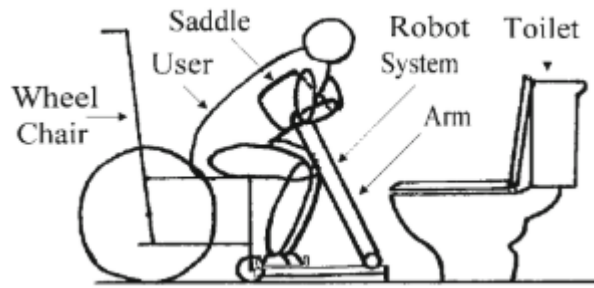
**Figura 5:** Elevador de pared (a) - elevador de techo (b)

**Fuente:** (Krishnan & Pugazhenth, 2014)

### 1.3.2.2. Dispositivos de elevación independiente o sistemas de autotransferencia.

Los dispositivos de elevación independiente o los sistemas de autotransferencia ayudan a un anciano o discapacitado para levantarse y transferir a otra superficie sin ayuda del cuidador.

Un dispositivo simple conocido como el elevador de trapecio, que se puede conectar a una cama o en una base independiente, ayuda a pacientes o ancianos con la fuerza corporal para levantarse y facilitar en las necesidades fisiológicas. En la **Figura 6** se muestra el diagrama esquemático de un sistema de autotransferencia desarrollado por Yoshihiko Takahashi. Para facilitar la autotransferencia desde una silla de ruedas hacia un inodoro.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)



**Figura 6:** Diagrama de transferencia.

**Fuente:** (Krishnan & Pugazhenth, 2014)

Otra alternativa más avanzada de sistemas de autotransferencia son los sistemas robóticos, que constan de un brazo robótico como se muestra en la **Figura 7**, que ayuda al paciente a trasladarse al inodoro, para luego el brazo robótico se acorta. Las limitaciones de estos dispositivos es que no son lo suficientemente compactos y, por lo tanto, podrían causar perturbaciones para los usuarios.(Krishnan & Pugazhenth, 2014)



**Figura 7:** Sistemas de Autotransferencia- brazo robótico.

**Fuente:** (Krishnan & Pugazhenth, 2014)

El Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST), en EE.UU. Diseñó un elevador de pacientes que permite que la parte superior del cuerpo del paciente pueda ser levantado y colocado en la cama o silla de ruedas u otra superficie, este elevador se guía a través de pistas predeterminadas colocadas en el techo tal y como se muestra en la **Figura 8**.



*Figura 8: Diseño de elevador desarrollado por el NIST*

*Fuente: (Krishnan & Pugazhenti, 2014)*

### **1.3.3. Andadores**

Estos equipos son utilizados como una forma de apoyo para la marcha debido a la disfunción en miembros inferiores o algún tipo de trastorno involucrado, que provoca la alteración de la coordinación y falta de equilibrio. También pueden ayudar en mitigar los dolores generados en músculos y articulaciones al retribuir el peso del paciente y corregir patrones de marcha. (Mecánica, 2019).

A continuación, se muestran además de los tipos de andadores, otros aparatos como muletas y bastones.



### 1.3.3.1. Tipo de andadores.

Existen una gran variedad de andadores según su estructura, pero se presentará una clasificación que abarque en su mayoría lo más comercial.

Los andadores son los mejores aliados para las personas que tiene problemas de movilidad. Dichos andadores son accesorios ortopédicos que permiten que aquellas personas que tienen dificultades para caminar, se puedan desplazar sin ayuda de otra persona. En general, estos andadores son estructuras metálicas con empuñaduras y tacos en la parte posterior. Muchos de estos dispositivos permiten regular la altura, para así poder adaptarse a la altura del paciente. (Ortopedia Online, 2014)

Los andadores con patas desarrollados para la acción de avanzar y levantar para dar el siguiente paso, es necesario que el paciente desarrolle una adecuada estabilidad en bipedestación, este tipo de andadores se muestra en la **Figura 9**.



*Figura 9: Andador simple*

*Fuente: (Ortopedia Online, 2014)*

Los andadores con ruedas son de diferente uso al del andador simple. Cuentan con dos, tres o cuatro ruedas (**Figura 10**). La principal característica es que las ruedas permiten que el esfuerzo para avanzar sea considerablemente menor.



**Figura 10:** Andador con dos ruedas.

**Fuentes:** (Ortopedia Online, 2014)

Los andadores de cuatro ruedas son más difíciles de maniobrar por lo tanto no debería ser usado por personas con problemas de equilibrio más severas. Además, son más fáciles de usar en terrenos irregulares, estos tipos de andadores se representan en la **Figura 11**. (Ortopedia Online, 2014)



**Figura 11:** Andador de 4 ruedas

**Fuente:** (Ortopedia Online, 2014)

Los andadores posteriores son aquellos donde el paciente se encuentra en la parte delantera como se puede observar en la **Figura 12**, el usuario debe tener cierta habilidad y fuerza en la parte superior de su cuerpo.(Mecánica, 2019)



*Figura 12: Andador posterior.*

*Fuente: (Mecánica, 2019)*

Los andadores de tipo sujeción, pueden ser del tipo frontales o posteriores, se les ha agregado un sistema de seguridad con amarras para poder sujetar las extremidades superiores y/o inferiores, según la necesidad del paciente, como se muestra en la **Figura 13**. (Mecánica, 2019)



*Figura 13: Andador tipo sujeción*

*Fuente: (Mecánica, 2019)*

### **1.3.4. Productos similares.**

Este tipo de ayudas son aquellas que tienen un alto grado de personalización, actualmente su manufactura cuenta con varios modelos que se adaptan al diagnóstico del usuario. El mercado internacional cuenta con una variada oferta, pero no es así en el mercado nacional.

El Perú cuenta con un mercado donde existen varios productos de ayuda técnica, como, bastones, andadores de cuatro patas e inclusive sillas posturales; pero, no existe productor que desarrolle estas ayudas técnicas, o mecanismos a gran escala.

Actualmente en Lima se encuentra la empresa Ortopedia Castillo, que se dedica al rubro de diseño y manufactura de ayudas técnicas, pero sus productos son básicos y limitados.

#### **1.3.4.1. Andador y rehabilitador de la marcha tipo “grillo”.**

Es un andador diseñado para facilitar el desplazamiento autónomo. Su diseño y sistema de regulación en altura hace que el usuario éste más cómodo y seguro, cuenta con un sistema de regulación en altura con baricentro constante, que mantiene al usuario en el centro de gravedad a lo largo de su eje, como se muestra en la **Figura 14**. (Ayudas Dinamicas, n.d.)



**Figura 14:** Andador tipo "grillo".

**Fuente:** (Ayudas Dinamicas, n.d.)

#### 1.3.4.2. Bipedestador “Standy” adultos.

Posiciona al paciente en bipedestación, con una posición segura y adecuada, cuenta con un estabilizador en la base para asegurar el equilibrio, este dispositivo se muestra en la **Figura 15.** (Ayudas Dinamicas, n.d.)



*Figura 15: Bipedestador "Standy"*

*Fuente: (Ayudas Dinamicas, n.d.)*

#### 1.3.4.3. Bipedestador “Electro Wing”

Este dispositivo cuenta con una mejor presentación para la rehabilitación de miembros inferiores, por tener un sistema completo para la bipedestación, este dispositivo puede usarse de manera doméstica, como también para instituciones dedicadas al rubro de rehabilitación. Reduce esfuerzos y evita que los cuidadores se lesionen la espalda, este bipedestador se muestra en la **Figura 16.**(Ayudas Dinamicas, n.d.)



*Figura 16: Bipedestador "Electro Wing"*

*Fuente: (Ayudas Dinamicas, n.d.)*

### **1.3.5. La marcha humana**

La marcha humana es un conjunto de movimientos tanto alternantes como rítmicos de las extremidades y del tronco, que otorga el desplazamiento del cuerpo humano, gracias a la coordinada acción de cada uno de las estructuras que componen el sistema locomotor. (Cifuentes et al., 2010)

La marcha humana describe dos fases, principalmente la fase de apoyo y fase de balanceo, ya que el cuerpo se mueve sobre la pierna que lo soporta, la otra pierna se mueve adelante como ensayo para el siguiente apoyo. Uno de los pies siempre está en el suelo, y en el periodo de cambio de peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada existe un intervalo corto de tiempo durante ambos pies reposan en el suelo. (Terapia física, n.d.)

Las fases de la marcha humana se subdividen en:

- II. Fase de apoyo
  - Contacto del talón

- Apoyo plantar
- Apoyo medio
- Elevación del talón
- Despegue del pie

III. Fase de balanceo

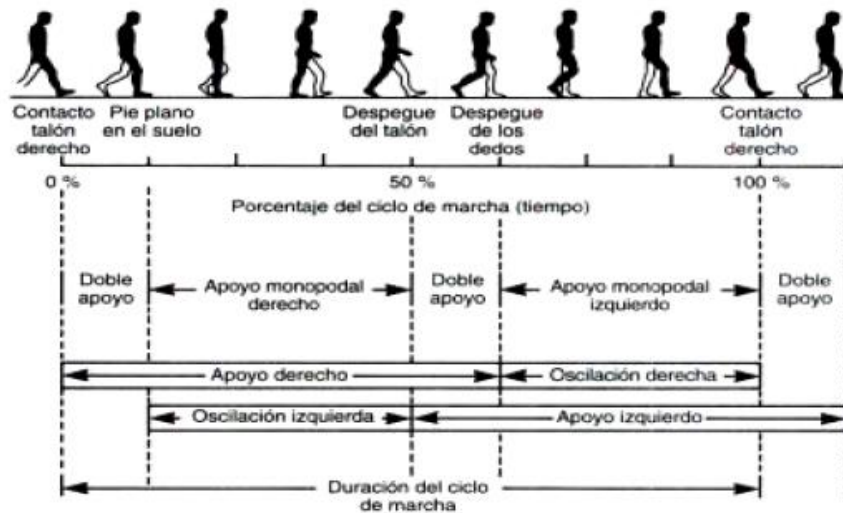
- Aceleración
- Balanceo medio
- Desaceleración

Es importante desarrollar el porcentaje de duración de cada una de las fases:

IV. Fase de apoyo 60%

V. Fase de balanceo 40%

VI. Segunda fase de apoyo 20 %



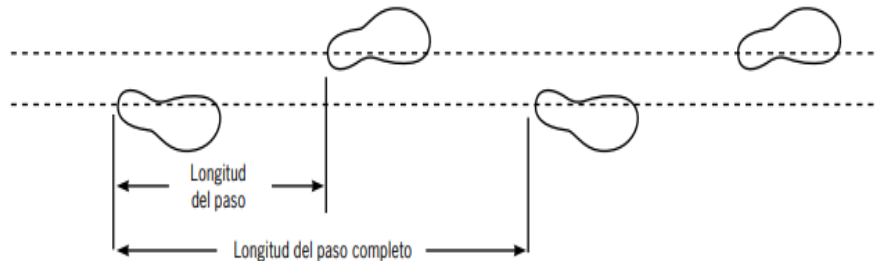
**Figura 17:** Fases de la marcha.

**Fuente:** (Mecánica, 2019)

La marcha se puede caracterizar por distintos aspectos del paso, de los desplazamientos del centro de gravedad y del movimiento de articulaciones.

➤ **Longitud de paso**

Es la longitud entre puntos de soporte de un pie (aprox. 4cm), la longitud de paso completo es la medida sucesiva de los puntos del talón del mismo pie.



*Figura 18: Longitud de paso.*

*Fuente: (Herrero, 2017)*

➤ **Amplitud de base**

- Es la medida entre pies, que representan la longitud de la base de sustentación y representa de 5 a 10 centímetros.
- La base de sustentación estrecha disminuye el desplazamiento lateral del CoG.

<b>Edad</b> Años	<b>Longitud zancada</b> Media (DE)	<b>Autor</b>
24,9	1,7	Mills <sup>65</sup>
27,2	1,46(0,9)	Pollo <sup>66</sup>
19-59	1,46(0,08)	Van Uden <sup>54</sup>
20-65	1,55-1,58	Murray <sup>28</sup>
20-65	1,56(0,13)	Murray <sup>38</sup>

*Figura 19: Longitud de zancada*

*Fuente: (Herrero, 2017)*

➤ **Altura del paso**

El Desplazamiento de las extremidades inferiores da una altura de 5 cm al paso.



➤ **Cadencia del paso o ritmo del paso**

Está relacionada con la longitud del paso, generalmente es el ritmo de más ahorro de energía en cada persona, depende de su estructura física. Pueden ir de 90 a 120 pasos/minuto. (Herrero, 2017)

➤ **Velocidad**

Aproximadamente a 1 metro/segundo, pero puede cambiar de 2 a 4 km/hr

➤ **Oscilación vertical del centro de gravedad**

En una marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo alrededor de 5cm de manera rítmica.

➤ **Movimiento articular**

La rodilla está en posición de flexión de 10 a 20 grados a lo largo de todo el ciclo.

#### **6.1.1.1.Trastornos de la marcha**

La marcha puede afectarse, como consecuencia de accidentes, trastornos genéticos, edad, esto puede afectar principalmente a la médula ósea y como consecuencia una disminución de la fuerza muscular-medular.(Marcha, n.d.)

Existen diversas patologías en la marcha, a continuación, se nombran las más comunes.

➤ **Marcha diplejía**

De origen neuromuscular, que afecta a la comunicación de los comandos cerebro-motores, obteniendo como resultado una marcha con movimientos descoordinados y espasticidad en las extremidades inferiores. Durante la marcha tanto la rodilla como la cadera se flexionan.(Cifuentes et al., 2010)

➤ Marcha parkinsoniana

Producto del desorden del sistema nervioso central que va degenerándose, se caracteriza por la rigidez muscular, temblor y movimiento lento. Durante la marcha el paciente se inclina hacia adelante, la longitud del paso es pequeña y arrastran los pies.(Cifuentes et al., 2010)

➤ Marcha miopática, balanceante.

Debido a un trastorno de los músculos de la pelvis, este tipo de marcha donde falla la sujeción de la pelvis, se produce un balanceo latero – lateral por la inclinación compensadora del lado contrario.(Castaño Gonzáles, 2019)

➤ Marcha tipo estepante (esteppage)

Afecta a un grupo muscular responsable del nervio ciático poplíteo externo, el cual ocasiona problemas para realizar la flexión dorsal del pie.(Palencia, 2000)

➤ Marcha tipo atáxica

En este desorden de marcha, originados principalmente por problemas de nivel cerebral, vías cerebro-vestíbulo espinales. El afectado se inclina hacia el lado de su lesión.(Palencia, 2000)

➤ **Marcha claudicante antiálgica**

Existe un desorden en las extremidades inferiores, debido a que el lado sin alteraciones es aquel que da el paso más corto, así permite que la extremidad afectada este más tiempo en la fase de balanceo y evitar cargar peso. (Castaño González, 2019)

**6.1.2. Discapacidad motora**

Desorden de la capacidad de desplazamiento que se manifiesta en diferentes grados, que a su vez entorpecen el desplazamiento de la persona, limitándolo en su desempeño personal y social. Puede ser innata o adquirida, siendo la última debido lesiones y accidentes.(Pérez & Garaigordobil, 2007)

La discapacidad motora se puede clasificar según diferentes criterios como se muestra en la **Tabla 1**.

**Tabla 1:** Clasificación de discapacidades motoras en extremidades inferiores.

*Fuente:* (Pérez & Garaigordobil, 2007)

<b>SEGÚN EL MOMENTO DE ADQUISICIÓN</b>		<b>SEGÚN LA ETIOLOGÍA</b>	
<b>Desde el nacimiento</b>	Malformaciones congénitas	Transmisión genética	Madre portadora de miopatía de Duchenne
	Espina bífida	Infecciones microbianas	Tuberculosis ósea
	Anquilosamineo de articulaciones		Poliomielitis
<b>Después del nacimiento</b>	Parálisis cerebral	Accidentes	Parto
	Miopatía de Duchenne		Paraplejía postraumática
<b>En la adolescencia</b>	Miopatía facioscapulohumeral		Amputaciones
<b>A lo largo de toda la vida</b>	Traumatismos craneoencefálicos	Origen desconocido	Espina bífida
	Tumores		Escoliosis
	<b>SEGÚN LA LOCALIZACIÓN</b>		<b>DEPENDIENDO DE SU ORIGEN</b>
<b>Según el nivel</b>	Monoplejía / Monoparesía	Origen cerebral	Esclerosis múltiple
	Hemiplejía / Hemiparesía		Tumores
	Paraplejía / Paraparesía		Parálisis cerebral
	Tetraplejía / Tetraparesía		Poliomielitis
	Completa (sección total de la médula)	Origen espinal	Espina bífida
	Incompleta (sección parcial de la médula; sección medular transversa incompleta; existe una parte conectada con el cerebro)		Lesiones medulares degenerativas
<b>Según ciertos síntomas</b>	Espásticas		
	Flácida		

### **6.1.3. Tipos de rehabilitación para miembros inferiores**

- Tipo de acondicionamiento general para ayudar al equilibrio hemodinámico y mejorar el nivel cardiorrespiratorio, mejorar el arco de movilidad y la fuerza muscular. (Sataloff et al., n.d.)
- Rehabilitación progresiva con ejercicios de resistencia para aumentar la fuerza muscular. Para un músculo muy débil la gravedad hace el rol de esfuerzo a vencer. Por el contrario, aquel músculo que esta algo mejor, se debe trabajar la resistencia mecánica o manual (peso, muelle de fuerza, etc.). (Sataloff et al., n.d.)
- Rehabilitación neuromuscular propioceptiva que mejora la activación neuromuscular en individuos con afecciones en la neurona motora superior con espasticidad. (Sataloff et al., n.d.)
- Rehabilitación con ejercicios simples de coordinación para una mejora de la habilidad.
- Rehabilitación con ejercicios de deambulación, teniendo en cuenta el grado y el tiempo de la lesión, se desarrolla con barras paralelas, andadores, bastón o muletas, luego sin ayuda del terapeuta. (Sataloff et al., n.d.)

### **6.1.4. Antropometría de la población peruana.**

La antropometría es una evaluación que se desarrolla para la medición del tamaño físico, peso y las proporciones de los individuos de una población. (Araceli Saverza Fernández, Karime Haua Navarro, 2009)

Según datos del MINSA y del Instituto Nacional del Perú, la talla de los peruanos fluctúa entre 1,65 mts en hombres y 1,52 mts para mujeres (**Figura 20**), dicho estudio se publicó en un artículo científico donde muestra que el la talla se debe a una variante genética para soportar las variaciones de las condiciones climáticas. (Asgari et al., 2020)



**Figura 20:** Estatura promedio del peruano.

**Fuente:** (PERÚ, 2016)

Actualmente el Perú hay escasos estudios científicos de las medidas antropométricas de la población con fines ergonómicos, entre los estudios más relevantes está el estudio de Santiago Burbuy (Instituto de Investigación Tecnológica Industrial y de Normas Técnicas INTITEC, 1987), que es una de las primeras referencias del estudio antropométrico para el diseño industrial en el Perú. (Escobar Galindo, 2020)

Uno de los estudios realizados por Escobar Galindo y Manuel escobar, desarrolla un perfil antropométrico un método de escala proporcional como se muestra en la **Figura 21**, que nos servirá más adelante para el diseño del mecanismo y su correcta ergonomía.

N°	Dimensión antropométrica	Población Masculina				Población Femenina			
		M	DS	P5	P95	M	DS	P5	P95
1	Estatura*	165.3	9.2	150.2	180.4	152.9	8.6	138.8	167.0
2	Altura al ojo	154.4	9.0	139.6	169.2	142.8	8.3	129.1	156.4
3	Altura del hombro	136.1	8.3	122.4	149.8	125.9	7.6	113.4	138.3
4	Altura del codo	103.1	7.0	91.6	114.7	95.0	6.1	85.0	105.0
5	Altura al nudillo	72.7	6.0	62.9	82.5	68.2	3.8	62.0	74.4
6	Altura sentado	87.3	4.7	79.5	95.1	82.1	4.4	74.9	89.4
7	Altura al ojo sentado	77.5	5.0	69.3	85.7	72.9	4.5	65.5	80.4
8	Altura al hombro sentado	58.4	4.3	51.4	65.4	55.1	3.8	48.9	61.4
9	Altura subescapular sentado	44.0	3.9	37.6	50.5	41.9	4.0	35.4	48.5
10	Alcance funcional	72.2	5.3	63.4	80.9	66.0	5.0	57.8	74.2
11	Alcance mínimo funcional	37.1	2.9	32.3	41.9	35.8	3.6	29.9	41.6
12	Altura al codo sentado	24.0	4.1	17.2	30.8	23.4	3.6	17.5	29.3
13	Profundidad de abdomen	25.4	5.5	16.4	34.5	23.8	6.2	13.6	34.0
14	Espesor del muslo	14.8	2.2	11.2	18.5	14.4	2.3	10.6	18.2
15	Longitud glúteo-poplitea	46.4	3.8	40.2	52.7	45.1	4.1	38.3	51.9
16	Longitud glúteo-rotular	56.6	4.3	49.6	63.7	54.4	4.0	47.8	61.1
17	Altura a la rodilla	51.7	3.6	45.8	57.7	46.6	3.4	41.0	52.2
18	Altura poplitea	40.9	3.5	35.1	46.7	37.0	3.2	31.7	42.2
19	Ancho entre codos	47.2	7.2	35.5	59.0	45.5	7.2	33.7	57.3
20	Ancho de caderas	34.9	4.0	28.4	41.5	37.4	4.8	29.5	45.3
21	Largo de mano	17.5	1.3	15.3	19.7	16.3	1.2	14.3	18.3
22	Ancho del carpo	8.0	0.6	7.0	9.0	7.3	0.5	6.4	8.1
23	Largo del pie	24.1	1.7	21.3	27.0	22.4	1.2	20.4	24.4
24	Ancho del pie	9.3	0.8	8.1	10.6	6.5	0.8	5.3	7.7

*Figura 21: Escala proporcional antropométrica.*

*Fuente: (Escobar Galindo, 2020)*

Para el peso se apoyará con la encuesta realizada en el Hospital José Soto Cadenillas, además estudios muestran que el peso de cada persona varía por muchos factores, como, el clima donde habitan, la altura sobre el nivel del mar, condiciones socioeconómicas, ya que el Perú es un país muy diverso culturalmente, en la **Figura 22** se muestra los valores de habitantes saludables y en condiciones normales. (Salazar-Medina, 2018)



	MUJERES		VARONES	
	Medida	Desviación estándar	Medida	Desviación Estándar
PESO (KILOS)	58.605	8.865	75.533	12.164

*Figura 22: Peso promedio de peruanos.*

*Fuente: (Escobar Galindo, 2020)*

### 6.1.5. Especificación y medidas del centro de gravedad (CoG)

Para un diseño óptimo del mecanismo que ayude a la rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores, es importante saber el centro de gravedad (CoG) y como actúa en el cuerpo humano, esto ayudara a que el mecanismo se adapte mejor al usuario.

#### 6.1.5.1. Centro de Gravedad (CoG)

Es aquel punto donde recae todo el peso de un cuerpo, también podría definirse como un punto imaginario donde actual todas las fuerzas de gravedad. Si se llegara a comprimir el cuerpo de un ser humano en todas las direcciones y este resulte en un punto, este sería el CoG. (A. Rodriguez, 2015)

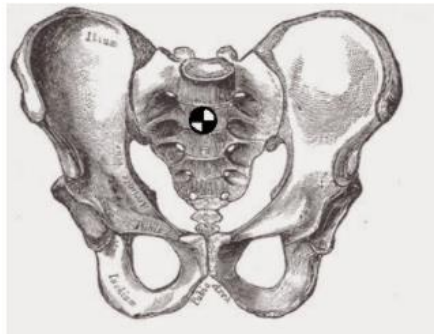
Para el cuerpo humano que esta sobre la tierra, el vector peso se dirige hacia la tierra (ley de Newton  $F = m.a$ ), donde la fuerza estaría dada por el peso corporal y la aceleración de la gravedad. (Arcila Arango et al., 2014)

La expresión para el peso corporal es:

$$P = m \cdot g \quad (01)$$

➤ *Ubicación del CoG en el cuerpo humano.*

Se ha realizado muchos estudios, pero la mayoría de ellos concuerda que el CoG se encuentra por delante de la vértebra lumbar 5 como se muestra en la **Figura 23**.



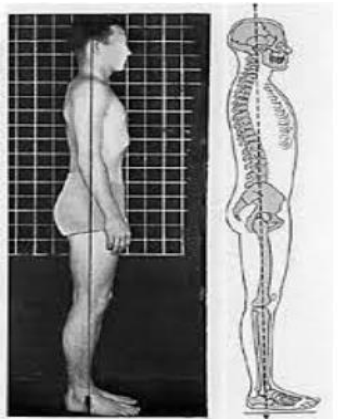
**Figura 23:** Ubicación del CoG.

**Fuente:** (A. Rodriguez, 2015)



➤ *La línea de gravedad y la postura.*

La línea de gravedad es una representación imaginaria en la cual una línea vertical pasa por el centro de gravedad, esta se utiliza para el estudio y evaluación de la postura. La postura es definida como la distribución de la masa corporal en relación con la gravedad, sobre una base de sustentación, la **Figura 24** muestra la línea de gravedad y postura, evaluadas con programas de biomecánica y planimetría computarizada. (A. Rodriguez, 2015)

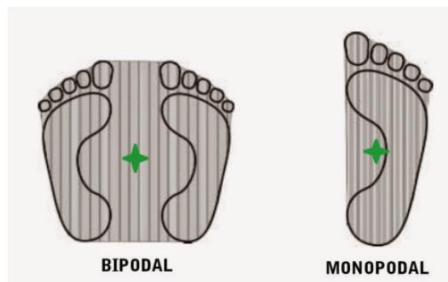


**Figura 24:** Línea de gravedad y postura.

**Fuente:** (A. Rodriguez, 2015)

➤ *Base de sustentación.*

Es la superficie el cual está delimitada por los lados de los segmentos de apoyo que esta el piso, los pies forman un polígono llamada polígono de sustentación en el cual deberá estar la línea de gravedad para mantener la gravedad, esta base de sustentación se muestra en la **Figura 25**. (A. Rodriguez, 2015)



**Figura 25:** Base de sustentación.

**Fuente:** (A. Rodriguez, 2015)

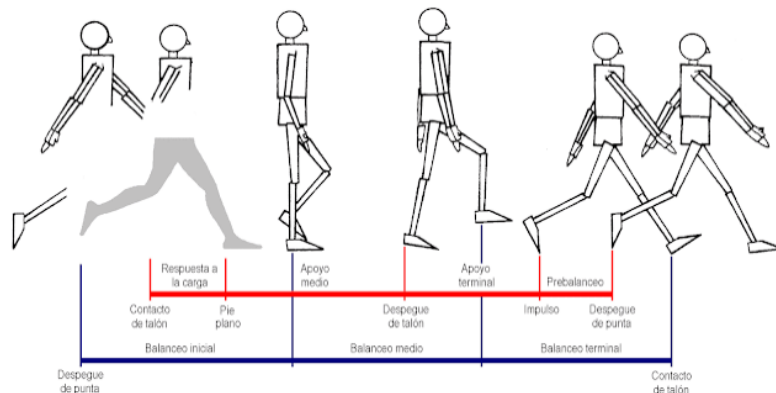
➤ *Factores de estabilidad.*

Según (A. Rodríguez, 2015):

- Mientras más peso posee un cuerpo, más estable será.
- A mayor área que posea un cuerpo, este es más estable.
- A mayor altura del CoG con respecto a la base de sustentación más estable será.
- Mientras la proyección de la línea de gravedad esté más cerca de la base de sustentación, un cuerpo será más estable.

➤ *Movimiento del CoG durante la marcha.*

En diferentes individuos el CoG puede variar en cuanto a la ubicación y desplazamiento, dependiendo de la estructura de cada sujeto, durante las fases de la marcha humana el CoG (**Figura 26**), cambia de desplazamiento tanto hacia arriba, abajo; anterior, posterior y también lateralmente. (A. Rodríguez, 2015)



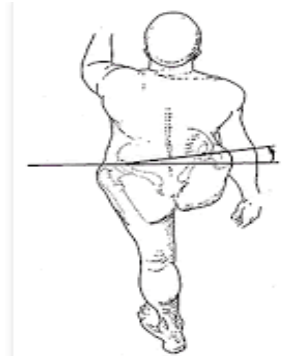
**Figura 26:** *Movimiento del CoG durante la marcha.*

**Fuente:** (Herrero, 2017)

Existen mecanismos de control de desplazamientos del CoG, los cuales aseguran que dicho desplazamiento no sea mayor a 5cm, estos son:

- *Mecanismos para que no se deprima.*

En la marcha humana se describe una curva sinusoidal leve, para que esta no se deprima durante la fase de soporte de la marcha, la pelvis rota de  $8^\circ$  y  $4^\circ$  hacia adelante y  $4^\circ$  hacia atrás, este mecanismo se muestra en la **Figura 27**. (A. Rodriguez, 2015)

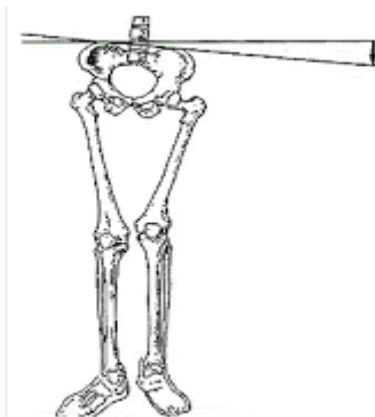


**Figura 27:** Mecanismo para que no se deprima

**Fuente:** (A. Rodriguez, 2015)

- *Mecanismo para que no se eleve.*

El CoG alcanza su pico más alto durante el apoyo simple y para que este no se eleve demasiado actúan dos mecanismos. El primero es el descenso pélvico de  $5^\circ$  de la pierna que está sin apoyo (conocido como trendelenburg), el segundo mecanismo es el de la flexión de la rodilla en  $5^\circ$  en la fase de soporte, este mecanismo se muestra en la **Figura 28**. (A. Rodriguez, 2015)



**Figura 28:** Mecanismo para que no se eleve.

**Fuente:** (A. Rodriguez, 2015)

- *Mecanismo para que no se desplace lateralmente.*

El CoG se ubica sobre la base de apoyo, mientras el peso es trasferido de una pierna hacia la otra, haciendo que el CoG cambie de posición 2.5cm a cada lado. (A. Rodriguez, 2015)

- *Mecanismo para hacer más horizontal la trayectoria*

Este mecanismo depende del estado de las articulaciones de la rodilla, el tobillo y el pie, durante la fase de apoyo o periodo de la marcha, lo que hace que la trayectoria del CoG sean más horizontal. (A. Rodriguez, 2015)

#### **6.1.6. Método de diseño VDI – 2222**

“El diseño de ingeniería se ha definido como el proceso de aplicar diversas técnicas y principios científicos con el propósito de definir un dispositivo, un proceso o un sistema con suficientes detalles que permitan su realización. El diseño puede ser simple o complejo fácil o difícil, matemático o no matemático; puede implicar un problema trivial o uno de gran importancia.” (Norton, 2009)

Diversas fuentes definen el Desarrollo del diseño como una actividad que conlleva a la unión de arte, tecnología y la ciencia, que además puede ver involucrado a la sociología. (Ciencias et al., 2007)

Este método para el diseño VDI – 2222, fue elaborada por la Asociación de Ingenieros Alemanes VDI (Verein Deutscher Ingenieure), comprendida en 4 etapas como: planificación, concepción, proyecto, desarrollo.

El método alemán VDI – 222 para diseñar, es un método estandarizado que propone facilitar el uso a un diseñador sin experiencia, existen variantes como la VDI – 2221 Y VDI – 2225, que son usadas para un diseño que exija un conocimiento más complejo. (Ccapa, 2019)

### **6.1.7. Fundamentos para el diseño de mecanismos**

Se presenta conceptos de varios términos y algunos principios fundamentales para el diseño de mecanismo.

#### **6.1.7.1.Mecanismo y máquina.**

Según (Norton, 2009)

➤ *Mecanismo.*

Sistema de elementos acomodados para transmitir movimientos de una forma ya dada.

➤ *Máquina.*

Sistema de elementos ordenados para transmitir movimiento y energía de una forma determinada.

#### **6.1.7.2.Tipos de movimiento.**

➤ *Rotación pura.*

Cuando un cuerpo cuenta con un punto llamado centro de rotación, que carece de movimiento con respecto marco de referencia (estacionario), todos los otros puntos del cuerpo describen arcos alrededor del centro, una línea imaginaria en el cuerpo a través del centro solo modifica su rotación angular. (Norton, 2009)

➤ *Traslación pura.*

Cuando todos los puntos del cuerpo desarrollan trayectorias paralelas ya sean curvilíneas o rectilíneas, una línea imaginaria en el cuerpo modifica su posición lineal pero no la orientación angular. (Norton, 2009)

- *Movimiento complejo o movimiento general.*

Es la unión simultánea de movimiento de traslación y rotación, toda línea de referencia en el cuerpo modificara tanto su posición lineal como su orientación angular. Todos los puntos en el cuerpo recorrerán desplazamientos no paralelos, además en cada instante, un centro de rotación cambiará permanentemente de ubicación. (Erdman & Sandor, 1998)

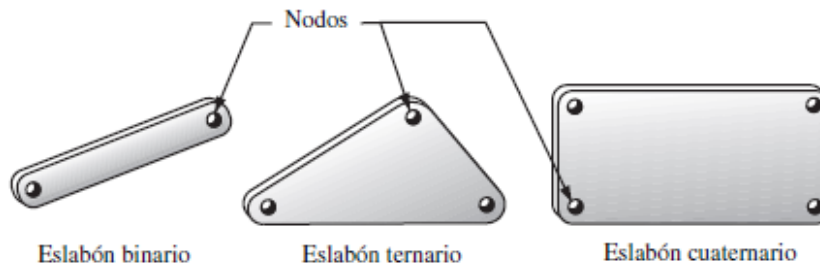
### 6.1.7.3. Eslabones, juntas y cadenas cinemáticas.

- *Eslabonamientos.*

Bloques de construcción presentes mecanismos.

- *Eslabón.*

Parte rígida que al menos debe contar con dos nodos llamados centros de unión con otro eslabón.



**Figura 29:** Clasificación de eslabones según el número de nodos.

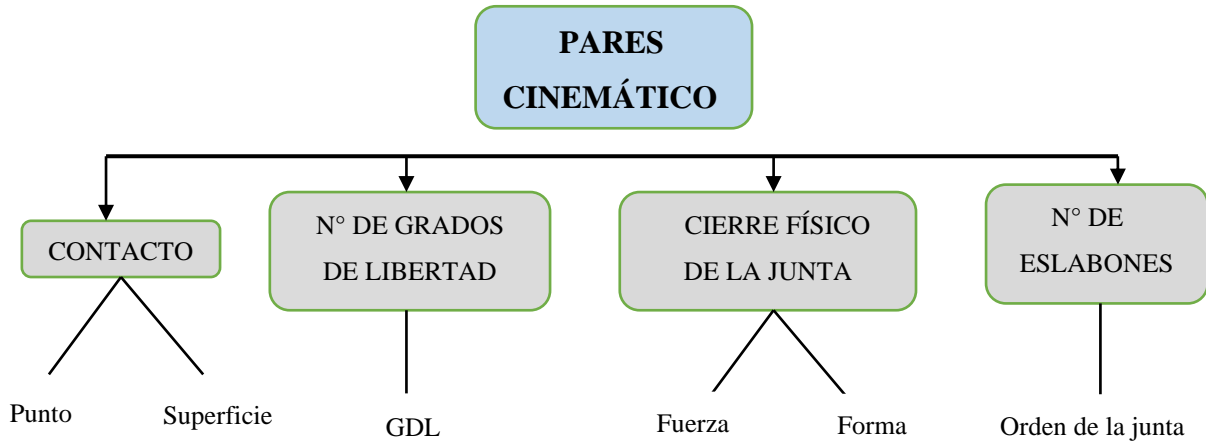
**Fuente:** (Norton, 2009)

En la **Figura 29** se muestra los nodos y la clasificación de las juntas según el número de nodos.

- *Junta.*

Conexión entre eslabones dada en sus nodos, lo cual otorga un movimiento o movimiento potencial entre estos eslabones, a este tipo también se les puede llamar pares cinemáticos. (Norton, 2009)

Se les puede clasificar por:

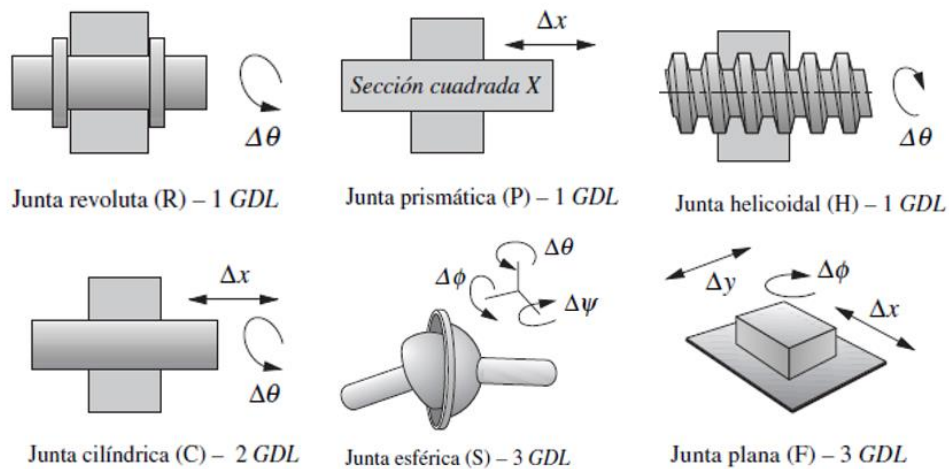


**Figura 30:** Clasificación de pares cinemáticos.

**Fuente:** (Norton, 2009)

➤ *Semijuntas.*

Permiten dos movimientos relativos independientes (rotación y traslación) entre eslabones que esté conectados. En la **Figura 31** se muestran seis pares cinemáticos, así como sus grados de libertad y los símbolos. (Norton, 2009)



**Figura 31:** Grados de libertad en pares cinemáticos.

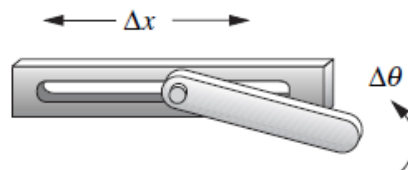
**Fuente:** (Norton, 2009)

Los pares R (revoluta) y P (prismática), son componentes de construcción básica.

➤ *Cierre de forma.*

Se mantiene unida o cerrada por su geometría, un ejemplo se muestra en la **Figura**

32.



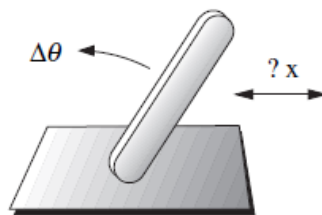
Pasador en una ranura  
(con cierre de forma)

**Figura 32:** Cierre de forma

**Fuente:**(Norton, 2009)

➤ *Cierre de fuerza.*

Requiere de alguna fuerza externa para mantenerlas en contacto o cerradas, un ejemplo de este tipo se muestra en la **Figura 33.**



Eslabón apoyado contra un plano  
(con cierre de fuerza)

**Figura 33:** Cierre de forma

**Fuente:** (Norton, 2009)

➤ *Orden de la junta.*

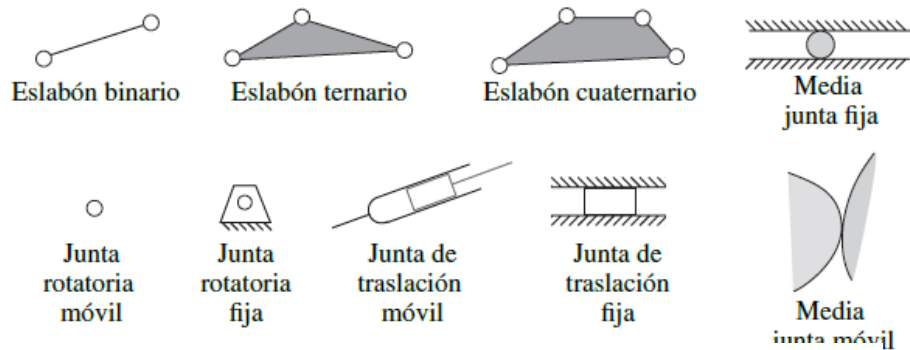
Es el número de eslabones menos 1.



#### 6.1.7.4. Dibujo de diagramas cinemáticos.

En diseño de mecanismos es preciso dibujar diagramas cinemáticos claros, simples y concisos, donde se muestre las juntas y eslabones. Un eslabón cinemático o borde de eslabón se representa con una línea el cual permite visualizar el desplazamiento entre eslabones adyacentes. (Norton, 2009)

En la **Figura 34** se muestran algunas notaciones más comunes.



**Figura 34:** Diagramas cinemáticos comunes

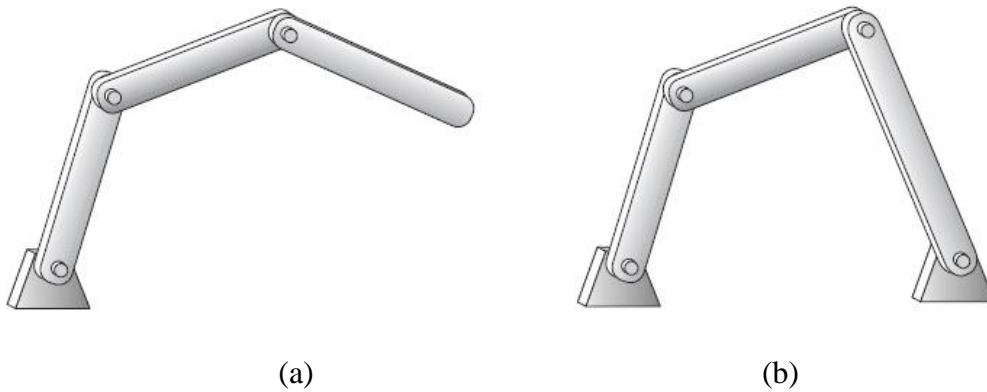
**Fuente:** (Norton, 2009)

#### 6.1.7.5. Determinación del grado de libertad.

Esta dada por el número de entradas que se necesita suministrar para obtener una salida presumible. Este concepto es importante tanto para síntesis, así como para el análisis de mecanismos, los grados de libertad también son conocidos como movilidad (M). (Norton, 2009)

➤ *Mecanismos abiertos y cerrados.*

Las cadenas cinemáticas o mecanismos son abiertos o cerrados como se muestra en la figura. El mecanismo denominado cerrado (**Figura 35 – a**), es aquel que no contará con puntos de fijación abiertos o nodos. Un mecanismo abierto (**Figura 35 – b**) que cuente con más de un eslabón siempre tendrá un GDL, por tanto, necesitará más actuadores como GDL tenga. (Norton, 2009)

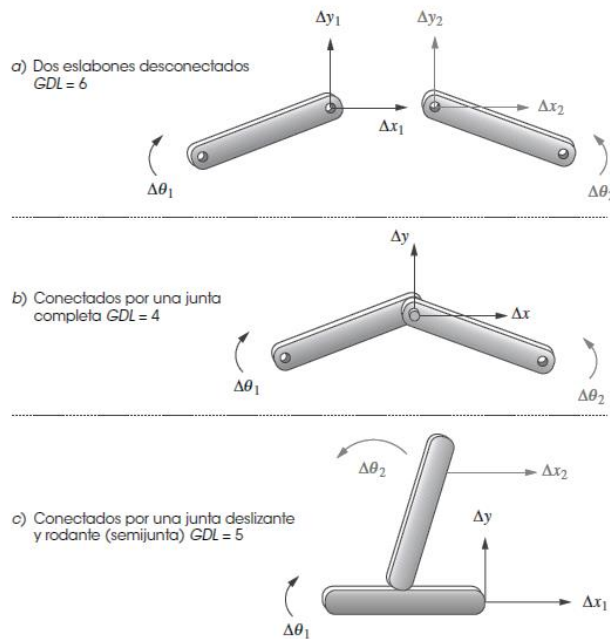


**Figura 35:** Mecanismo de cadena abierta (a) y cerrada (b)  
**Fuente:** (Norton, 2009)

### 6.1.7.6. Grados de libertad en mecanismos planos.

➤ *Condición de Gruebler.*

Es un método para pronosticar o disponer el GDL de un mecanismo dado, donde se considere el número de eslabones, juntas y la correlación entre ellas. Cualquier eslabón en un plano cuenta con 3GDL, como se muestra en la **Figura 36**, además se muestra una junta completa y una junta deslizante. (Norton, 2009)



**Figura 36:** Tipo de juntas  
**Fuente:** (Norton, 2009)

La ecuación N° 03, muestra el razonamiento de Gruebler.

$$M = 3(L - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (03)$$

Donde: M = Grado de libertad o movilidad

L = Número de eslabones.

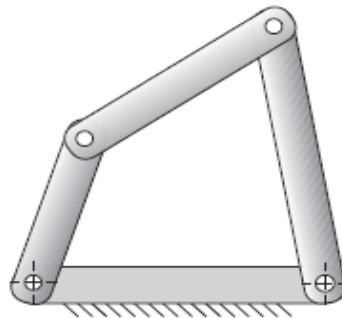
$J_1$  = Número de juntas de 1 GDL (completas)

$J_2$  = Número de juntas de 2 GDL (semijuntas)

➤ *Mecanismos y estructuras.*

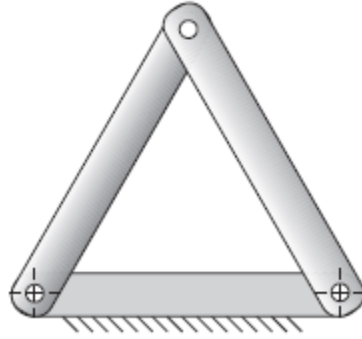
El grado de libertad de un ensamble de eslabones puede predecir su carácter por completo. Hay solo 3 posibilidades.

Mecanismo. Si el GDL > 0; los eslabones tendrán un movimiento relativo como se muestra en la **Figura 37**.



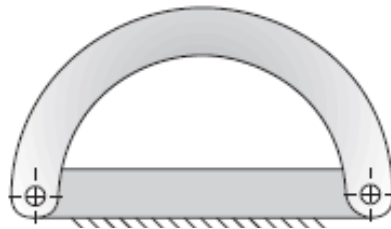
**Figura 37:** Mecanismo  
**Fuente:** (Norton, 2009)

Estructura. Si GDL = 0; significa que ningún movimiento es posible, como muestra la **Figura 38**.



**Figura 38:** Estructura  
**Fuente:** (Norton, 2009)

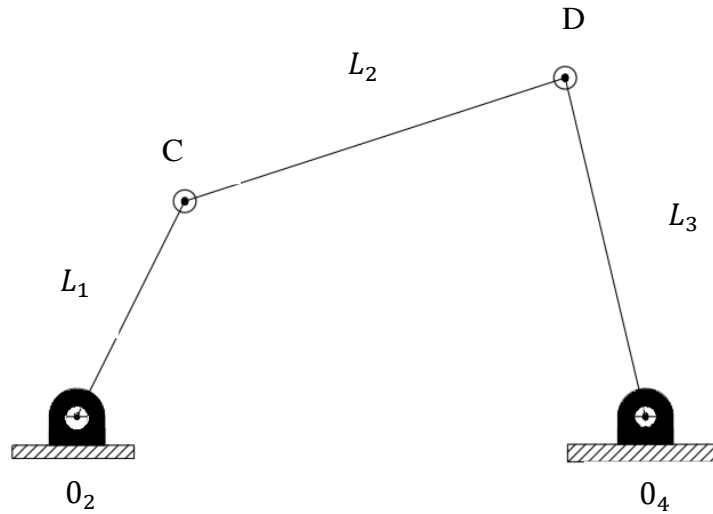
Estructura precargada. Si  $GDL < 0$ : no es posible ningún movimiento, existe esfuerzos al momento del ensamble, este tipo de mecanismo se muestra en la **Figura 39**.



**Figura 39:** Estructura precargada  
**Fuente:** (Norton, 2009)

#### **6.1.7.7.Mecanismo de 4 barras.**

El mecanismo o eslabonamiento de 4 barras es el mecanismo ligado más simple creado, de hecho, es el instrumento más común y omnipresente usado en máquinas y mecanismos (**Figura 40**). (Norton, 2009)

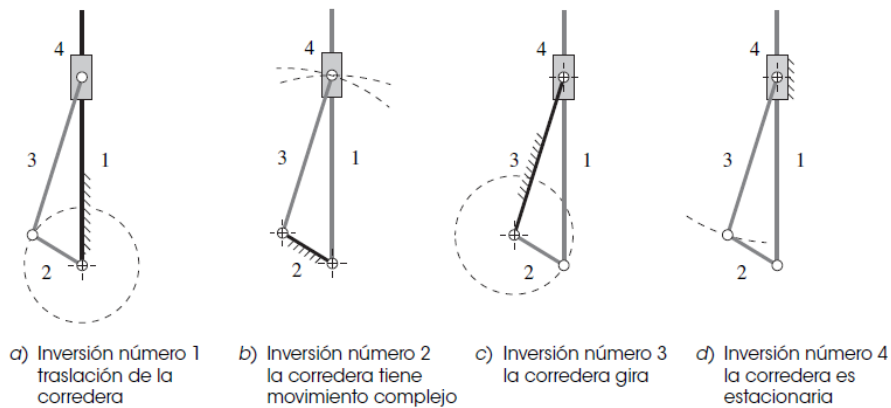


**Figura 40:** Mecanismo de 4 barras

*Fuente:* (Norton, 2009)

### 6.1.7.8. Inversión.

La inversión de mecanismos sirve para crear un mecanismo con diferente movimiento cambiando la conexión a tierra (**Figura 41**); los movimientos que resulta de cada inversión pueden ser muy diferentes. (Norton, 2009)



**Figura 41:** Tipo de inversión

*Fuente:* (Norton, 2009)

### 6.1.7.9. Condición de Grashof

Es una proporción simple que puede predecir el comportamiento de rotación y rotabilidad de las inversiones de un eslabonamiento de 4 barras, dicha predicción se basa solo en las longitudes de eslabones. (Norton, 2009)

$S$  = eslabón más corto

$L$  = eslabón más largo

$P$  = eslabón restante

$Q$  = eslabón restante

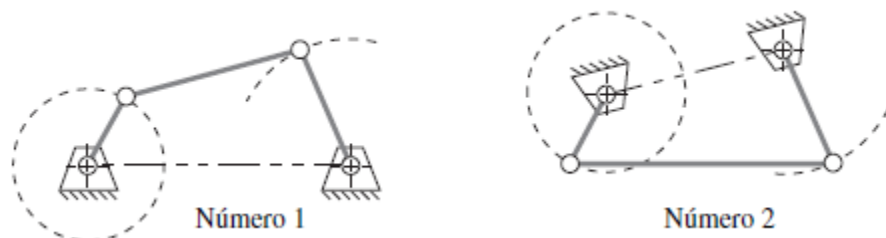
Donde obtenemos:  $S + L \leq P + Q$  (04)

Un eslabonamiento de Grashof, se da cuando si al menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto a la bancada.

Existen tres tipos:

➤ *Caso de la clase I. ( $S+L < P+Q$ )*

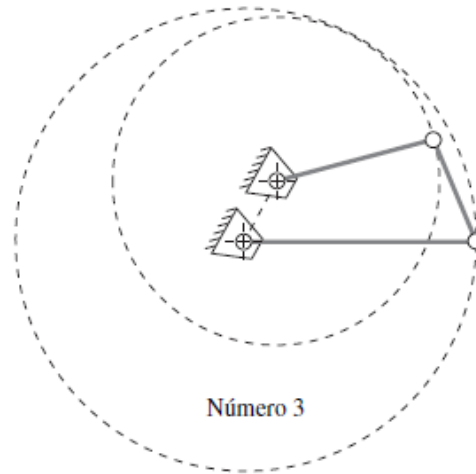
Si se fija cualquier eslabón adyacente al más corto, obtenemos un mecanismo de manivela – balancín, donde el eslabón más corto gira por completo y el otro eslabón oscila pivotado a la bancada como se muestra en la **Figura 42**. (Erdman & Sandor, 1998)



**Figura 42:** Inversiones de Manivela - Balancín

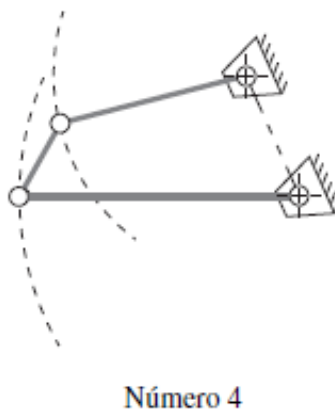
**Fuente:** (Norton, 2009)

Si fijamos el eslabón con menos longitud se obtendrá un doble balancín de Grashof, dichos eslabones están unidos a la bancada que oscilan y el acoplador el único que puede realizar una vuelta completa. (**Figura 43**). (Norton, 2009)



**Figura 43:** Mecanismo de Doble -manivela  
**Fuente:** (Norton, 2009)

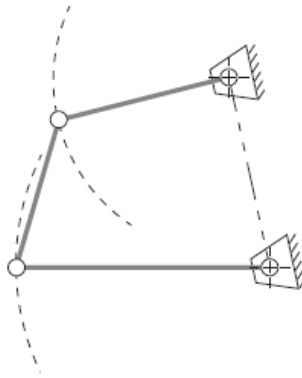
Si se fija el eslabón opuesto con longitud más corta, se dará un mecanismo doble balancín de Grashof, dichos eslabones estarán unidos a la bancada que oscilan y el que realiza una revolución completa será el acoplador (**Figura 44**). (Norton, 2009)



**Figura 44:** Balancín doble  
**Fuente:** (Norton, 2009)

- *Caso de la clase II. ( $S+L>P+Q$ )*

Todas las inversiones serán balancines triples, donde ningún eslabón puede dar una revolución completa, esta clase se muestra en la **Figura 45**.

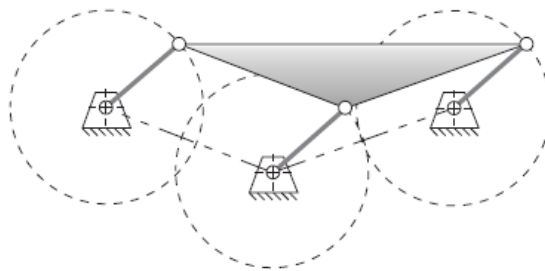


**Figura 45:** Mecanismo triple balancín

**Fuente:** (Norton, 2009)

- *Caso de la clase III. ( $S+L>P+Q$ )*

Nombrado caso especial de Grashof o Cadena Cinemática III; en este tipo de clase, todas las inversiones serán doble-manivela o manivela – balancín (**Figura 46**).



El eslabonamiento de doble paralelogramo le transmite movimiento paralelo (traslación curvilínea pura) a la biela y también lo lleva a través de los puntos de cambio

**Figura 46:** Mecanismo doble manivela o doble balancín

**Fuente:** (Norton, 2009)



#### 6.1.7.10. Clasificación de eslabonamientos de 4 barras.

Berker, clasificó mediante un esquema un método que nos permite establecer el tipo de movimientos que podría esperarse de un eslabonamiento de 4 barras, teniendo como base la relación entre eslabones.(Norton, 2009)

Siendo:  $r_1; r_2; r_3$  y  $r_4$  (longitud de eslabones designados, todos positivos y no cero)

Los subíndices indican:

1 = Bancada

2 = Eslabón impulsor

3 = Acoplador

4 = Eslabón restante (Salida)

Al dividir cada longitud de eslabón entre  $r_2$  se obtiene:

$$\lambda_1 = \frac{r_1}{r_2} \quad ; \quad \lambda_3 = \frac{r_3}{r_2} \quad ; \quad \lambda_4 = \frac{r_4}{r_2} \quad (05)$$

Con el fin de que los cuatro eslabones se ensamblen, el más largo debe ser el más corto que la suma de los otros tres.

$$L < (S + P + Q) \quad (06)$$

En la **Figura 47** muestra 14 tipos de eslabonamientos, todas de ellas de 4 barras de Barker.

Tipo	$s + l$ vs. $p + q$	Inversión	Clase	Designación de Barker	Código	También conocido como
1	<	$L_1 = s =$ bancada	I-1	manivela-manivela-manivela de Grashof	GCCC	doble manivela
2	<	$L_2 = s =$ entrada	I-2	manivela-balancín-balancín de Grashof	GCCR	manivela-balancín
3	<	$L_3 = s =$ acoplador	I-3	balancín-manivela-balancín de Grashof	GRCR	doble balancín
4	<	$L_4 = s =$ salida	I-4	balancín-balancín-manivela de Grashof	GRRC	balancín-manivela
5	>	$L_1 = l =$ bancada	II-1	balancín-balancín-balancín clase 1	RRR1	triple balancín
6	>	$L_2 = l =$ entrada	II-2	balancín-balancín-balancín clase 2	RRR2	triple balancín
7	>	$L_3 = l =$ acoplador	II-3	balancín-balancín-balancín clase 3	RRR3	triple balancín
8	>	$L_4 = l =$ salida	II-4	balancín-balancín-balancín clase 4	RRR4	triple balancín
9	=	$L_1 = s =$ bancada	III-1	manivela-manivela-manivela con punto de cambio	SCCC	doble manivela SC*
10	=	$L_2 = s =$ entrada	III-2	manivela-balancín-balancín con punto de cambio	SCR	manivela-balancín SC
11	=	$L_3 = s =$ acoplador	III-3	balancín-manivela-balancín con punto de cambio	SR	doble balancín SC
12	=	$L_4 = s =$ salida	III-4	balancín-balancín-manivela con punto de cambio	SR	balancín-manivela SC
13	=	dos pares iguales	III-5	punto de cambio doble	S2X	paralelogramo o deltoide
14	=	$L_1 = L_2 = L_3 = L_4$	III-6	punto de cambio triple	S3X	cuadrado

\* SC = caso especial.

**Figura 47:** Clasificación de mecanismos de 4 barras según Barker

**Fuente:** (Norton, 2009)

### 6.1.7.11. Síntesis gráfica de eslabonamiento

#### ➤ Síntesis cuantitativa.

Implica establecer alternativas que se puedan usar al no contar con algoritmos que no estén definidos. En este proceso se usa herramientas como el uso de mesa de dibujo o Software CAD (dibujo asistido por computadora). (Norton, 2009)

#### ➤ Síntesis de tipo.

Se refiere al tipo apropiado de mecanismo que se adecue más al problema. En este proceso es muy importante la experiencia del diseñador. (Norton, 2009)

- *Síntesis cuantitativa o síntesis analítica.*

Esta dada por establecer varias soluciones para el problema que proporcionen una mejor perspectiva de lo que se quiere lograr. (Norton, 2009)

#### **6.1.7.12. Generación de función, trayectoria y movimiento.**

Según (Norton, 2009).

- *Generación de función.*

Es la adecuación entre el movimiento de entrada y el de salida dadas en un mecanismo, dicho de otra manera, es la “caja negra del mecanismo”.

- *Generación de trayectoria.*

Viene dado por la manipulación de un punto dado, de tal manera que siga una trayectoria prescrita, por lo general se logra con 4 barras donde un punto del acoplador traza la trayectoria deseable.

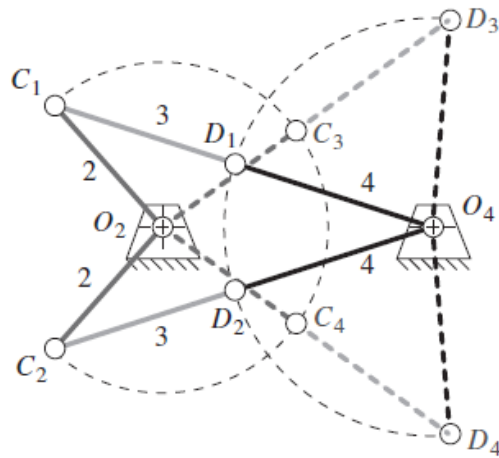
- *Generación de movimiento.*

Es la manipulación de línea en el plano, para que se genere un conjunto prescrito de posiciones que sigan una secuencia. Es importante la orientación del eslabón para este caso.

#### **6.1.7.13. Condiciones límite.**

- *Posiciones de agarrotamiento.*

Esta determinado por la colinealidad de dos de los eslabones con movimiento, donde se encuentra las posiciones límite de movimiento. En la **Figura 48** se muestra un ejemplo de agarrotamiento.



Posiciones de agarrotamiento de un triple balancín que no es de Grashof

**Figura 48:** Agarrotamiento de un mecanismo

**Fuente:** (Norton, 2009)

Después de elaborar un mecanismo de doble o triple balancín, se debe analizar el agarrotamiento dada entre sus posiciones de diseño, una manera fácil de hacerlo es, mediante un modelo de eslabonamiento usando Software CAE.

#### 6.1.7.14. Síntesis dimensional.

Es la determinación de las dimensiones (longitudes) de los eslabones necesarios para lograr el movimiento deseado. Un método simple y apropiado para desarrollarlo es gráfico. Este método funciona bien hasta 3 posiciones de diseño. (Norton, 2009)

## **6.2. Formulación del problema**

¿Cuáles serán las configuraciones geométricas y técnicas para el diseño óptimo de un mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de lesiones en extremidades inferiores?

## **6.3. Justificación e importancia del estudio**

En la investigación desarrollada “Diseño de un mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores en el Hospital José Soto Cadenillas – Chota, brindará el apoyo a pacientes con problemas de desplazamiento en la marcha, así como su recuperación en su tratamiento ya sea parcial o total, además de impulsar el estudio y desarrollo de mecanismos de ayuda en el Perú.

### *➤ Justificación económica.*

Actualmente el sector relacionado al desarrollo y fabricación de mecanismo para la ayuda de rehabilitación es nulo, usualmente solo se producen andadores comunes y ortesis. Muchos de los mecanismos complejos son importados, lo que aumenta su valor en el mercado peruano, en tal sentido, se busca diseñar un mecanismo que se adapte al mercado peruano, permitiendo que interesados en el área de rehabilitación adquieran productos nacionales a bajo costo y que sean de calidad.

### *➤ Justificación social.*

El presente diseño del mecanismo está dirigido a personas con movilidad reducida y que les permita lograr su rehabilitación, ayudándolos a reintegrarse a la sociedad, desarrollando sus quehaceres diarios. En tiempos actuales donde la tecnología brinda soluciones simples y eficaces para ayudar al ser humano, se desarrolla y diseña este mecanismo, para que el usuario alivie sus lesiones o mejore su calidad de vida.

➤ *Justificación técnica.*

El diseño del mecanismo busca una solución simple y efectiva para la rehabilitación de extremidades inferiores, dotando de comodidad al usuario, debido a su adecuada ergonomía, permitiendo que el usuario y el mecanismo interactúen sin dificultad. Con el desarrollo de este mecanismo se pretende impulsar y dar pautas para futuras investigaciones.

➤ *Justificación de salud.*

No solo se brinda un desarrollo tecnológico con el diseño del mecanismo, además de esto, se busca un aporte para la mejora de la salud de pacientes con lesiones en extremidades inferiores, ya que, muchas de las ayudas técnicas son antiguas y muy básicas. Pacientes con lesiones en la medula espinal requieren una rehabilitación específica, que un dispositivo obsoleto no podría brindarle, o demoraría en su recuperación. Con el desarrollo del mecanismo se busca brindar rehabilitación a una variedad de afecciones en el desplazamiento y la marcha, debido a lesiones en extremidades inferiores.

#### **6.4. Hipótesis**

No aplica.

#### **6.5. Objetivos**

##### **6.5.1. Objetivo general**

- Diseñar un mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores en el Hospital José Soto Cadenillas - Chota.

##### **6.5.2. Objetivos específicos**

- Recolectar datos sobre lesiones en extremidades inferiores y el tipo de tratamiento
- Recolectar datos sobre la marcha humana y la antropometría, que ayude en los parámetros de diseño.

- Realizar los cálculos de dimensionamiento de mecanismos
- Realizar el modelamiento del mecanismo usando Software CAE
- Simular los elementos del sistema usando el Software SolidWorks 2018.
- Elaborar un análisis de costos para el mecanismo de rehabilitación.

# **CAPÍTULO II: MATERIAL Y MÉTODO**



## **VII. MATERIAL Y MÉTODO**

### **7.1. Tipo y Diseño de la Investigación**

El modelo de investigación que se desarrolló es básico, debido a que se desarrolló hasta llegar a los planos del diseño.

El tipo de investigación fundamental o básica, desarrolla el conocimiento de los fenómenos de la naturaleza y físicos que ayuden a la sociedad em afrontar los retos actuales de la humanidad.(D. Rodriguez, 2020)

#### **Diseño de investigación**

Es de tipo cuantitativa, para obtener mayor fiabilidad se hace uso de herramientas como la conocida matriz morfológica.

El diseño es a nivel experimental, ya que es una investigación nueva en el rubro de mecanismo de rehabilitación. La investigación es diferente a otros tipos de investigaciones en el objetivo que se estudia y el método que se aplica depende de las decisiones que el investigador puede tomar porque que lleve a cabo el experimento. (D. Rodriguez, 2020)

### **7.2. Población y Muestra**

Para esta investigación se evaluó la muestra de pacientes que ingresan al Hospital José Soto Cadenillas - Chota, que sufrieron accidentes de tránsito o algún tipo de lesión en la medula espinal y que afecte a su desplazamiento y marcha, y que actualmente lleven su tratamiento de rehabilitación.

Para extraer la muestra se evaluó a 10 personas entre médicos y fisioterapeutas que estén directamente en contacto con los pacientes en el Hospital José Soto Cadenillas - Chota, ya que ellos llevan el historial clínico de cada paciente.

### **7.3. Variables, Operacionalización**

En el avance de esta investigación que es aplicada para un diseño de ingeniería, está dada en pasos que siguen un método estándar, esto con el fin de hacerlo más objetiva. Así mismo, es importante diferenciar las variables dependientes e independiente.

#### **7.3.1. Variables**

Variables dependientes relacionadas a la salud del paciente.

- Peso. (Kg)
- Altura (m)
- Antropometría de extremidades inferiores. (m)
- Tiempo de descanso (t)

Variables dependientes relacionados al mecanismo

- Grados de libertad (M)
- Dimensiones de eslabones (mm)
- Tipo de junta (R, P, C, H, S, F)

Variable independiente

- Mecanismo de ayuda para rehabilitación de extremidades inferiores.

### 2.3.2. Operacionalización.

**Tabla 2:** Operacionalización de variables para el mecanismo asistente de movilidad.

**Fuente:** Elaboración propia.

	VARIABLES	DEFINICIÓN	DIMENSIONES	INDICADOR	ESCALA	
VARIABLES INDEPENDIENTES	Salud	PESO	M	Kilogramos	Kg	
		ALTURA	L	Longitud	mm	
		ANTROPOMETRÍA	L	Longitud	mm	
		TIEMPO DE DESCANSO	t	Segundos	t	
	Mecánico	GRADOS DE LIBERTAD			Grados (M)	°
		DIMENSIONES DE ESLABONES	L	Longitud	mm	
		TIPO DE JUNTA				
VARIABLES DEPENDIENTES	Mecanismo de Rehabilitación	FACTOR DE SEGURIDAD	Adimensional	$\eta$		
		MECANISMO DE REHABILITACION				

## **7.4. Técnicas e Instrumentos de recolección de datos**

En el diseño del mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación se decidió usar el método estándar VDI – 2222, debido a que dicho método es fácilmente usado por aquel investigador que no cuente con experiencia. El método contempla 4 fases: Planeamiento, elaboración del concepto, elaboración del proyecto y elaboración de detalles. También se usa las llamadas técnicas en el desarrollo de este método que son.

### **7.4.1. Técnicas**

#### ➤ Observación

Quizás es una de las técnicas con más importancia, ya que consiste en saber utilizar los sentidos y vislumbrar las realidades, así como las necesidades actuales y la relación con los integrantes en su quehacer diario.

Para entender la necesidad actual, relacionado con los mecanismos de asistencia, se realizará una visita a la Clínica San Juan De Dios - Chiclayo, permitiendo conocer el estado de los dispositivos que actualmente existen, e identificar la problemática que nos dé un panorama más amplio para el avance de la investigación.

#### ➤ Encuestas

Esta técnica proporcionara información relevante para el avance de la investigación, la encuesta se aplicará en el Hospital José Soto Cadenillas, principalmente a doctores y fisioterapeutas, que estén directamente en contacto con pacientes y que sepan de sus problemas y limitaciones, así como el tipo de rehabilitación que necesitan.

Esta encuesta aplicada es de preguntas concisas y relevantes para conocer el estado actual de mecanismos o dispositivos de asistencia para la rehabilitación, costos y antigüedad de dichos dispositivos.

#### ➤ Información bibliográfica

El uso de esta técnica, requiere un correcto manejo de la información, además de la comprensión del tema estudiado. Las fuentes de estudio se ordenan y recopilan para realizar esta investigación, dichas fuentes deben ser fiables y corroboradas científicamente. Obteniendo una elaboración para el diseño optima y adecuada para el mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de extremidades inferiores.

#### **7.4.2. Instrumentos y recolección de datos**

- PC o laptop
- Software SolidWorks 2018
- Internet
- Encuesta aplicada
- Celular, Tablet.
- Instrumentos de medición

#### **7.4.3. Validez y confiabilidad**

- **Análisis estadístico de datos**

El correcto análisis de los datos estadístico que determinara los elementos más importantes para el análisis del tipo descriptivo se toma tablas, gráficos de dispersión, promedios de carácter aritmético, y otras generalidades de estadística.

#### **7.5. Procedimiento de análisis de datos**

La presente investigación se realizó usando herramientas de diseño CAD, específicamente para el modelado y simulación, el software SolidWorks 2018, para la estructura y metodología se usó el método normalizado VDI – 2222, donde se siguen una serie de pasos establecidos para la correcta elaboración del diseño, de esta manera, obtener una solución óptima.

Además, el Software SolidWorks, permite crear una serie de informes completos de los factores de seguridad, tensiones, cargas, que se pueden dar en el mecanismo.

A continuación, se muestra el flujograma (Figura 49) del procedimiento a seguir para el análisis de datos que permitan a la investigación ser más objetiva, con este procedimiento se obtienen datos reales, con las necesidades más relevantes del Hospital José Soto Cadenillas con respecto a la rehabilitación y a los mecanismos de ayuda.

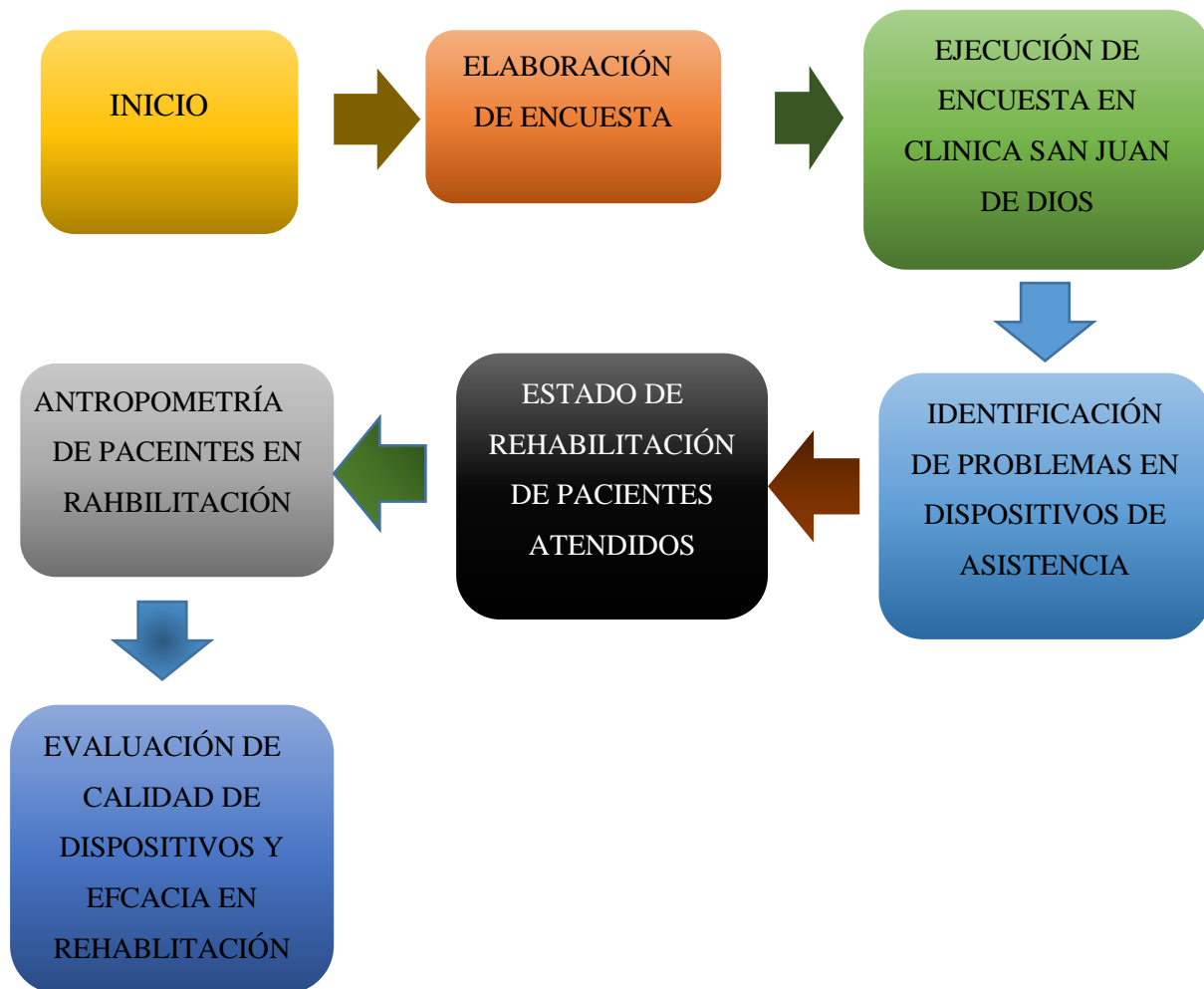


Figura 49:Flujograma para el análisis de datos

Fuente: Elaboración propia

### **Etapa I. Elaboración de la encuesta**

Se elabora las preguntas que serán presentados a los profesionales encargados de la rehabilitación y fisioterapia en el Hospital José Soto Cadenillas - Chota, donde se obtendrá los datos requeridos para el diseño del mecanismo de asistencia.

### **Etapa II. Ejecución de encuesta en el Hospital José Soto Cadenillas.**

Aplicación de la encuesta a los profesionales encargados del área de fisioterapia y rehabilitación. De esta manera determinar qué tan factible es elaborar el diseño del mecanismo, así como establecer parámetros de entrada para el diseño.

### **Etapa III. Identificar problemas en dispositivos de asistencia.**

Se identificará cuales son las principales problemáticas de la clínica en cuanto a dispositivos que ayuden en la rehabilitación actual. Así como que dispositivos son modernos y que dispositivos están desfasados.

### **Etapa IV. Estado de rehabilitación de pacientes atendidos.**

Establecer cuál es el estado actual de la rehabilitación de los pacientes y de acuerdo a qué lesión (lesiones en medula, neuromuscular, degenerativa, etc.), cuál es su tiempo de recuperación y qué dispositivo de asistencia les ayuda en su recuperación.

### **Etapa V. Antropometría de pacientes en rehabilitación o atendidos.**

Identificar el estado de salud del paciente en rehabilitación, los datos más relevantes para el diseño mecánico esta dado por el peso, la talla y la edad.

**Etapa VI. Evaluación de calidad de dispositivos de rehabilitación actuales en el hospital.**

Se evalúa en qué estado se encuentran los dispositivos del hospital y qué tan eficaces son para desarrollar un correcto funcionamiento, de esto dependerá el tiempo que tome para que el paciente se recupere total o parcialmente.

### **7.6.Criterios éticos**

Se tendrán criterios para el desarrollo de esta investigación valores personales como la honestidad, profesionalismo, responsabilidad y dedicación, teniendo como base el respeto a la ética profesional del Colegio de Ingeniero del Perú (CIP). 58

Código de ética del CIP, aprobada en la III Sección Ordinaria del Congreso Nacional de Consejos Departamentales del periodo 1998 – 1999 en la ciudad de Tacna 22, 23, 24 de abril de 1999

Art.1 – Los ingenieros están al servicio de la sociedad. Por consiguiente, tienen la obligación de contribuir al bienestar humano, dando importancia primordial a la seguridad y adecuada utilización de los recursos en el desempeño de sus tareas profesionales.

Art.5 – Los ingenieros cuidarán que los recursos humanos, económicos, naturales y materiales, sean racional y adecuadamente utilizados, evitando un abuso o dispendio, respetarán y harán respetar las disposiciones legales que garanticen la preservación del medio ambiente.

### **7.7.Criterios de rigor científico**

En el desarrollo de este proyecto se tendrán en cuenta los principios de validez, generalización, fiabilidad y replicabilidad.

**Validez.** Se tendrá especial cuidado de escoger variables relevantes para la investigación y que estén relacionadas al problema de investigación.

**Generalización.** Se intentará que la información extraída de una entrevista o encuesta este adecuadamente planeada y ejecutada.



**Fiabilidad.** Las mediciones obtenidas corresponderán a un método normalizado para el diseño

**Replicabilidad.** El desarrollo, protocolos y procedimiento estarán orientados a apoyar y alentar la repetición de la investigación y contrastación de resultados en trabajos posteriores.

# **CAPÍTULO III: RESULTADOS**

## VIII. RESULTADOS

### 8.1. Resultados en Tablas y Figuras

Se realizó la encuesta a los profesionales en el área de rehabilitación y fisioterapia del Hospital José Soto Cadenillas – Chota, que nos permitieran tener un mejor conocimiento para el diseño propuesto, la encuesta arrojó los siguientes resultados.

Lesión más común que es atendida en el Hospital

- 5 profesionales indicaron que la lesión de miembro inferior es la más común.
- 2 profesionales indicaron que la lesión de medula espinal es la más común
- 2 profesionales indicaron que la lesión más común es la de miembros superiores.
- 1 profesional indico que la lesión más común está relacionada con otro tipo

Rango de edad de personas atendidas en el Hospital.

- 8 profesionales indicaron que el rango de edad esta entre los 18 y 60 años.
- 2 profesionales indicaron que el rango de edad esta entre los 18 y 70 años.

Rango de estatura de pacientes atendidos en el Hospital

- 7 profesionales indicaron que el rango de estatura va desde 1.55 a 1.75 metros.
- 2 profesionales indicaron que el rango de estatura va desde 1.60 a 1.80 metros
- 1 profesional indicó que el rango de estatura va desde 1.40 a 1.70 metros

Rango de peso de pacientes atendidos en el Hospital

- 4 profesionales indicaron que el rango de peso va desde los 55 a 75 kg.
- 3 profesionales indicaron que el rango de peso va desde los 60 a 90 kg.
- 3 profesionales indicaron que el rango de peso va desde los 45 a 75 kg.

Dispositivo de ayuda más usado en el área de rehabilitación del Hospital

- 3 profesionales indicaron que el más usado es el de tipo “caminadoras”
- 3 profesionales indicaron que el más usado es el de tipo “barra paralela”
- 1 profesional indico que el más usado es el de tipo “muleta”
- 3 profesionales indicaron que el más usado es el de tipo “sujetadores”

El Hospital cuenta con dispositivos variados para atender diversas lesiones.

- 8 profesionales indicaron que “no” cuenta con dispositivos variados
- 1 profesional no quiso opinar “S/R”
- 1 profesional indico que “si” cuenta con dispositivos variados

Tratamiento más eficaz contra las lesiones en extremidades inferiores.

- 5 profesionales indicaron que el mejor tratamiento es “deambulaci3n / coordinaci3n.
- 3 profesionales indicaron que el mejor tratamiento es “acondicionamiento / neuromuscular
- 2 profesionales indicaron que el mejor tratamiento es “neuromuscular / resistencia

Causa más com3n de lesiones en extremidades inferiores.

- 5 profesionales indicaron que la causa más com3n es “accidentes de tránsito”
- 2 profesionales indicaron que la causa más com3n es “neuromuscular”
- 2 profesionales indicaron que la causa más com3n es “enfermedades degenerativas”
- 2 profesionales indicaron que la causa más com3n es “otras relacionadas”

La mejoría de pacientes con lesiones en extremidades inferiores es total o parcial

- 6 profesionales indicaron que la mayoría de pacientes se mejoran parcialmente
- 4 profesionales indicaron que la mayoría de pacientes tienen mejora total

Le gustaría tener nuevos dispositivos de ayuda en la rehabilitación de miembros inferiores.

- 10 profesionales indicaron que “sí”

Tabla 3: Datos de encuesta a profesionales del área de fisioterapia y rehabilitación de Hospital José Soto Cadenillas - Chota

Fuente: Elaboración propia.

DATOS OBTENIDOS DE LA ENCUESTA EN HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS - CHOTA										
Encuestado	Lesión más común	Rango de edad	Rango de Talla (m)	Rango de peso (Kg)	Dispositivo más usado	Cuenta con dispositivos variados	Tratamiento más usado para rehabilitación	Causa más común de lesiones en E.I	Pacientes que logran recuperarse	Contar con nuevos dispositivos de ayuda
1	Extremidades inferiores	18 - 60	1.55 - 1.75	55 - 75	Caminadoras	No	Deambulaci3n/Coordinaci3n	Accidentes de tr3nsito	Si	Si
2	Lesi3n en m3dula espinal	18 - 60	1.55 - 1.75	55 - 75	Barra paralela	No	Acondicionamiento/neuromuscular	Accidentes de tr3nsito	Si, parcialmente	Si
3	Extremidades superiores	18 - 60	1.55 - 1.75	60 - 90	Sujetadores	No	Neuromuscular/Resistencia	Neuromusculares	Si, parcialmente	Si
4	Extremidades inferiores	18 - 60	1.45 - 1.70	45 - 75	Muletas	No	Deambulaci3n/Coordinaci3n	Enfermedades degenerativas	Si, parcialmente	Si
5	Extremidades superiores	18 - 60	1.55 - 1.75	55 - 75	Sujetadores	Si	Neuromuscular/Resistencia	Otros	Si	Si
6	Extremidades inferiores	18 - 60	1.60 - 1.80	45 - 75	Caminadoras	No	Deambulaci3n/Coordinaci3n	Accidentes de tr3nsito	Si, parcialmente	Si
7	Lesi3n en m3dula espinal	18 - 70	1.55 - 1.75	45 - 75	Barra paralela	No	Acondicionamiento/neuromuscular	Otros	Si, parcialmente	Si
8	Extremidades inferiores	18 - 60	1.60 - 1.80	55 - 75	Barra paralela	No	Deambulaci3n/Coordinaci3n	Accidentes de tr3nsito	Si	Si
9	Otras	18 - 70	1.55 - 1.75	60 - 90	Sujetadores	S/R	Acondicionamiento/neuromuscular	Enfermedades degenerativas	Si, parcialmente	Si
10	Extremidades inferiores	18 - 60	1.55 - 1.75	60 - 90	Caminadoras	No	Deambulaci3n/Coordinaci3n	Accidentes de tr3nsito	Si	Si

### 8.1.1. Planteamiento o comprensión de la solución

En este apartado, el método normalizado VDI – 2222 sugiere establecer una lista de exigencias para llegar a un diseño óptimo, sin antes recopilar el estado actual de la tecnología y que tenga relación con el diseño propuesto.

#### 8.1.1.1. Estado de la tecnología

Se establece estudiar investigaciones similares sobre mecanismos de asistencia para la rehabilitación de miembros inferiores, de tal manera, ayude al diseñador en su etapa creativa.

➤ *Elevador de pie eléctrico LW06 – 202 HENWEI*

Es un dispositivo de ayuda fabricado en China, el cual está equipado con un agarre de emergencia (parte rojo del mástil), a través del cual se puede bajar al paciente manualmente en caso de alguna eventualidad. Cuenta con un pulsador de parada de emergencia del motor eléctrico. Las ruedas traseras se pueden fijar para levantar al paciente, este modelo se muestra en la **Figura 50**.



**Figura 50:** *Elevador de pie eléctrico LW06 – 202 HENWEI*

**Fuente:** *(Li et al., 2016)*

➤ *Rehabilitador de la marcha “Dynamico BF15”*

Dispositivo para la rehabilitación de la marcha, permite al usuario tener autonomía al caminar, de manera que, mejore su estabilidad y rehabilitación. Se puede usar de forma temporal o permanente, este diseño cuenta con apoyo para el antebrazo, barras estabilizadoras, frenos regulables, bloque de la dirección; este diseño se muestra en la **Figura 51**.



**Figura 51:** *Rehabilitador de la marcha “Dynamico BF15”*

**Fuente:** *(Ayudas Dinamicas, n.d.)*

➤ *Caminador “ATLAS AD203”*

Diseñado para procesos de rehabilitación, este dispositivo cuenta con un mecanismo de altura regulable, puños ajustables, además de una almohadilla donde el paciente puede descansar, este diseño se muestra en la **Figura 52**.





*Figura 52: Caminador “ATLAS AD203”*

*Fuente: (Ayudas Dinamicas, n.d.)*

#### **8.1.1.2.Lista de exigencias**

Tabla 4: Lista de exigencias: proyecto "Diseño de un mecanismo asistente de movilidad".

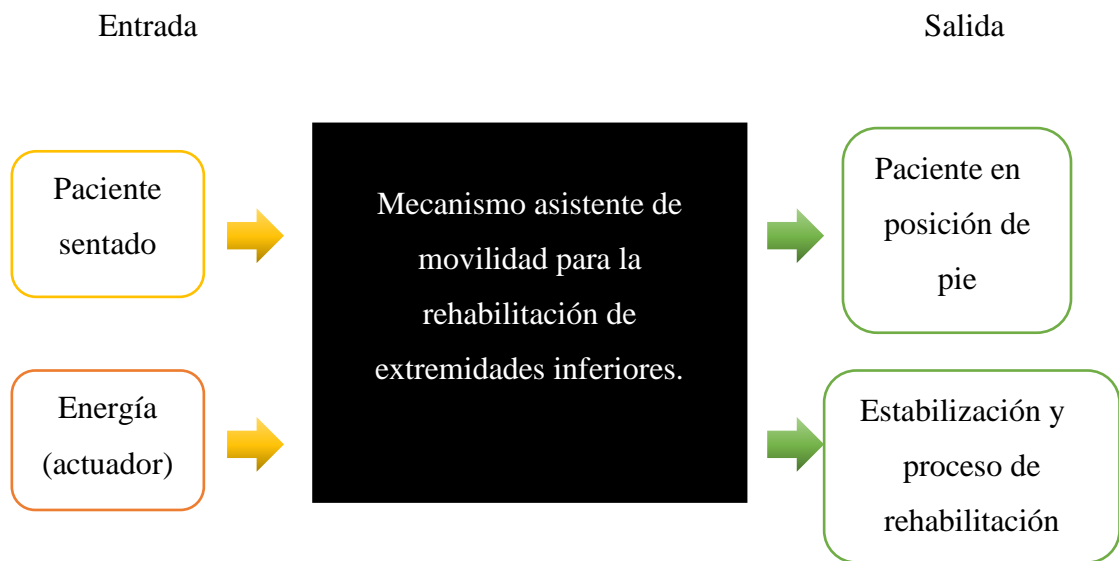
Fuente: Elaboración propia.

<b>LISTA DE EXIGENCIAS</b>			<b>Pág. 1 de 2</b>
<b>PROYECTO</b>	"Diseño de un mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de extremidades inferiores en el Hospital José Soto Cadenillas - Chota"		Edición: Rev. 1 Fecha: 11/11/2020 Revisado: A.S.C.
<b>CLIENTE</b>	UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN		Elaborado: R.D.J.F.
<b>Prioridad</b>	<b>Deseo o Exigencia</b>	<b>DESCRIPCION</b>	<b>Responsables</b>
1	E	<b>FUNCIÓN PRINCIPAL:</b> Colocar al paciente en posición de pie con ayuda de actuadores, estabilizar al paciente y ayudar con la rehabilitación de E.I.	R.D.J.F.
2	E	<b>GEOMETRÍA:</b> El mecanismo será sencillo, rígido y de fácil uso para el terapeuta como para el paciente.	R.D.J.F.
3	E	<b>FUERZA:</b> El mecanismo accionara sus actuadores para levantar al paciente	R.D.J.F.
4	E	<b>ENERGÍA:</b> Se operará el diseño con actuadores para el levante, por medio de baterías.	R.D.J.F.
5	E	<b>SEGURIDAD:</b> Contará con frenos y un arnés de seguridad para cualquier eventualidad.	R.D.J.F.
6	E	<b>ERGONOMÍA:</b> El uso del implemento será muy fácil de comprender y realizar.	R.D.J.F.
7	E	<b>FABRICACION:</b> El mecanismo será diseñada para construirla con la tecnología apropiada y con los materiales de fácil adquisición en el mercado local.	R.D.J.F.
8	E	<b>MATERIA:</b> La composición de los materiales serán seleccionados de acuerdo al tipo de uso y cálculos.	R.D.J.F.
9	E	<b>MONTAJE:</b> El mecanismo podrá ser fabricado para su fácil montaje y desmontaje en cualquier lugar.	R.D.J.F.
10	D	<b>TRANSPORTE:</b> El peso del implemento será mínima del tal modo que sea fácil trasladar.	R.D.J.F.
11	D	<b>USO:</b> El mecanismo será la más sencilla de operar.	R.D.J.F.
12	E	<b>MANTENIMIENTO:</b> El diseño será adecuado para su fácil inspección y reparación de sus piezas.	R.D.J.F.
13	E	<b>COSTOS:</b> Sera una alternativa factible por el costo moderado.	R.D.J.F.
14	D	<b>RECICLAJE:</b> Cumpliendo la vida útil del implemento sus piezas podrán ser recicladas.	R.D.J.F.
15	E	<b>PLAZO DE ENTREGA:</b> 21/03/2021	R.D.J.F.

### 8.1.2. Elaboración del concepto

A continuación, para el diseño de un mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación, se estudia la elaboración del concepto que consiste en buscar las soluciones más adecuadas para una de las funciones dadas y las combinaciones posibles que resulten en un concepto de diseño óptimo.

#### 8.1.2.1. Abstracción "Caja Negra"



**Figura 53:** Elaboración de "Caja Negra"

**Fuente:** Elaboración propia

➤ *Entradas del sistema*

Paciente sentado: paciente que necesite rehabilitación de miembros inferiores.

Energía: Fuerza principal de levante transmitido por actuadores.

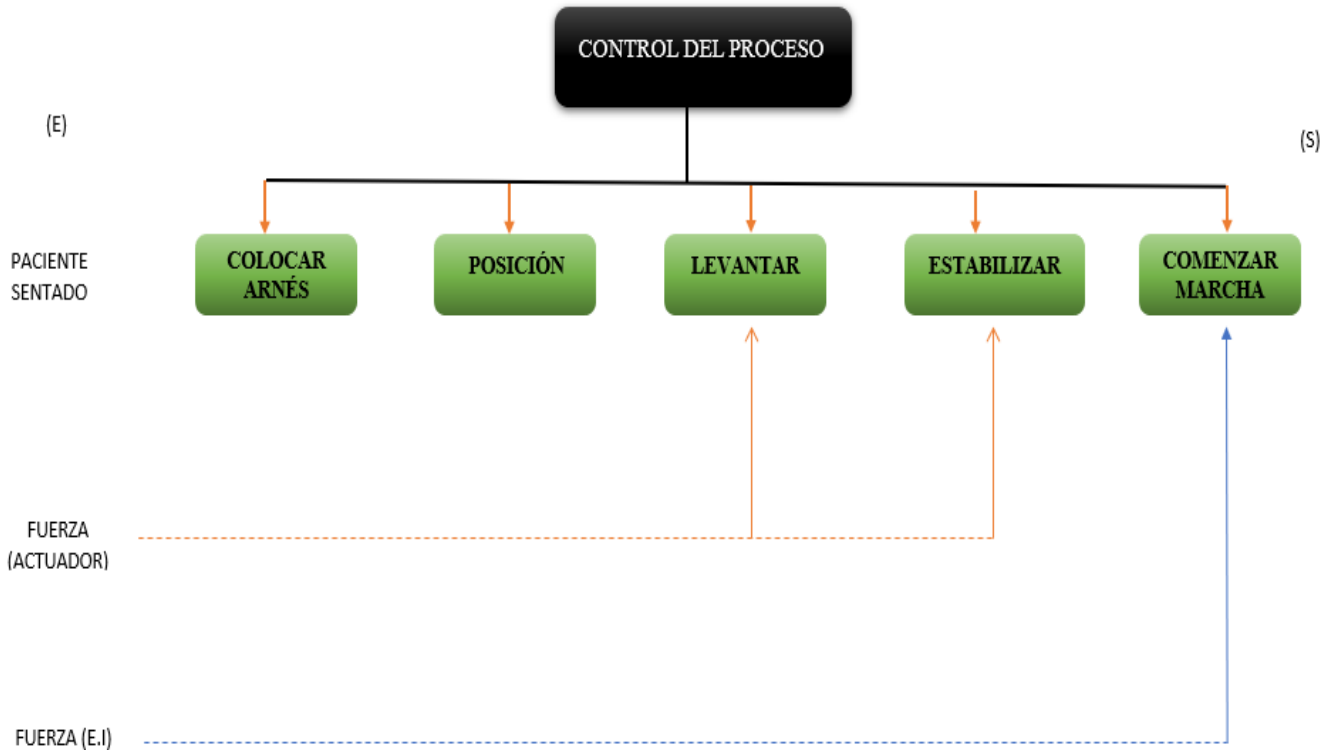
➤ *Salidas del sistema*

Paciente de pie: listo para rehabilitación a través de la deambulación o marcha.

Estabilización: el actuador brinda el soporte y estabilización.

### 8.1.2.2. Estructura de funciones

En este punto del desarrollo se establece las funciones (**Figura 54**) que el mecanismo debe cumplir.



**Figura 54:** Estructura de funciones.

**Fuente:** Elaboración propia.

- Colocar arnés: Se coloca el arnés al paciente para estabilizarlo.
- Posición: Se acomoda el mecanismo en posición, se revisa el sistema de frenos de las llantas.
- Levantar: la fuerza del actuador ayuda al paciente en poner de pie.
- Estabilizar: Una vez el actuador cumple su función, se asegura que el paciente este en una posición estable y segura.




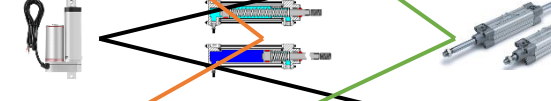
- Comenzar marcha: Empieza el proceso de rehabilitación, con la marcha humana o deambulación.

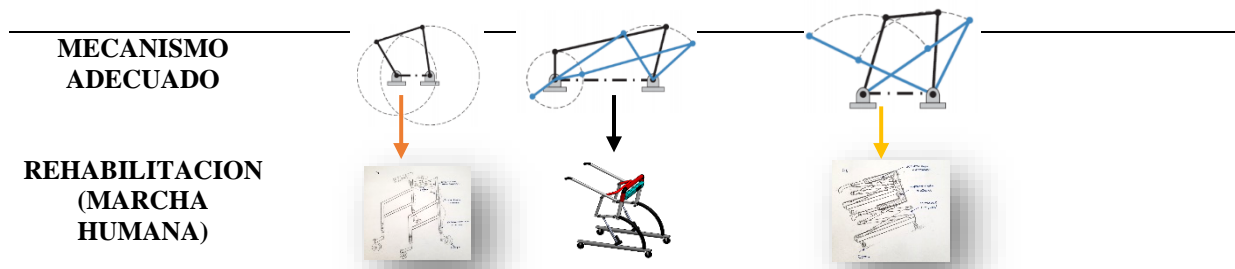
### 8.1.2.3. Concepto para la obtención de la solución

En este apartado, se toma como base la estructura de funciones en conjunto con la lista de exigencias, que van a permitir desarrollar y organizar las funciones y sub – funciones adecuadas. Además, se establece la “Matriz Morfológica”, para el diseño del mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de extremidades inferiores, el cual determinara las posibles soluciones para cada sub – función y sus respectivos conceptos de diseño que mejor se adapten.




**Tabla 5: Matriz morfológica**

*Fuente: Elaboración propia*

<b>MATRIZ MORFOLÓGICA</b>		<b>Pág. 1 de 1</b>	
<b>PROYECTO</b>	<b>"DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS - CHOTA"</b>	Edición: Rev. 1 Fecha: 13/11/2020  Revisado: A.S.C.	
<b>CLIENTE</b>	UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN	Elaborado: R.D.J.F.	
<b>FUNCIONES PRINCIPALES</b>	ALTERNATIVA 1      ALTERNATIVA 2      ALTERNATIVA 3		
<b>PREPARAR</b>			
<b>SISTEMA DE SEGURIDAD (ARNÉS)</b>			
<b>SISTEMA DE FRENADO</b>			
<b>TIPO DE ACTUADOR</b>			



Leyenda:

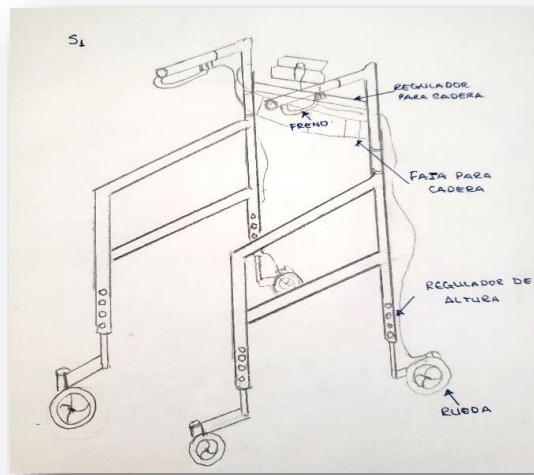
Nº SOLUCIÓN	COLOR
1	
2	
3	

➤ Disposición básica

Se presenta los bocetos a mano alzada de las posibles soluciones de diseño, obtenido a través de la matriz morfológica y que se establece para cada alternativa propuestas. Estas posibles soluciones son un acercamiento para la obtención de la solución más factible.

*Solución 01*

La primera solución (**Figura 55**) consta de una estructura similar a los caminadores comerciales, cuenta con un sistema regulador de altura, además, de un sistema de frenos manual. En la parte delantera del dispositivo cuenta con una faja que se ajusta al paciente y sirve para regular y sujetar la cadera.

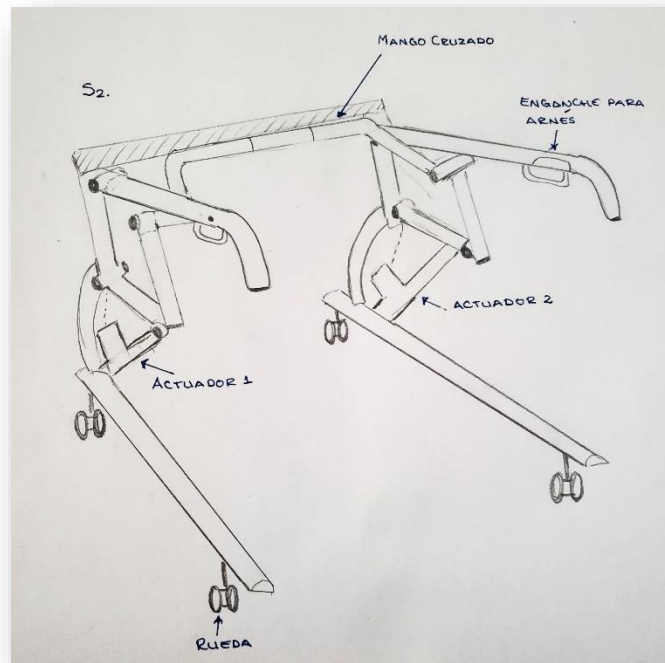


**Figura 55:** Caminador con sistema regulador de altura.

**Fuente:** Elaboración propia

➤ **Solución S2**

Este segundo boceto (**Figura 56**) consta de actuadores para ayudar al paciente a colocarse de pie, además de un sistema de enganche para el arnés que brindara seguridad, consta de un mecanismo que al activarse levanta a un mango cruzado permitiendo al paciente sujetarse y dar comienzo a la deambulación o marcha.

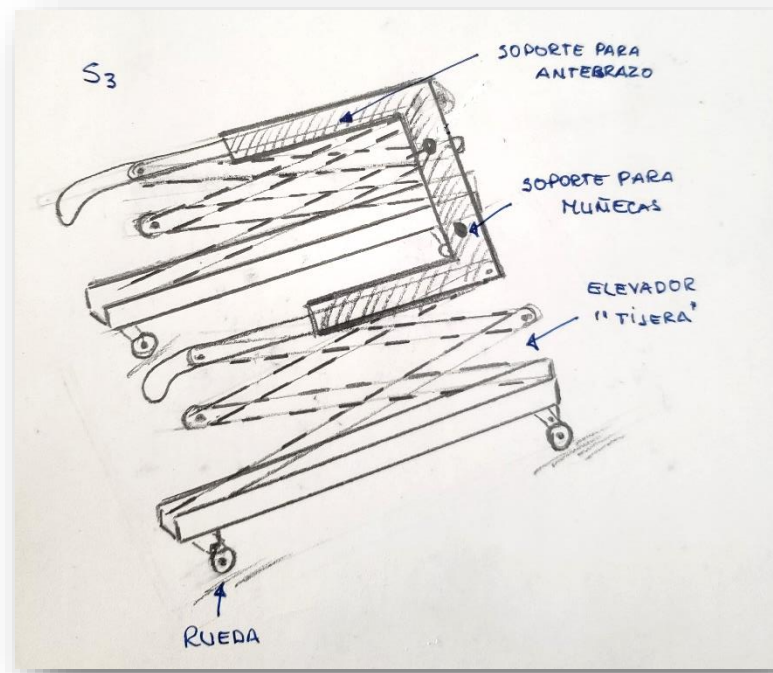


**Figura 56:** Mecanismo con actuadores lineales.

**Fuente:** Elaboración propia.

➤ *Solución S3*

El boceto de la solución 3 (**Figura 57**), consta de un mecanismo cuya fuerza de levante del paciente está dada por el elevador tipo tijera, cuenta con una base sólida para que los antebrazos reposen y soportes para las muñecas (empuñadura), además de ruedas con frenos independientes.



**Figura 57:** Caminadora con mecanismo elevador tipo tijera.

**Fuentes:** Elaboración propia

➤ Evaluación del concepto de solución

En este apartado se establece los criterios técnicos y económicos (**Tabla 6**) la cual nos brindará un puntaje al establecer ciertos criterios y compararlos con una solución ideal, la puntuación que se acerque más a la ideal será el concepto de solución seleccionado.



Tabla 6: Evaluación de Criterios técnicos y económicos

Fuente: Elaboración propia

EVALUACION DEL CONCEPTO DE SOLUCION				
CRITERIOS TÉCNICOS Y ECONÓMICOS	SOLUCION			SOLUCION IDEAL
	1	2	3	
<b>Buen uso de energía</b>	3	3	2	4
<b>Seguridad</b>	3	3	2	4
<b>Rapidez</b>	3	3	2	4
<b>Estabilidad y Rigidez</b>	2	3	2	4
<b>Manipulación</b>	2	3	3	4
<b>Confiabilidad</b>	2	3	2	4
<b>Facilidad de manejo</b>	2	3	3	4
<b>Transportabilidad</b>	1	3	3	4
<b>Calidad de Trabajo</b>	1	3	2	4
<b>Menor complejidad</b>	1	2	3	4
<b>Cumplimiento de lista de exigencias</b>	2	3	2	4
<b>Posibilidades de automatización</b>	3	2	2	4
<b>Número de Piezas</b>	1	3	2	4
<b>Fácil adquisición de materiales de fabricación</b>	3	3	3	4
<b>Productividad</b>	3	3	2	4
<b>Pocos desperdicios</b>	3	3	2	4
<b>Numero de operarios</b>	1	3	2	4
<b>Costo de Tecnología</b>	1	3	2	4
<b>Fácil montaje</b>	1	2	3	4
<b>Fácil mantenimiento</b>	2	3	3	4
<b>Costos de Operación</b>	2	3	2	4
Total	42	60	49	84
Evaluación (%)	0.5	0.7142857	0.5833333333	1

Criterios de evaluación:

0 = No satisface

1 = Mínimo Aceptable

2 = Suficiente

3 = Muy Bien

4 = Ideal

Tabla 7: Evaluación Económica (yi)

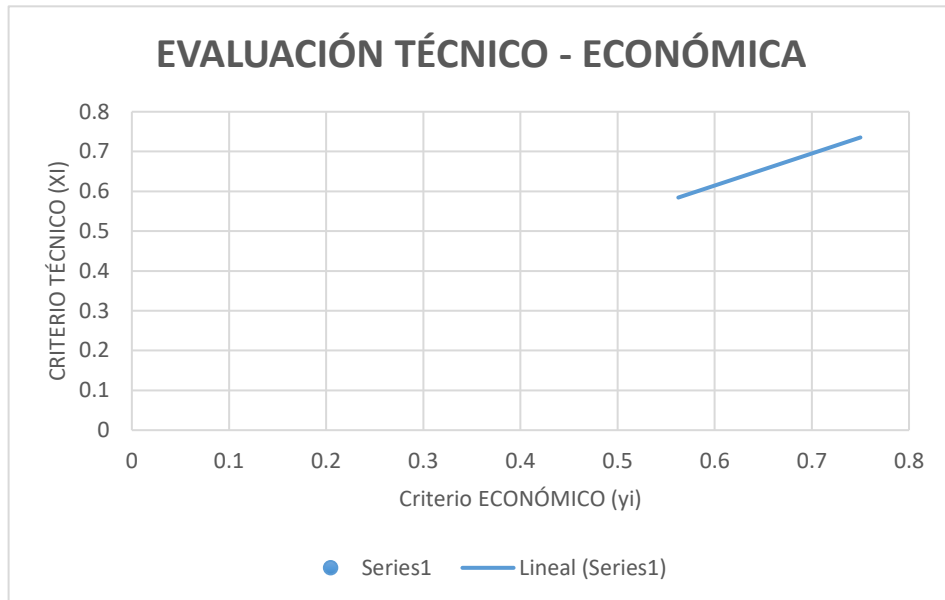
Fuente: Elaboración propia

<b>DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS</b>										
<b>Valor Económico (yi)</b>										
<b>Proyecto: Diseño de un mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores en el Hospital José Soto Cadenillas – Chota</b>										
<b>p: Puntaje de 0 a 4</b>			0 = No Satisface		1		2 = Suficiente			
<b>g: Peso ponderado en función de los criterios de evaluación</b>			= Aceptable a las justas		3 = Bien		4 = Muy bien (ideal)			
<b>Criterios de evaluación para diseños en fase de conceptos o proyectos</b>										
<b>Variantes de concepto</b>			<b>Solución S1</b>		<b>Solución S2</b>		<b>Solución S3</b>		<b>Solución Ideal</b>	
<b>Nº</b>	<b>Criterios de Evaluación</b>	<b>g</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>
<b>1</b>	Costo de Material	4	2	8	3	12	2	8	4	16
<b>2</b>	Costo de Fabricación	4	3	12	3	12	3	12	4	16
<b>3</b>	Costo de Mantenimiento	4	2	8	3	12	2	8	4	16
<b>4</b>	Costo de Mano de Obra	4	3	12	3	12	2	8	4	16
<b>Puntaje Máximo</b>		16	10	40	12	48	9	36	16	64
<b>Valor Económico yi</b>				0.63		0.8		0.56		1

**Tabla 8:** Evaluación técnica (xi)

**Fuente:** Elaboración propia

<b>DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS</b>										
<b>Valor Técnico xi</b>										
<b>Proyecto: Diseño de un mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de E.I</b>										
<b>p: puntaje de 0 a 4</b>			<b>g: Peso</b>		0 = no satisface		2 = Suficiente		3 = Bien	
<b>ponderado en función de los criterios de evaluación</b>					1 = Aceptable a las justas		4 = Muy bien (Ideal)			
<b>Variantes de concepto</b>			<b>Solución S1</b>		<b>Solución S2</b>		<b>Solución S3</b>		<b>Solución Ideal</b>	
<b>Nº</b>	<b>Criterios de Evaluación</b>	<b>g</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>	<b>p</b>	<b>g*p</b>
1	Función	4	2	8	3	12	2	8	4	16
2	Forma	4	2	8	3	12	3	12	4	16
3	Diseño	4	3	12	4	16	3	12	4	16
4	Seguridad	4	2	8	3	12	3	12	4	16
5	Ergonomía	4	2	8	3	12	2	8	4	16
6	Fabricación	4	2	8	2	8	2	8	4	16
7	Control de calidad	4	3	12	3	12	2	8	4	16
8	Montaje	4	2	8	2	8	2	8	4	16
9	Trasporte	4	3	12	3	12	3	12	4	16
10	Uso	4	3	12	3	12	3	12	4	16
11	Mantenimiento	4	2	8	4	16	2	8	4	16
<b>Puntaje Máximo</b>		44	26	104	33	132	27	108	44	176
<b>Valor Económico xi</b>				0.6		0.75		0.61		1



**Figura 58:** Grafico de dispersión para la evaluación técnico - económica.

**Fuente:** Elaboración propia.

El grafico de dispersión (**Figura 58**), muestra la evaluación técnico – económica, donde se observa que el valor más cercano a 1 (ideal), corresponde a la propuesta en la solución “S2”, por tanto, es la solución es la óptima, cumpliendo con los criterios propuestos.

### 8.1.3. Elaboración del proyecto y detalles de diseño

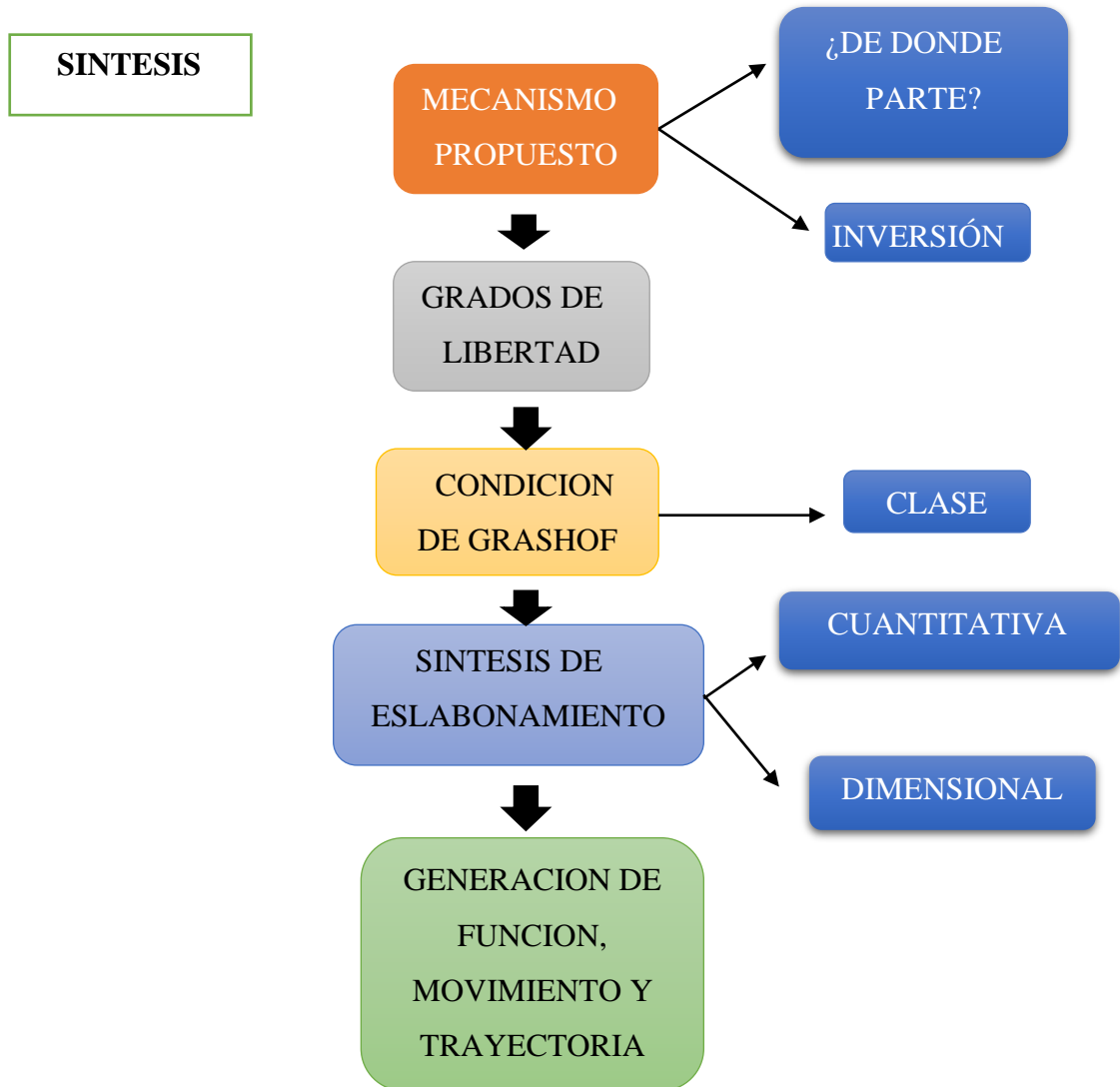
En este apartado de la investigación, se detalla el proyecto en busca de desarrollar un adecuado diseño, que cumpla con los criterios antes mencionados, partiendo de la solución más viable (S2).

Para el diseño del mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de extremidades inferiores, se deben tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- El mecanismo debe levantar un peso un peso máximo de 90 kg.
- El mecanismo debe ajustarse a la altura del paciente máximo de 1.80 m.

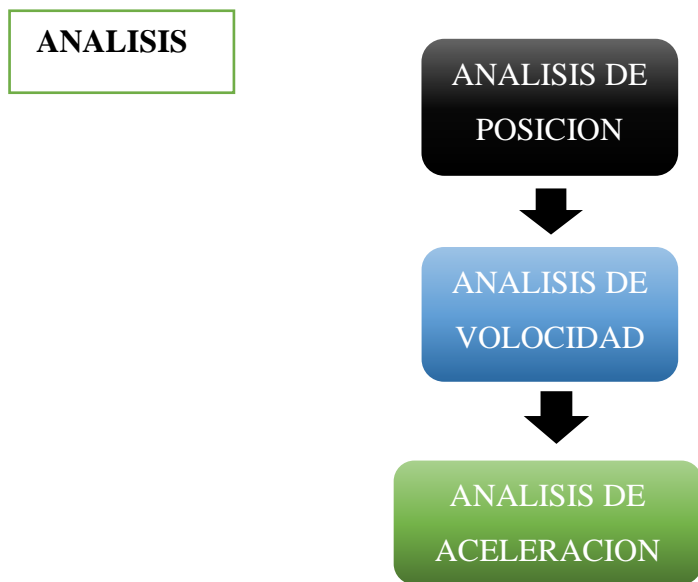
- Para el diseño del mecanismo se debe tener en cuenta la antropometría del ser humano.

Para el desarrollo de la etapa de detalles de diseño se seguirá el siguiente flujograma.



**Figura 59:** Flujograma para la síntesis de eslabonamientos.

**Fuente:** Elaboración propia.

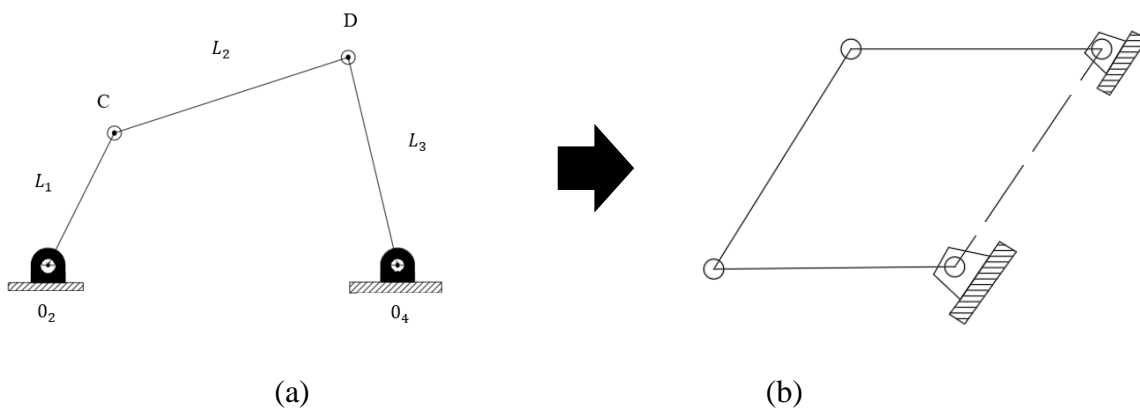


*Figura 60: Flujograma para el análisis cinemático*

*Fuente: Elaboración propia*

### 8.1.3.1. Mecanismo propuesto.

Parte del mecanismo general de 4 barras, por considerarse el más simple y que mejor resultados da, debido a su simpleza.



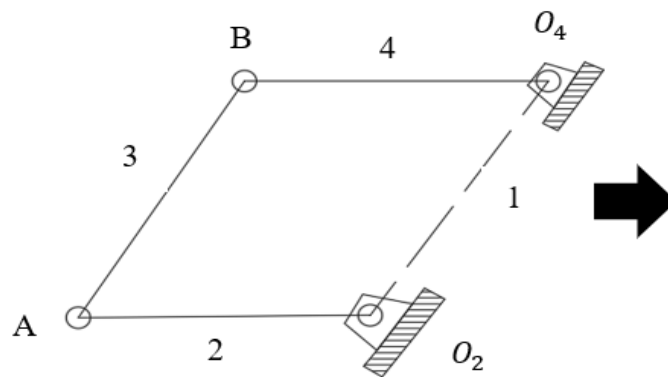
*Figura 61: Mecanismo 4 barras (a) - mecanismo propuesto (b)*

*Fuente: Elaboración propia*

En la **Figura 61** se muestra el mecanismo propuesto para realizar la acción requerida de levantar al paciente, para lograr el proceso de rehabilitación en miembros inferiores.

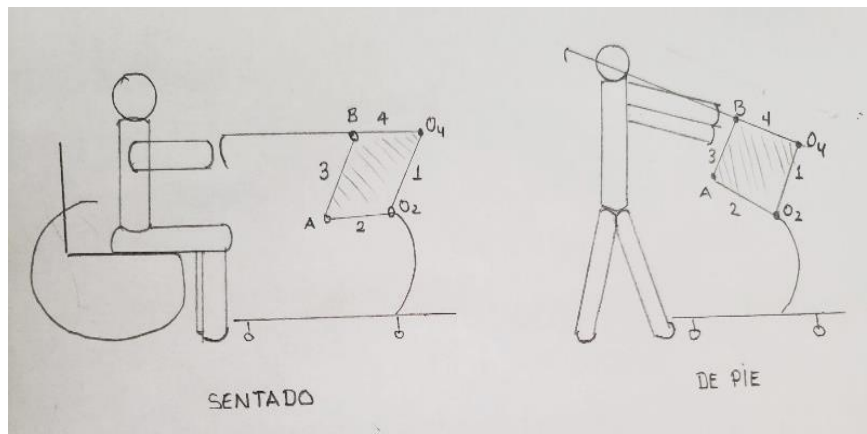
➤ *Inversión*

Se selecciona el tipo de inversión del mecanismo de 4 barras, donde se va a generar ciertos movimientos requeridos para levantar al paciente, en la **Figura 62** se muestra la inversión, se toma al eslabón fijo o a tierra el eslabón 1, y el eslabón 2 es donde se incluirá el actuador para generar el movimiento.



**Figura 62:** Mecanismo seleccionado (triple balancín)

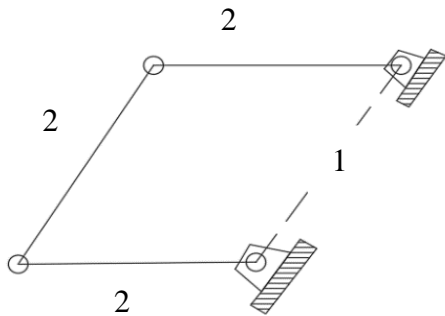
**Fuente:** Elaboración propia.



**Figura 63:** Movimiento requerido para el mecanismo RRR4

**Fuente:** Elaboración propia

### 8.1.3.2. Grados de libertad



- 1 Bancada
- 2 Balancín
- 3 Balancín
- 4 Balancín

<b>Eslabones</b>	<b>4</b>
<b>Juntas</b>	<b>4</b>
<b>Semijuntas</b>	<b>0</b>

Usando la ecuación (2)

$$M = 3(L - 1) - 2J_1 - J_2$$

Obtenemos:

$$M = 3(4 - 1) - 2(4) - 0$$

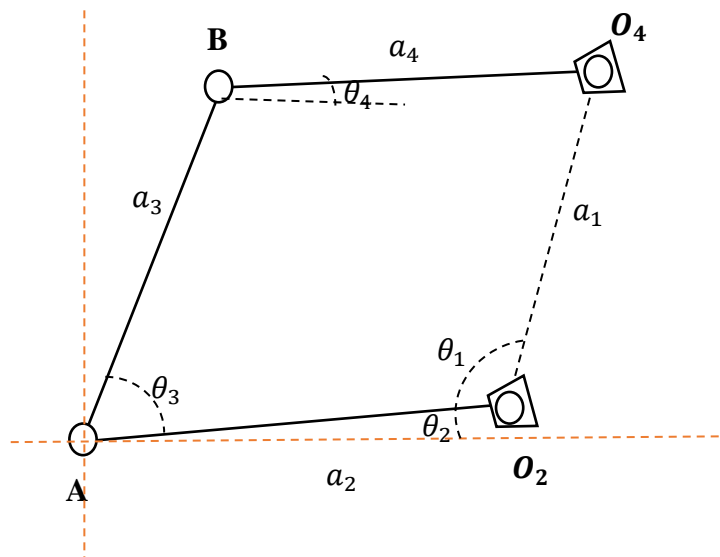
$$\mathbf{M = 1}$$

El mecanismo seleccionado tiene 1 GDL, por lo tanto, necesita un actuador para generar el movimiento requerido.

### 8.1.3.3. Condición de Grashof

Se analiza la condición de rotabilidad de Grashof, el mecanismo debe tener eslabones que oscilen y no roten.





$$L + S \geq P + Q$$

$$30 + 26 \geq 26 + 26.5$$

$$56 \geq 52.5$$

CLASE II – TRIPLE  
BALANCIN (RRR4)

**Figura 64:** diagrama Cinemático para la condición de Grashof.

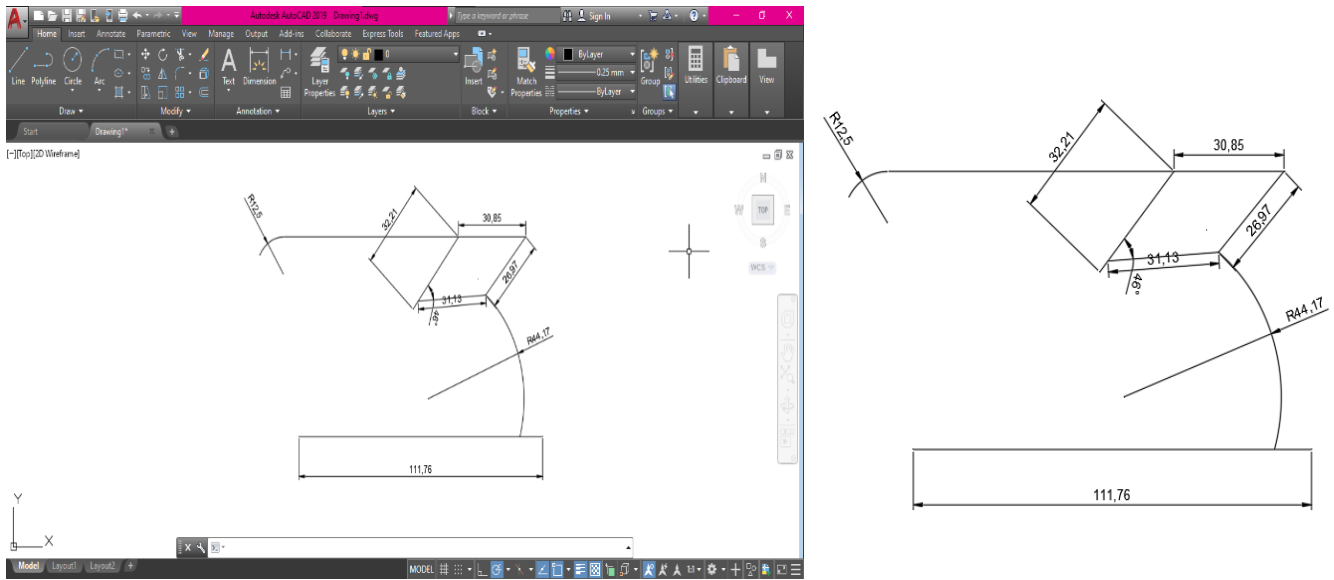
**Fuente:** Elaboración propia.

Se muestra en la ecuación, que, según el criterio de Grashof, es de clase II, donde ningún eslabón puede girar por completo.

#### 8.1.3.4. Síntesis de eslabonamiento para el mecanismo rehabilitador

➤ *Síntesis cualitativa.*

Al no existir algoritmos se crean soluciones potenciales para llegar a una solución, se usará el software AutoCAD 2018 para establecer las cotas, y el software SolidWorks 2018 para generar el modelado del mecanismo y la simulación.



**Figura 65:** Síntesis gráfica de eslabonamiento, con AutoCAD 2018

**Fuente:** Elaboración propia

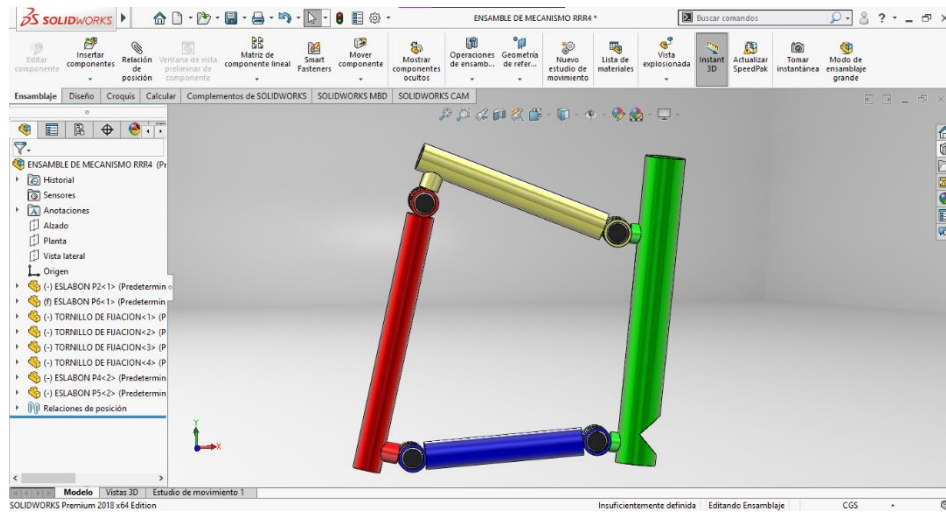
En la **Figura 65** se muestra las medidas usando el Software AutoCAD 2018, se miden de centro a centro de los extremos de los eslabones, obteniendo.

**Tabla 9:** Longitud de eslabones

**Fuente:** Elaboración propia

ESLABÓN N°	MEDIDA EN (mm)
<b>Eslabón 1</b>	265 mm
<b>Eslabón 2</b>	270 mm
<b>Eslabón 3</b>	300 mm
<b>Eslabón 4</b>	260 mm

Luego usando el software SolidWorks 2018, se procede a realizar el modelado de los eslabones tal y como muestra la **Figura 66**.







**Figura 66:** Síntesis gráfica de eslabonamientos usando el SolidWorks 2018

**Fuente:** Elaboración propia.

En la **Tabla 10** se muestra los diámetros escogidos para cada eslabón, se muestra en colores para diferenciar cada uno de los eslabones que forman el mecanismo de triple balancín (RRR4)

**Tabla 10:** Diámetros de eslabones

**Fuente:** Elaboración propia.

N° ESLABÓN	DIÁMETRO		COLOR
	Ext. (D)	Int. (d)	
<b>Eslabón 1</b>	50.8 mm	43.80 mm	
<b>Eslabón 2</b>	35 mm	28 mm	
<b>Eslabón 3</b>	35 mm	28 mm	
<b>Eslabón 4</b>	35 mm	28 mm	

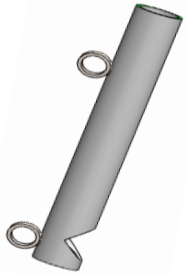

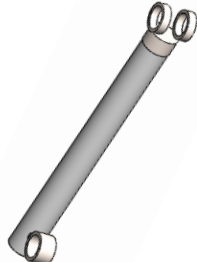
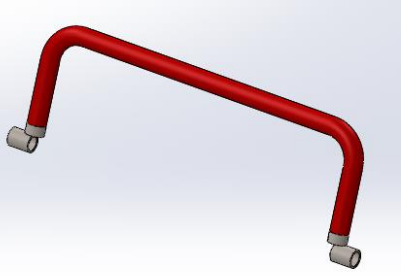
➤ *Síntesis dimensional*

Luego de establecer las medidas de los eslabones, responsables del movimiento, con ayuda del Software SolidWorks 2018, se modela los demás elementos que conforman el total del mecanismo para rehabilitación de extremidades inferiores, en la **Tabla 11** se muestra cada uno de estos elementos.

**Tabla 11:** Modelado de eslabones - SolidWorks 2018

**Fuente:** Elaboración propia.

<b>ELEMENTO</b>	<b>MATERIAL</b>	<b>DIMENSIONES</b>
Eslabón de levante (N°2) 	Acero inoxidable AISI 316 RECOCIDO	- 770 mm de longitud - 35mm Diámetro Ext. - 28mm Diámetro Int.
Base del mecanismo 	Acero inoxidable AISI 316 RECOCIDO	- 1117.60 mm - 50.8mm Diámetro Ext. - 43.80mm Diámetro Int.
Arco para encaje de actuador 	Acero inoxidable AISI 316 RECOCIDO	- 500mm de radio - 50.8mm Diámetro Ext. - 43.80mm Diámetro Int.

Eslabón N°1	Acero inoxidable	- 390.55mm
	<b>AISI 316</b> <b>RECOCIDO</b>	- 50.8mm Diámetro Ext. - 43.80mm Diámetro Int.
Eslabón N°2	Acero inoxidable	- 200 mm de longitud
	<b>AISI 316</b> <b>RECOCIDO</b>	- 35mm Diámetro Ext. - 28mm Diámetro Int
Eslabón N°3	Acero inoxidable	- 330 mm de longitud
	<b>AISI 316</b> <b>RECOCIDO</b>	- 35mm Diámetro Ext. - 28mm Diámetro Int
Manubrio	Acero inoxidable	-773 mm de longitud
	<b>AISI 316</b> <b>RECOCIDO</b>	/200mm de altura - 35mm Diámetro Ext. - 28mm Diámetro Int

Mecanismo RRR4	Acero inoxidable AISI 316 RECOCIDO	Mecanismo triple balancín, encargado del movimiento principal
		
Tapón de caucho	Caucho	-36/41.8mm de diámetro externo.
		-27/42.80mm de diámetro interno'  -10mm de altura
Rueda	Caucho	-Altura de rueda de 100 mm
		
Ensamblado parcial	Acero inoxidable AISI 316 RECOCIDO	Ensamble de mecanismo RRR4 a marco de referencia.
		

### 8.1.3.5. Generación de función, trayectoria y movimiento.

➤ *Generación de función.*

Para nuestro mecanismo rehabilitador, se escogerá un actuador lineal que sirva para generar una salida predecible ante una entrada conocida, para la selección del actuador lineal, previamente se debe conocer las fuerzas que actúan en el cuerpo humano.

#### **Fuerzas que actúan en el cuerpo humano**

Considerando que el mecanismo debe levantar un peso máximo de 90 Kg, usando la **Tabla 12**, que muestra el valor de cada extremidad, para calcular el peso de cada una de ellas, así seleccionar el actuador correcto.

*Tabla 12: Porcentaje del peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo.*

*Fuente: (García & Álvarez Loya, 2017)*

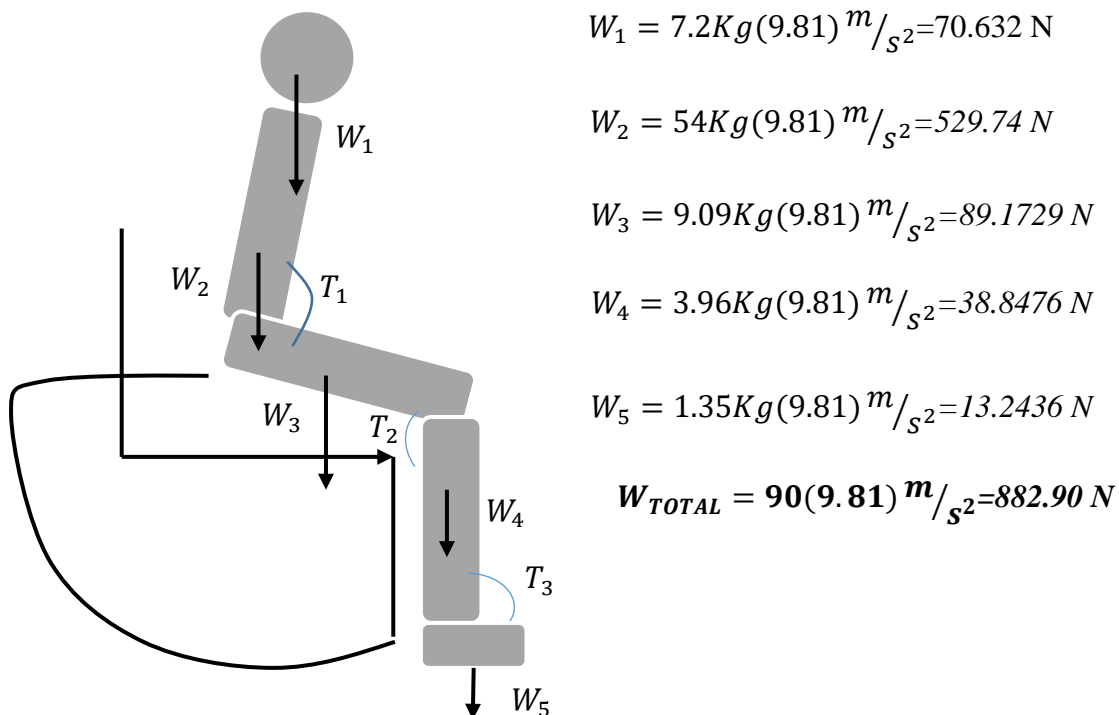
PARTE DEL CUERPO	PORCENTAJE
<b>Tronco sin extremidades</b>	50
<b>Mano</b>	0.7
<b>Antebrazo con la mano</b>	2.3
<b>Antebrazo sin la mano</b>	1.6
<b>Parte superior del brazo</b>	2.7
<b>Brazo completo</b>	5
<b>Pie</b>	1.5
<b>Parte inferior de la pierna con el pie</b>	5.9
<b>Parte inferior de la pierna sin el pie</b>	4.4
<b>Muslo</b>	10.1
<b>Pierna izquierda</b>	16

Por los tanto para una persona de 90 Kg, nos quedaría un peso en cada extremidad tal como se muestra en la **Tabla 13**.

**Tabla 13:** Peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo de una persona de 90 Kg.

**Fuente:** (García & Álvarez Loya, 2017)

PARTE SUPERIOR	
<b>Cabeza</b>	7.20 Kg
<b>Mano</b>	0.54 Kg
<b>Brazo</b>	1.44 Kg
<b>Antebrazo</b>	2.43 Kg
PARTE MEDIA	
<b>Tronco</b>	45 kg
PARTE INFERIOR	
<b>Muslo</b>	9.09 Kg
<b>Pierna</b>	3.96 Kg
<b>Pie</b>	1.35 Kg

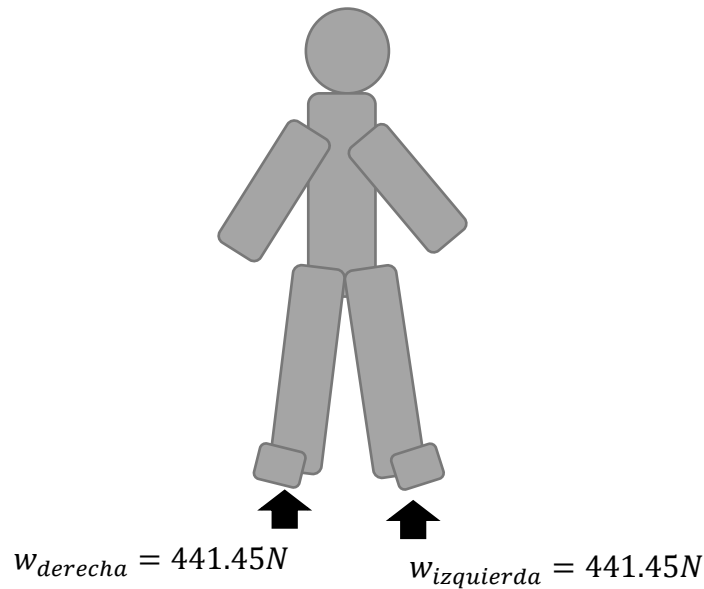


**Figura 67:** Calculo de fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano

**Fuente:** Elaboración propia.



En la **Figura 67** se muestra las fuerzas que actúan en el cuerpo, con esto, tomando el peso máximo de 90 Kg, la resultante sería  $R=882.90\text{ N}$ , el cual está distribuido en los dos puntos de apoyo, que son las piernas. Por lo tanto, una persona en posición de pie, tiene una carga de  $W = 441.45\text{ N}$ , como se muestra en la **Figura 68**.



**Figura 68:** Reacción de fuerzas en los puntos de apoyo.

**Fuente:** Elaboración propia.


Luego con los datos obtenidos, se establece que carga debe levantar el actuador lineal, y que carga soportará la estructura del mecanismo; además, cuando el paciente da un paso y da comienzo a la fase de balanceo, el actuador lineal deberá soportar la carga total  $W_T = 882.90\text{ N}$ .

#### *Selección de arnés de seguridad.*

Con el peso del paciente (máximo de 90 Kg), se selecciona el arnés de seguridad, indispensable para que no sufra caídas al momento de que el mecanismo de inicio a su funcionamiento. Además, ayuda a que el encargado de la rehabilitación no tenga que usar la fuerza, disminuyendo también alguna lesión del personal encargado de la rehabilitación

**Tabla 14:** Selección de arnés.

**Fuente:** Elaboración propia


ARNÉS DE SEGURIDAD	Arnés lumbar- torácico
	<p>Puede soportar peso hasta los 240 Kg, proporciona una elevación vertical hasta en tres puntos, con correas en la cadera y glúteos, proporciona un nivel de seguridad estándar.</p>

➤ *Selección de Actuador, para elevación de paciente.*

Se selecciona el actuador eléctrico de la marca LINAK que soporta cargas de 2000N a 24V, sus características técnicas, se muestran en anexos.

**Tabla 15:** Selección de Actuador

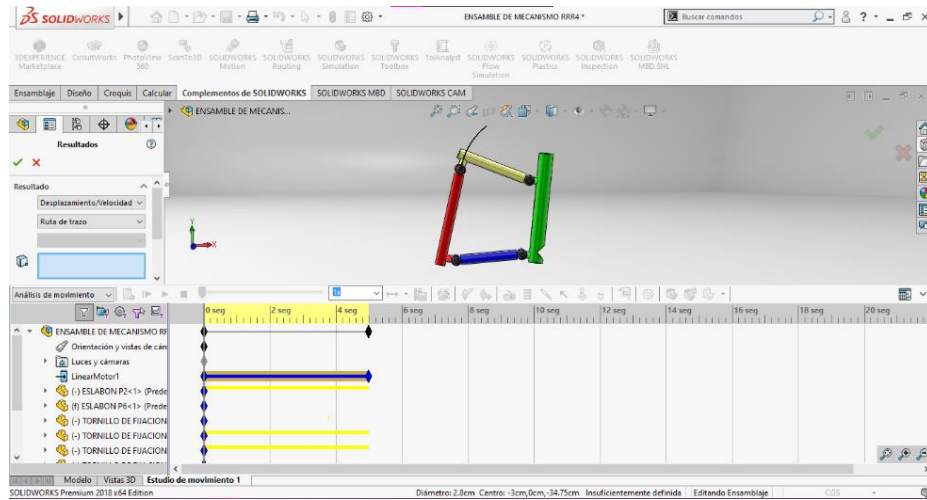
**Fuente:** Elaboración propia

ACTUADOR LINEAL	
	<p>El actuador lineal eléctrico tiene la capacidad de torque de 2000 N, adecuado para levantar al paciente, el material es de aleación de aluminio, cuenta con un mando a control para cambio de velocidades, perfecto para el mecanismo de rehabilitación.</p>

➤ *Generación de trayectoria y movimiento*

El mecanismo debe seguir una trayectoria prescrita, en este caso está dada por la acción de levantar al paciente que estará de sentado, hasta colocarlo en posición de pie. En el Software SolidWorks 2018, se puede realizar el estudio de movimiento y trazar esa ruta, una vez

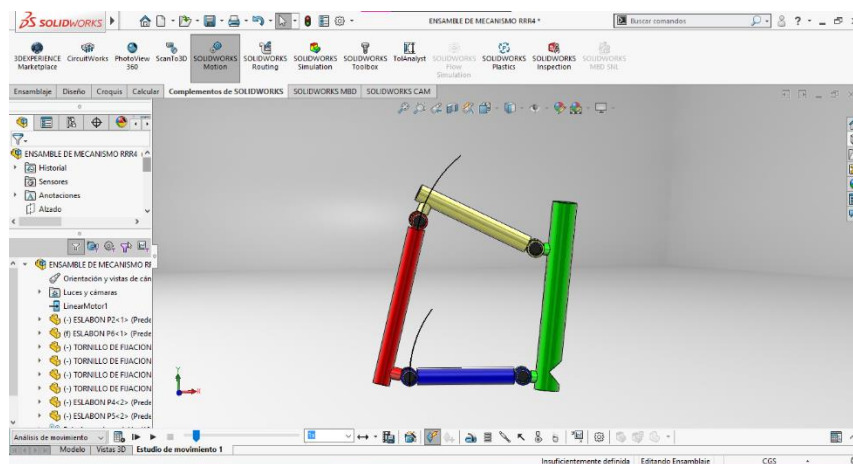
seleccionado el actuador. En la **Figura 69** se muestra el estudio de movimiento para el mecanismo rehabilitador.



*Figura 69: Generación de ruta de trazo para la trayectoria usando SolidWorks 2018*

*Fuente: Elaboración propia*

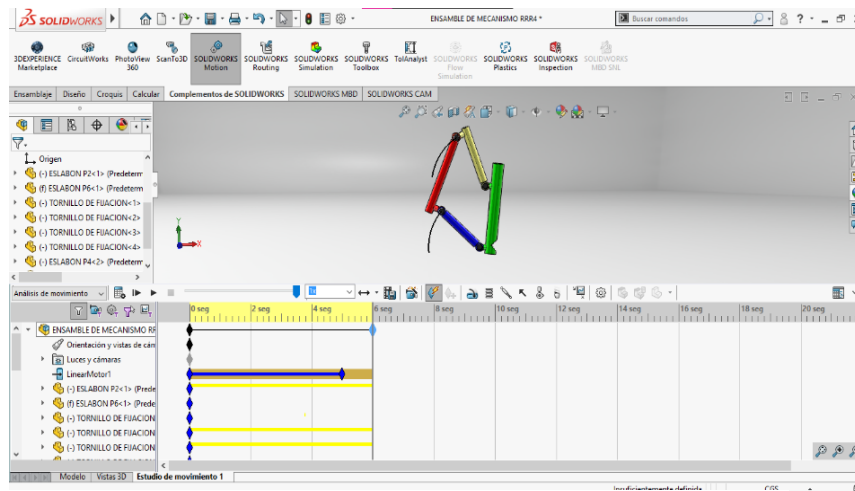
Luego de colocar los parámetros en el Software, reconoce que el mecanismo es un triple balancín y que tiene restricciones para girar, justamente lo que se busca es que oscile, en la **Figura 70** se muestra la ruta de trazado del mecanismo RRR4.



*Figura 70: Ruta de trazo para el mecanismo RRR4*

*Fuente: Elaboración propia*

Luego de establecer el ángulo inicial del eslabón motriz (eslabón 2) sea de  $46^\circ$ , con una velocidad del actuador lineal de 5cm/s en un lapso de tiempo de 8 segundos hasta que levantar el eslabón que ayudara al paciente a colocarse de pie (eslabón 4), tal y como se muestra en la **Figura 71**.



*Figura 71: Condición límite para la ruta de trazado*

*Fuente: Elaboración propia*

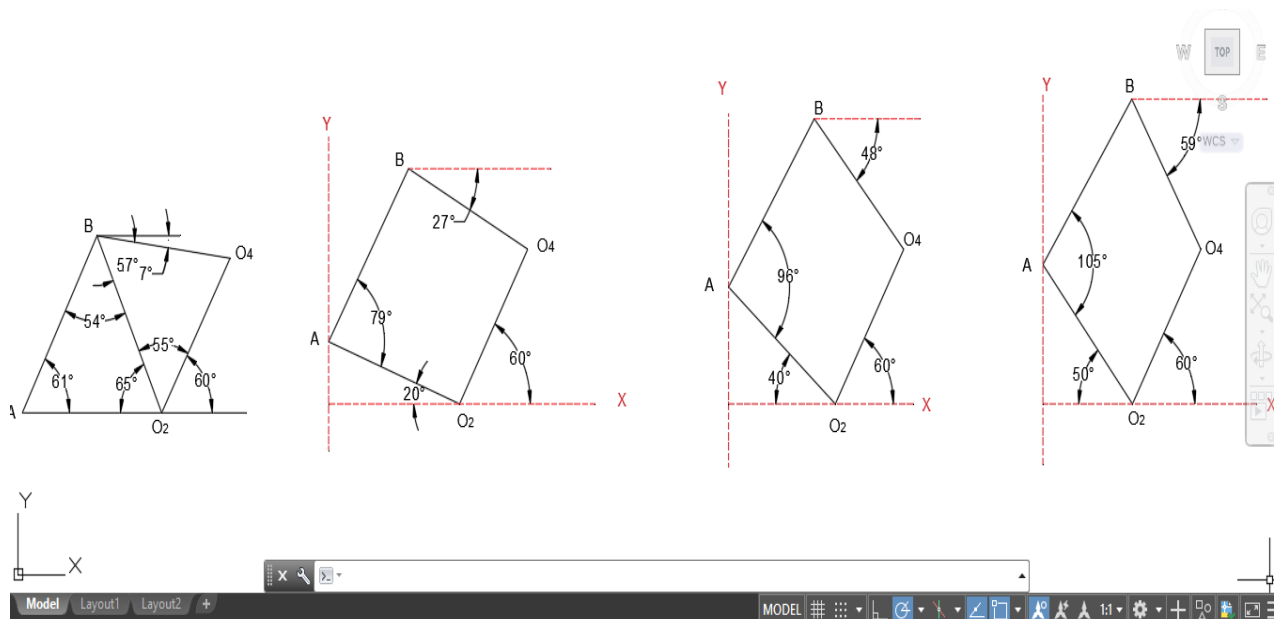
### 8.1.3.6. Análisis de posición, velocidad y aceleración

Luego que el diseño tentativo del mecanismo rehabilitador ha sido sintetizado, debe ser analizado de forma cinemática. A continuación, se hace el análisis del mecanismo que se encarga del movimiento relevante para colocar al paciente en posición de pie.

#### ➤ *Condiciones limite (agarrotamiento)*

Para el análisis cinemático se estudia las condiciones limite, que está dada por el requerimiento de que el mecanismo coloque al paciente en posición de pie, se utiliza el Software AutoCAD 2018 para desarrollar las posiciones iniciales y la posición final.

En la **Figura 72** se muestra la posición inicial y la final, teniendo como datos del mecanismo en la fase de síntesis gráfica, que el ángulo inicial del eslabón motriz es de  $61^\circ$ , además el ángulo final de este será de  $105^\circ$ , de esta forma se consigue colocar a pacientes en posición de pie (rango de altura 1.45m - 1.80m). Además, el eslabón fijo (eslabón N°1) es constante con un ángulo de  $60^\circ$ .

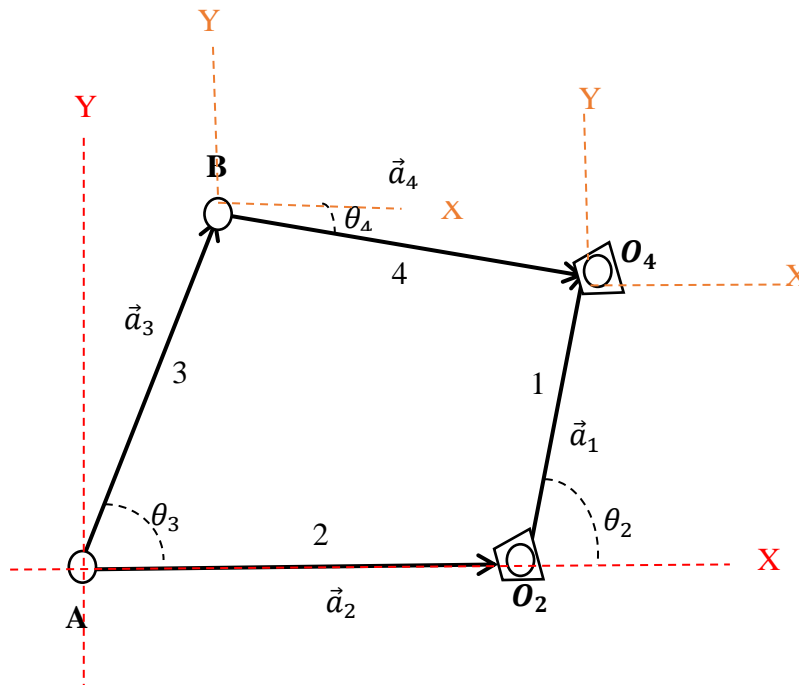


**Figura 72:** Condiciones límite para diseño - AutoCAD 2018

**Fuente:** Elaboración propia

Una vez obtenidos las condiciones límite para el mecanismo rehabilitador, además de los datos de entrada se procede a realizar el análisis cinemático de forma vectorial.

### Diagrama del mecanismo RRR4



**Figura 73:** Diagrama para el estudio cinemático del mecanismo

*Fuente* Elaboración propia

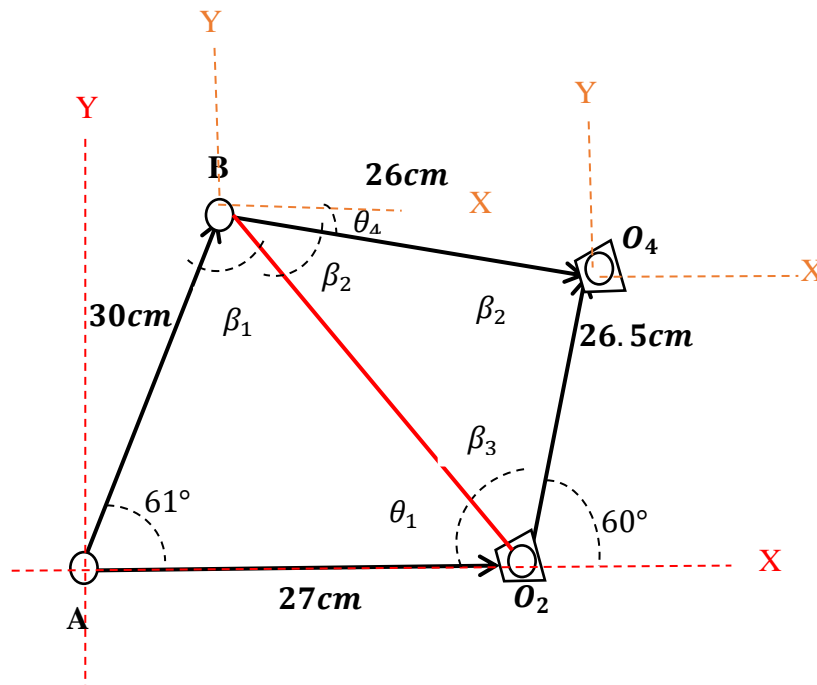
A continuación, se realiza el cálculo de los ángulos con los datos de entrada obtenidos en la síntesis de eslabonamiento para nuestro mecanismo rehabilitador de extremidades inferiores.

**Tabla 16:** Datos de entrada obtenido en síntesis de eslabonamientos.

*Fuente:* Elaboración propia

Eslabón N° 1	Eslabón N° 2	Eslabón N° 3	Eslabón N° 4	$\theta_2$	$\theta_3$	$\omega_2$	$\alpha_2$
26.5 cm	27cm	30cm	26cm	60°	61°	0.05 m/s	0 rad/s

Graficamos el mecanismo RRR4 con los datos de la **Tabla 16** para calcular ángulos.



**Figura 74:** Diagrama para el estudio cinemático con datos de entrada.

**Fuente:** Elaboración propia.

Para encontrar la distancia de B a  $O_2$  ; aplicamos ley de cosenos en triangulo (A, B,  $O_2$ )

$$(BO_2)^2 = (AB)^2 + (AO_2)^2 - 2(AB)(AO_2)\text{Cos}(\theta_3)$$

$$(BO_2)^2 = (30)^2 + (27)^2 - 2(30)(27)\text{Cos}61^\circ$$

Obteniendo:  $BO_2 = 29.0449 \text{ cm}$

Ahora para encontrar  $\theta_1$ ; con la ley de senos en triangulo (A, B,  $O_2$ )

$$\frac{AB}{\text{sen}(\theta_1)} = \frac{BO_2}{\text{sen}(61^\circ)}$$

$$\frac{30}{\text{sen}(\theta_1)} = \frac{29.0449}{\text{sen}(61^\circ)}$$

Obteniendo:  $\theta_1 = 64.6118^\circ$

Encontramos  $\beta_3$ ;

$$\beta_3 = 180^\circ - 64.6118^\circ - 60^\circ$$

$$\beta_3 = 55.3882^\circ$$

Obteniendo,  $\beta_3 = 55.3882^\circ$

Ahora para encontrar el ángulo  $\beta_1$  en triángulo (A, B,  $O_2$ )

$$\beta_1 = 180^\circ - 61^\circ - 64.6118^\circ$$

Obteniendo  $\beta_1 = 54.3882^\circ$

Para encontrar  $\beta_2$ ; aplicamos ley de senos en triángulo (B,  $O_2$ ,  $O_4$ )

$$\frac{BO_4}{\text{sen}(55.3882^\circ)} = \frac{O_2O_4}{\text{sen}(\beta_2)}$$

$$\frac{26}{\text{sen}(\theta_1)} = \frac{26.5}{\text{sen}(61^\circ)}$$

Obteniendo;  $\beta_2 = 57.0194^\circ$

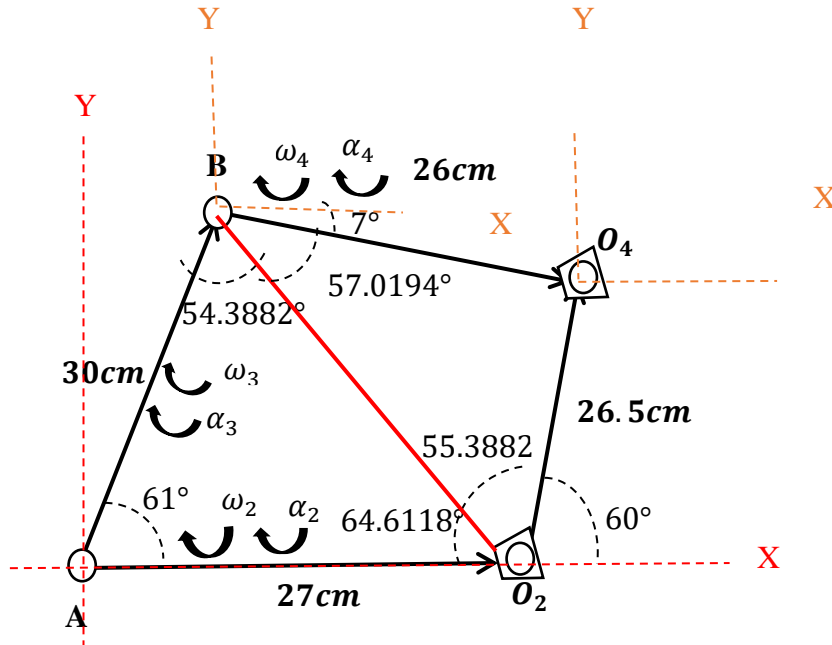
*Tabla 17: Calculo de ángulos para el estudio cinemático.*

*Fuente: Elaboración propia*

$\beta_1$	$\beta_2$	$\beta_3$	$\theta_1$	$\theta_4$
54.3882°	57.0194°	55.3882°	64.6118°	7°



Ahora que tenemos los ángulos analizaremos la posición.



**Figura 75:** Diagrama cinemático con ángulos obtenidos

**Fuente:** Elaboración propia

Luego de determinar los ángulos del mecanismo propuesto, se analiza vectorialmente la posición de los puntos de interés “A y B” (aquellos que no están fijos)

Vector posición de A con respecto a  $O_2$ :

$$\vec{R}_{A/O_2} = \{27\cos(64.6118)i + 26\sen(64.6118)j\}$$

$$\vec{R}_{A/O_2} = 11.7680i + 24.3924j$$

Vector posición de B con respecto a A:

$$\vec{R}_{B/A} = \{30\cos(61)i + 30\sen(61)j\}$$

$$\vec{R}_{B/A} = 14.5442i + 26.2385j$$

Vector posición de B respecto a  $O_4$

$$\vec{R}_{B/O_4} = \{26\cos(7)i + 26\sin(7)j\}$$

$$\vec{R}_{B/O_4} = 25.8061i + 3.1686j$$

➤ *Ahora que tenemos los vectores de posición, analizamos la velocidad.*

**Velocidad de punto A:**

$$\vec{v}_A = \vec{v}_{O_2} + \vec{v}_{A/O_2}$$

$$\vec{v}_A = \vec{v}_{O_2} + \omega_2 \times \vec{R}_A$$

$$\vec{v}_A = \omega_2 \times \vec{R}_A$$

Pero para la velocidad de A, tenemos la velocidad de entrada, que es entregada por el actuador lineal, por lo tanto, la velocidad del punto A sería.

$$v_A = 0.05m/s$$

**Velocidad de B con respecto al punto A:**

$$\vec{v}_B = \vec{v}_A + \vec{v}_{B/A}$$

$$\vec{v}_B = \vec{v}_A + \omega_3 \times \vec{R}_{B/A}$$

$$\vec{v}_B = (-1.2196i + 0.5893j) + \omega_3 \times (14.5442i + 26.2385j)$$

Obtenemos:

$$\vec{v}_B = (-1.2196 - 26.2385\omega_3)i + (0.5893 + 14.5442\omega_3)j \dots \dots (1)$$

**Velocidad de B con respecto al punto  $O_4$ :**

$$\vec{v}_B = \vec{v}_{O_4} + \vec{v}_{B/O_4}$$

$$\vec{v}_B = \vec{v}_{O_4} + \omega_4 x \vec{R}_{B/O_4}$$

Por ser eslabón fijo, no existe velocidad en  $\vec{v}_{O_4}$ , nos quedaría

$$\vec{v}_B = \omega_4 x \vec{R}_{B/O_4}$$

Obteniendo 
$$\vec{v}_B = (-3.1686\omega_4 i + 25.8061\omega_4 j) \dots \dots \dots (2)$$

Ahora podemos encontrar la velocidad de B, desarrollando las ecuaciones 1 y 2

Primero agrupamos términos en relación a  $v_{B_x}$  y  $v_{B_y}$

$v_{B_x}$ :

$$(-1.2196 - 26.2385\omega_3)i = -3.1686\omega_4 i \dots \dots \dots (3)$$

Despejamos:

$$\omega_4 = 0.3849 + 8.2807\omega_3 \dots \dots \dots (4)$$

$v_{B_y}$ :

$$(0.5893 + 14.5442\omega_3)j = 25.8061\omega_4$$

$$-9.3434 = 199.1483\omega_4 \dots \dots \dots (5)$$

Remplazando  $\omega_3$  en ecuación (5):

Obtenemos 
$$\omega_3 = -0.0469 \text{ rad/s}$$

Luego reemplazamos  $\omega_3$  en ecuación (4)

Obtenemos  $\omega_4 = -0.0346 \text{ rad/s}$

Ahora que hallamos la velocidad angular, podemos encontrar la velocidad en B, reemplazando los valores en la ecuación (2).

$$\vec{v}_B = (-3.1686\omega_4 i + 25.8061\omega_4 j)$$

$$\vec{v}_B = (-3.168(-0.0346)i + 25.806(0.0346)j)$$

Obtenemos:

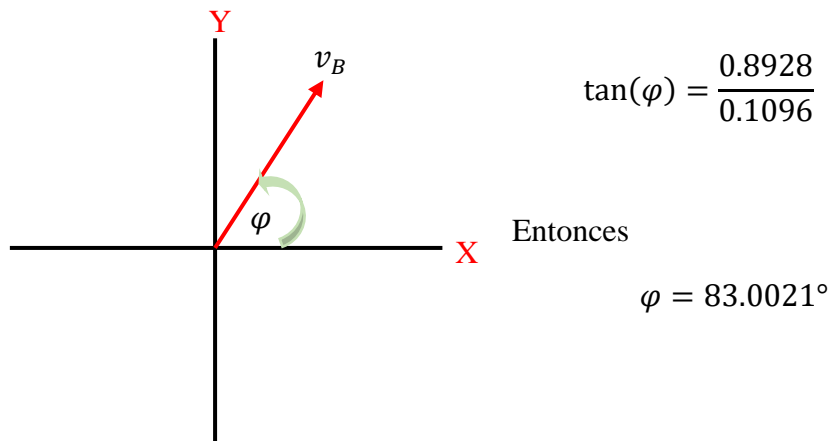
$$\vec{v}_B = (0.1096i - 0.8928j)$$

Ahora obtenemos el módulo de la velocidad:

$$v_B = \sqrt{(0.1096)^2 + (-0.8928)^2}$$

$$v_A = 0.8995 \text{ m/s}$$

Obtenemos la dirección:



*Figura 76: Cálculo de dirección para velocidad en B*

**Fuente:** *Elaboración propia.*

El módulo del vector velocidad de B y su dirección está dada por:

$$v_B = 0.8995, 83.0021^\circ$$

➤ *Aceleración*

Luego de tener las velocidades en los puntos de interés del mecanismo de rehabilitación de extremidades inferiores, se analiza la aceleración.

Aceleración del punto A respecto al punto  $O_2$ :

$$\vec{a}_A = \vec{a}_{o_2} + \vec{a}_{A/O_2}$$

$$\vec{a}_A = \vec{a}_{o_2} + \alpha_2 x \vec{R}_A - \omega_2^2 \vec{R}_A$$

Reemplazando, obtenemos:

$$\vec{a}_A = (0 + 0x\vec{R}_A - (0.05)^2(11.7860i + 24.3924j))$$

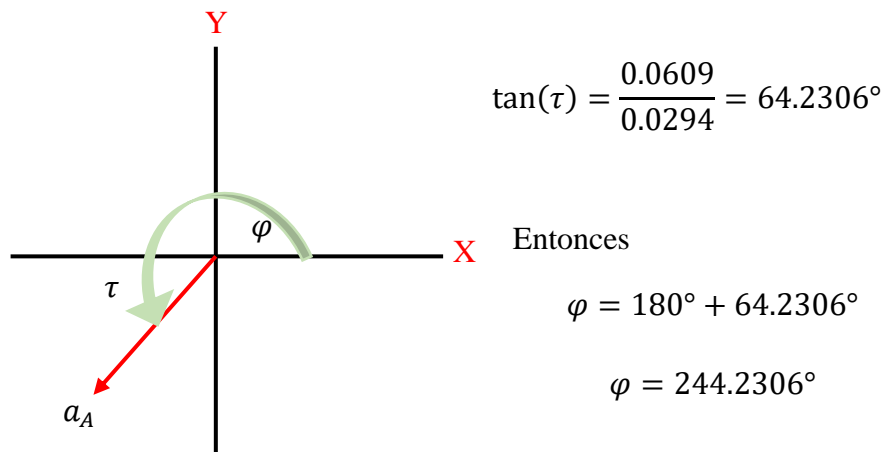
$$\vec{a}_A = (-0.0294i - 0.0609j)$$

Ahora obtenemos el módulo de la aceleración:

$$a_A = \sqrt{(-0.0294)^2 + (-0.0609)^2}$$

$$a_A = 0.0676 \text{ m/s}^2$$

Ahora calculamos la dirección de la aceleración:



**Figura 77:** Cálculo de dirección para aceleración en A

**Fuente:** Elaboración propia.

El módulo del vector aceleración de A y su dirección está dada por:

$$\mathbf{a}_A = 0.0676 ; 244.2306^\circ$$

Aceleración del punto B respecto al punto A:

$$\vec{a}_B = \vec{a}_A + \vec{a}_{B/A}$$

$$\vec{a}_B = \vec{a}_{o_2} + \alpha_3 \times \vec{R}_{B/A} - \omega_3^2 \vec{R}_{B/A}$$

Reemplazando:

$$\vec{a}_A = (0.0294i - 0.0609j) + \alpha_3 \times (14.5442i + 26.2385j) - (-0.0469)^2 (14.5442i + 26.2385j)$$

Obtenemos:

$$\vec{a}_A = (-0.0613 - 26.2381\alpha_3)i + (0.1186 + 14.5442\alpha_3)j \dots \dots (1)$$

Aceleración del punto B con respecto al  $O_4$

$$\vec{a}_{B/O_4} = \vec{a}_{O_4} + \vec{a}_{B/O_4}$$

$$\vec{a}_{B/O_4} = 0 + \vec{a}_{B/O_4}$$

$$\vec{a}_{B/O_4} = \alpha_4 x \vec{R}_{B/O_4} - \omega_4^2 \vec{R}_{B/O_4}$$

Reemplazando:

$$\vec{a}_{B/O_4} = \alpha_4 kx(25.8061i + 3.1686j) - (-0.0346)^2(25.8061i + 3.1686j)$$

Obtenemos:

$$\vec{a}_{B/O_4} = (-0.0308 - 3.1686\alpha_4)i + (-0.0037 + 25.8061\alpha_4)j \dots \dots (2)$$

Ahora podemos desarrollar las ecuaciones (1) y (2), para encontrar la aceleración de B

Primero agrupamos términos en relación a  $a_{Bx}$  y  $a_{By}$ :

**$a_{Bx}$ :**

$$-0.0613 - 26.2381\alpha_3 = -0.0308 - 3.1686\alpha_4$$

Resolviendo:

$$\alpha_4 = 0.0096 + 8.2806\alpha_3 \dots \dots (3)$$

**$a_{By}$ :**

$$0.1186 + 14.5442\alpha_3 = -0.0037 + 26.8061\alpha_4 \dots \dots (4)$$

Reemplazamos ecuación (3) en (4):

$$0.1186 + 14.5442\alpha_3 = -0.0037 + 25.8061(0.0096 + 8.2806\alpha_3)$$

Obtenemos:

$$\alpha_3 = -0.0006 \text{ rad/s}^2 \dots\dots\dots(5)$$

Reemplazando  $\alpha_3$  en (3):

$$\alpha_4 = 0.0096 + 8.2806\alpha_3$$

$$\alpha_4 = 0.18 + 3.257(-0.0006)$$

Obtenemos:

$$\alpha_4 = 0.0043 \text{ rad/s}^2$$

Ahora que hallamos las aceleraciones angulares, podemos encontrar la aceleración en B, reemplazando lo valores en la ecuación (2).

$$\vec{a}_{B/O_4} = (-0.0308 - 3.1686\alpha_4)i + (-0.0037 + 25.8061\alpha_4)j$$

Reemplazando:

$$\vec{a}_{B/O_4} = (-0.0308 - 3.1686(0.0043))i + (-0.0037 + 25.8061(0.0043))j$$

Obtenemos:

$$\vec{a}_{B/O_4} = (-0.0444 + 0.1072j)$$

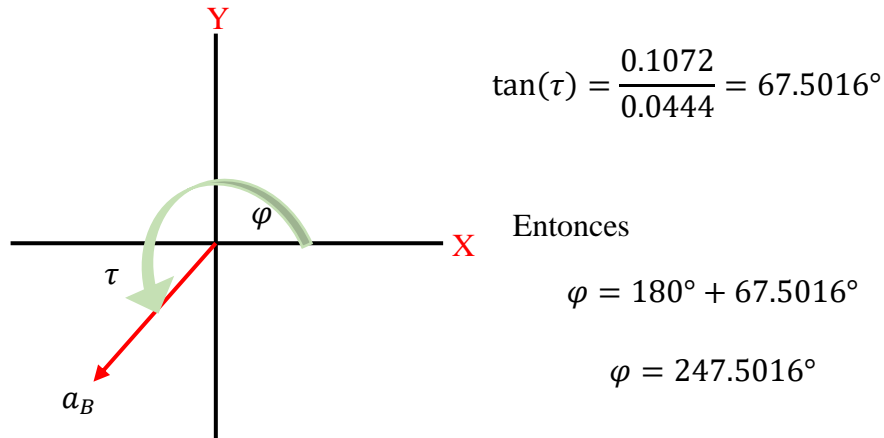
Ahora calculamos el módulo de la aceleración de B

$$a_B = \sqrt{(-0.0444)^2 + (0.1072)^2}$$



$$a_B = 0.1160 \text{ m/s}^2$$

Ahora calculamos la dirección de la aceleración:



**Figura 78:** Cálculo de dirección para aceleración en B

**Fuente:** Elaboración propia.

Por lo tanto, el módulo del vector aceleración de B y su dirección está dada por:

$$a_B = 0.1160, 247.5016^\circ$$

➤ *Diseño final del mecanismo asistente de movilidad.*

A continuación, se modela el mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de extremidades inferiores usando software SolidWorks 2018, los datos ya calculados contribuyen a que el diseño sea más objetivo, en la **Figura 79** se muestra una vista isométrica del mecanismo, y en la **Figura 80**, se muestra una vista frontal, además los planos de diseño están en anexos.

### Vista isométrica del mecanismo



*Figura 79: Vista isométrica de modelo de mecanismo en SolidWorks 2018  
Fuente: Elaboración propia.*

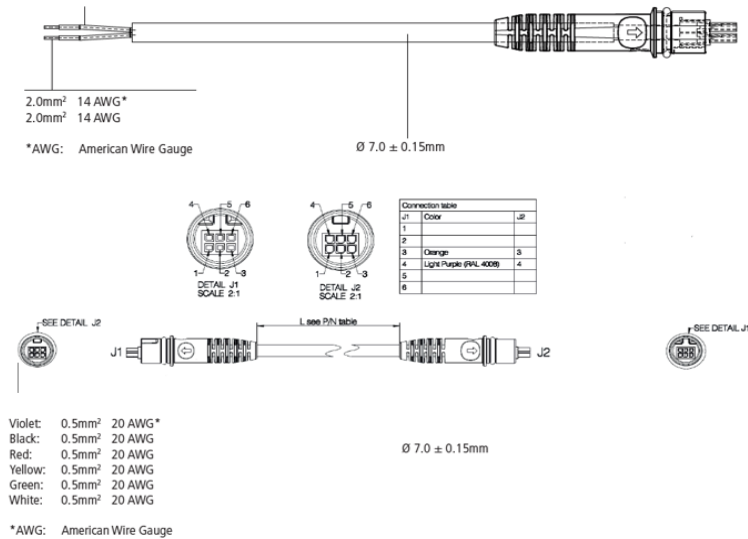
### Vista frontal del mecanismo



*Figura 80: Vista frontal de mecanismo modelado en SolidWorks 2018  
Fuente: Elaboración propia.*

➤ Esquema de control para el actuador lineal LINAK LA 33

El actuador seleccionado cuenta con la ventaja que incluye un mando a distancia para cambiar la velocidad ya que integra sensores de tope final de recorrido, tal y como se muestra en su ficha técnica (anexos), además integra un cable de señal y cable de poder que se muestra en la figura, el cual brindara un conexionado más sencillo.

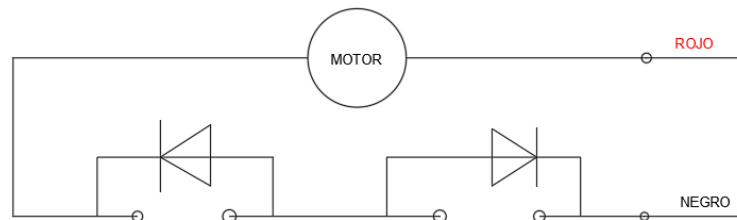


**Figura 81:** Cable de Señal y cable de poder para conexionado.

**Fuente:** Ficha técnica de actuador LA33-linak (anexos)

*Cableado*

Para nuestro mecanismo, el cableado será con los terminales rojo y negro, que funciona con el driver propia del fabricante, existe a posibilidad de usar drivers diferentes (arduino, plc)



**Figura 82:** Cableado de terminales LA33 para mecanismo asistente

**Fuente:** Ficha técnica de actuador LA33- Linak

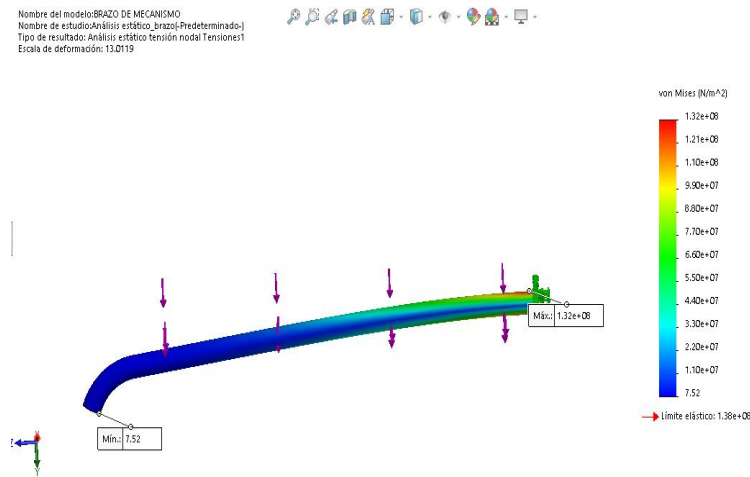
## 8.2. Simulación y análisis estático del mecanismo RRR4.

Se analiza de forma estática el mecanismo RRR4, que es responsable de soportar la carga del paciente, que es de 882.90N, se toma este valor y no el de los puntos de apoyo (piernas = 441.45), ya que se desea que el mecanismo no sufra deformaciones. Para realizar el estudio estático, se estableció como material el acero inoxidable AISI 316 recocido, con una resistencia a la tensión de 758 Mpa, y resistencia a la fluencia de 276 MPA, tal y como muestra en anexo.

### 8.2.1. Análisis estático del eslabón N° 4 (brazo)

#### 8.2.1.1 Tensiones.

En la **Figura 83** se muestra el análisis del estudio estático para los esfuerzos mediante tensiones de Von Mises, del cual se obtiene un esfuerzo máximo es de 132 MPa.

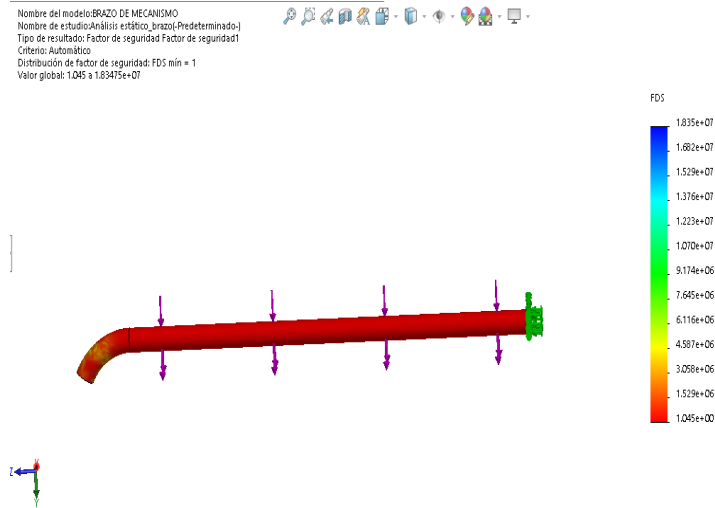


**Figura 83:** Tensiones - Eslabón N°4

**Fuente:** Elaboración propia.

#### 8.2.1.2. Factor de seguridad

La **Figura 84** muestra el análisis del estudio estático para el FDS del eslabón N°3, arrojando un valor de 1.8 por encima del valor mínimo de 1.5.



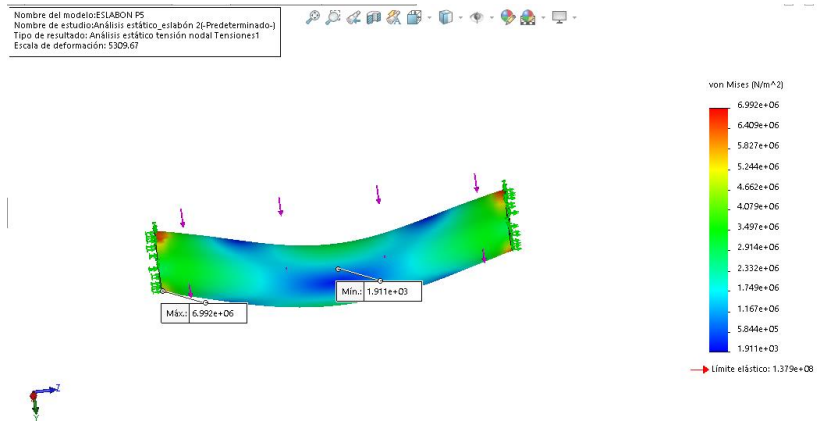
**Figura 84:** Factor de Seguridad - Eslabón N°4

*Fuente: Elaboración propia.*

## 8.2.2. Análisis estático del eslabón N° 2 (motriz)

### 8.2.2.1. Tensiones

En la **Figura 85** se muestra el análisis del estudio estático para esfuerzos mediante tensiones de Von Mises, del cual se obtiene que el esfuerzo máximo es de 699.2 MPa

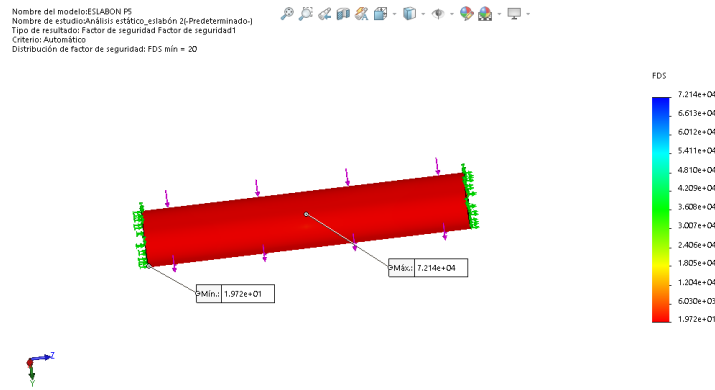


**Figura 85:** Tensiones - Eslabón N°2

*Fuente: Elaboración propia.*

### 8.2.2.2. Factor de Seguridad

La **Figura 86** muestra el análisis del estudio estático para el FDS del eslabón N°3, arrojando un valor de 1.97 por encima del valor mínimo de 1.5.



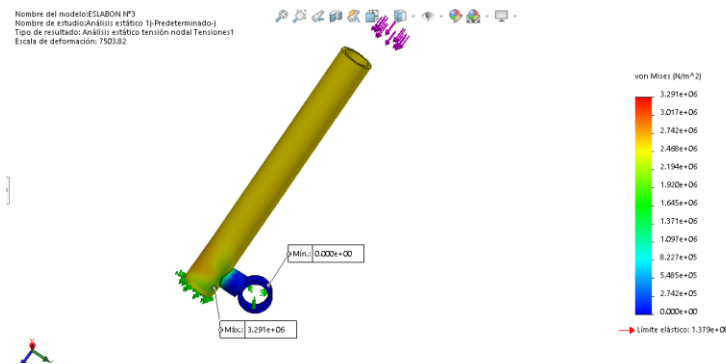
**Figura 86:** Factor de Seguridad - Eslabón N° 2

**Fuente:** Elaboración propia.

### 8.2.3. Análisis estático del eslabón N°3

#### 8.2.3.1. Tensiones

En la **Figura 87** se muestra el análisis del estudio estático para esfuerzos mediante tensiones de Von Misses, el cual se obtiene que el esfuerzo máximo es de 329.1 MPa

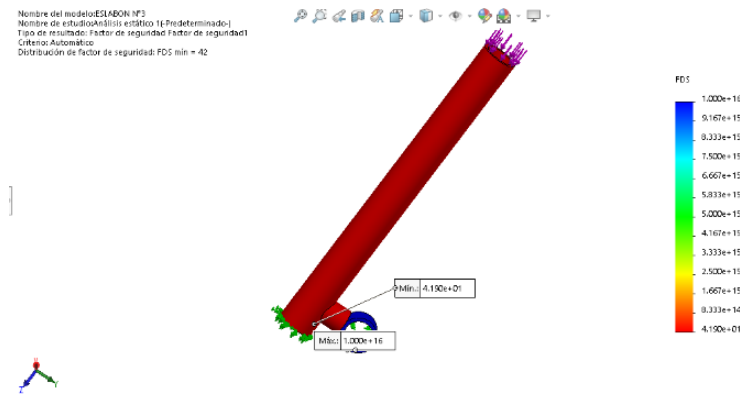


**Figura 87:** Tensiones - Eslabón N°3

**Fuente:** Elaboración propia.

### 8.2.3.2. Factor de seguridad

Se muestra el análisis del estudio estático para el FDS del eslabón N°3, arrojando un valor de 4.19 por encima del valor mínimo de 1.5.

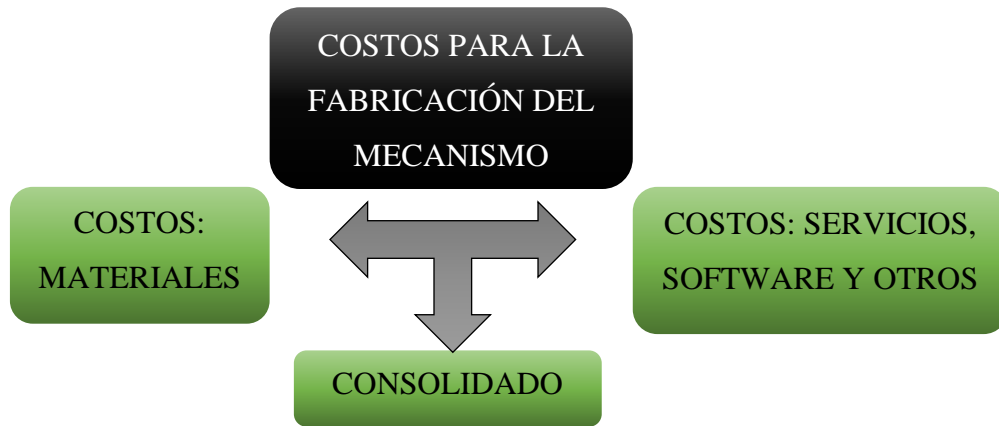


**Figura 88:** Factor de Seguridad - eslabón N°3

**Fuente:** Elaboración propia.

### 8.3. Análisis de costos generales para el mecanismo

En este punto de análisis de la investigación, se desarrolla un análisis del costo general (materiales, servicios, software y otros), para la manufactura del mecanismo asistente de movilidad para la rehabilitación de extremidades inferiores., en la **Figura 89** se desarrolla el flujograma para el apartado de costos.



*Figura 89: Flujograma - costos*

*Fuente: Elaboración propia.*



**Tabla 18:** Tabla de costos – Materiales

*Fuente:* Elaboración propia

<b>PROYECTO</b>		<b>DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA REHABILITACION DE EXTREMIDADES INFERIORES</b>					<b>Pag. 1 de 1</b>	
<b>TABLA DE COSTOS: MATERIALES</b>		<b>UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPAN</b>					Elaborado por: R.D.J.F	
<b>ITEM</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>Nº DE PIEZA / MEDIDA</b>	<b>GRUPO</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>COSTO UNITARIO</b>	<b>COSTO TOTAL</b>	<b>REVISADO POR:</b>	
<b>1</b>	Tubo de acero inoxidable	AISI 316 - 1"	MATERIALES	2	84.90	S/.169.80	Ing. A.S.C.	
<b>2</b>	Tubo de acero inoxidable	AISI 316 - 2"	MATERIALES	1	111.90	S/.111.90	Ing. A.S.C.	
<b>3</b>	Tornillo de fijación	18-88k 700 1" - 16	MATERIALES	12	4.40	S/.52.80	Ing. A.S.C.	
<b>4</b>	Tornillo de fijación	18-88k 100 3" rosca gruesa	MATERIALES	2	4.40	S/.8.80	Ing. A.S.C.	
<b>5</b>	tapón de caucho	Dome plug 6/6	MATERIALES	12	0.50	S/.6.00	Ing. A.S.C.	
<b>6</b>	Actuador lineal 2000N	6.5 - 38 mm/s - t	MATERIALES	2	469.90	S/.939.80	Ing. A.S.C.	
<b>7</b>	Anillo de retención	DIN 471 - 50x	MATERIALES	2	5.00	S/.10.00	Ing. A.S.C.	
<b>8</b>	Horquilla Acero Inox	Inox-316	MATERIALES	12	3.50	S/.42.00	Ing. A.S.C.	
<b>9</b>	Pasadores	AISI 1045 2" 1/2x0.6m	MATERIALES	2	1.20	S/.2.40	Ing. A.S.C.	
<b>10</b>	Llanta (125x250Kg)	D. 125mm/250Kg	MATERIALES	4	30.00	S/.120.00	Ing. A.S.C.	
<b>11</b>	SopORTE para batería	Linak	MATERIALES	1	88.70	S/.88.70	Ing. A.S.C.	
<b>12</b>	Batería	58 Wh - 3-4 horas	MATERIALES	1	170.80	S/.170.80	Ing. A.S.C.	
<b>13</b>	Arnés completo	DIN 471 - 30 x 1.5	MATERIALES	1	249.9	S/.249.90	Ing. A.S.C.	
<b>12</b>	Perno Hexagonal	M10x20mm	MATERIALES	4	1.00	S/.4.00	Ing. A.S.C.	
<b>13</b>	Perno hexagonal	M12x35mm	MATERIALES	4	1.00	S/.4.00	Ing. A.S.C.	
<b>14</b>	Perno hexagonal	M16x35mm	MATERIALES	8	1.00	S/.8.00	Ing. A.S.C.	
<b>15</b>	Tornillo	M8x15mm	MATERIALES	4	0.50	S/.2.00	Ing. A.S.C.	
<b>16</b>	Soldadura	Sellocor	MATERIALES	2	7.90	S/.15.80	Ing. A.S.C.	
<b>17</b>	Tuerca	M12	MATERIALES	4	0.50	S/.2.00	Ing. A.S.C.	
<b>TOTAL: COSTOS MATERIALES.</b>						<b>S/.2,008.70</b>		

**Tabla 19:** Costos - Software / servicios.

*Fuente:* Elaboración propia

<b>PROYECTO</b>		<b>DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES INFERIORES</b>				<b>Pag. 1 de 1</b>
						Elaborado por: R.D.J.F
<b>TABLA DE COSTOS: SOFTWARE / SERVICIOS</b>		<b>UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN</b>				
<b>ITEM</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>GRUPO</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>COSTO UNITARIO</b>	<b>COSTO TOTAL</b>	<b>REVISADO POR:</b>
1	Diseño en SolidWorks	SOFTWARE	1	S/./230.00	S/./230.00	Ing. A.S.C
2	Elaboración del Concepto	SERVICIOS	1	S/./250.00	S/./250.00	Ing. A.S.C
3	Ploteos	SERVICIOS	1	S/./100.00	S/./100.00	Ing. A.S.C
4	Movilidad	OTROS	1	S/./100.00	S/./100.00	Ing. A.S.C
5	Consumo de Energía	OTROS	1	S/./50.00	S/./50.00	Ing. A.S.C
6	Técnico de Ensamblaje y soldadura	SERVICIOS	1	S/./200.00	S/./200.00	Ing. A.S.C
7	Pintura	SERVICIOS	1	S/./150.00	S/./150.00	Ing. A.S.C
<b>TOTAL: SOFTWARE / SERVICIOS</b>					<b>S/./1,080.00</b>	

**Tabla 20:** Costos – Consolidado

*Fuente:* Elaboración propia.

<b>PROYECTO</b>		<b>DIENÓ DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDADES INFERIORES.</b>			<b>Pag. 1 de 1</b>
					Elaborado por: R.D.J.F
<b>TABLA DE COSTOS: CONSOLIDADO</b>		<b>UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPAN</b>			
<b>ITEM</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>COSTO TOTAL</b>		<b>REVISADO POR:</b>

<b>1</b>	<b>MATERIALES</b>	<b>1</b>	<b>S/2,008.70</b>	<b>Ing. A.S.C</b>
<b>2</b>	<b>SOFTWARE / SERVICIOS</b>	<b>1</b>	<b>S/1,080.00</b>	<b>Ing. A.S.C</b>
<b>COSTO DE FABRICACION PROYECTADO DEL MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD</b>			<b>S/3,088.70</b>	

La **Tabla 20** muestra el costo de fabricación estimada para el mecanismo asistente de movilidad para rehabilitación de pacientes con lesiones en extremidades inferiores en el Hospital José Soto Cadenillas - Chota, obteniendo como valor total del costo de S/3,088.70, cabe resaltar que en la actualidad en el mercado peruano no existen alternativas similares, en países como Estados Unidos, un dispositivo similar tiene un costo muy elevado, por lo que la fabricación del diseño del mecanismo es viable.

#### **8.4. Discusión de Resultados**

9. La solución S2 (figura), es la más óptima relacionada al método normalizado VDI-2222, debido a que se ajusta adecuadamente a los requerimientos técnicos, geométricos y económicos.
10. Para el diseño del mecanismo responsable del movimiento, se desarrolla el método de síntesis gráfica de eslabonamiento, usando el método cualitativo, a falta de ecuaciones, se usa el software SolidWorks 2018, que nos da una posible solución; donde el mecanismo seleccionado es un triple balancín (RRR4), el cual describe el movimiento adecuado para levantar al paciente.
11. Luego de la síntesis de eslabonamiento, surgen parámetros de entrada como el ángulo de eslabón motriz ( $61^\circ$ ), y la longitud de los eslabones, con esto, se desarrolla en AutoCAD 2018 las condiciones límite (agarrotamiento) requeridas para el mecanismo propuesto. Luego con los datos obtenidos se analiza cinemáticamente, arrojando los siguientes resultados.

PUNTO	POSICION		VELOCIDAD (m/s)		ACELERACION ( $m/s^2$ )	
			VECTORIAL	MODULO Y DIRECCION	VECTORIAL	MODULO Y DIRECCION
A	11.7860i + 24.3924j		-1.2196i + 0.5893j	0.05, 154.2105°	-0.0294i – 0.0609j	0.0676; 244.2306°
			B	$R_{B/A}$	14.5442i + 26.2385j	0.1096i - 0.8928j
$R_{B/O_4}$	25.8061i + 3.1686j					

12. El análisis estático muestra que los eslabones no van a sufrir deformaciones, además superan el FDS de 1.5
13. Se selecciona el actuador lineal eléctrico LA33 de la marca LINAK, capaz de levantar al paciente con un peso máximo de 90 Kg, dicho actuador tiene la ventaja de contar con un control remoto para cambiar velocidades y longitud de carrera.
14. Se establece el costo total de fabricación para el mecanismo que es de S/.3,088.70, según tabla que se muestra en consolidado.

### 8.5. Aporte Práctico

La importancia tecnológica de elaborar el diseño de un mecanismo asistente de movilidad, radica principalmente en la mejora de dispositivos de ayuda técnicas para el sector dedicado a la fisioterapia y rehabilitación; el diseño cuenta con los parámetros geométricos adecuados y óptimos para su funcionamiento, además el mecanismo se ajusta a la antropometría del ser humano haciéndolo ergonómico, disminuyendo los daños físicos en la manipulación tanto del paciente como del fisioterapeuta. Además, la correcta aplicación del diseño gráfico de eslabonamientos, genera un mecanismo simple para elevar al paciente.

Las normas aplicadas, cálculos matemáticos y análisis realizados con herramientas CAD, proveen a la investigación ser objetiva, de esta manera, contribuir a futuros estudios que se relacionen al diseño de mecanismos.

**CAPÍTULO IV:**  
**CONCLUSIONES Y**  
**RECOMENDACIONES**

## CONCLUSIONES

De acuerdo al método estandarizado VDI-2222, se concluye que la solución S2 para el diseño del mecanismo asistente de movilidad, es óptima tanto técnico, geométrica y económicamente, adaptándose a la antropometría de los pacientes con problemas o lesiones en extremidades inferiores.

Estudiando los diferentes tipos de lesiones de extremidades inferiores, el tipo de rehabilitación y qué dispositivo de ayuda es el más usado, además, de las medidas del poblador peruano, se estableció las características y los parámetros geométricas con relación a la marcha humana para que el mecanismo se ajuste al paciente.

Se desarrolló la síntesis gráfica de eslabonamiento usando AutoCAD 2018 y SolidWorks 2018 para el mecanismo rehabilitador, concluyendo que el mecanismo de 4 barras RRR4 (triple balancín) es el que más se adapta a los requerimientos de elevar al paciente y colocarlo en posición de pie, además se establece las condiciones límites del eslabón motriz con un ángulo de partida de  $61^\circ$  y un ángulo final de  $105^\circ$ .

Se elaboró un análisis cinemático (posición, velocidad, aceleración), del mecanismo RRR4, con un ángulo inicial de  $61^\circ$  del eslabón motriz, y con las longitudes de los eslabones restantes, para conocer el comportamiento de los puntos móviles (A y B) a través de vectores.

El modelado del mecanismo asistente de movilidad usando la herramienta SolidWorks 2018, concluyó que el diseño tentativo S2, en conjunto con la síntesis grafica de eslabonamiento, brinda un diseño objetivo y con parámetros adecuados.

## RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar un estudio de soldadura para el mecanismo asistente de movilidad y conocer cómo afecta ésta en su vida útil, además se podría realizar un estudio de fatiga para el mecanismo.

Se recomienda hacer un análisis dinámico con software CAE para el mecanismo completo, además se debería analizar el mecanismo usando una herramienta CAE diferente al SolidWorks para comparar resultados.

Se debería realizar una alternativa más barata al uso de actuadores lineales eléctricos, para el requerimiento de colocar al paciente en posición de pie.

Se recomienda realizar o comparar un diseño de un mecanismo de asistencia usando otro material que pueda resistir el peso del paciente.



## REFERENCIAS

- Araceli Saverza Fernández, Karime Haua Navarro, U. I. C. de M. D. de S. C. de N. (2009). *Manual de antropometria para la evaluacion del estado nutricio en el Adulto*. [http://books.google.com.ec/books?id=dYvwlmYHu1kC&dq=Es+una+báscula,+deberá+c+olocarse+en+una+superficie+plana,+horizontal+y+firme,+así+como+estar+calibrada+y+tener+ciertas+especificaciones+técnicas:&hl=es&source=gbs\\_navlinks\\_s](http://books.google.com.ec/books?id=dYvwlmYHu1kC&dq=Es+una+báscula,+deberá+c+olocarse+en+una+superficie+plana,+horizontal+y+firme,+así+como+estar+calibrada+y+tener+ciertas+especificaciones+técnicas:&hl=es&source=gbs_navlinks_s)
- Arcila Arango, J. C., Cardona Nieto, D., & Giraldo García, J. C. (2014). *Algoritmos para la medición de centros de gravedad corporal en plataformas convencionales*. <https://www.efdeportes.com/efd181/medicion-de-centros-de-gravedad-corporal.htm>
- Asgari, S., Luo, Y., Akbari, A., Belbin, G. M., Li, X., Harris, D. N., Selig, M., Bartell, E., Calderon, R., Slowikowski, K., Contreras, C., Yataco, R., Galea, J. T., Jimenez, J., Coit, J. M., Farroñay, C., Nazarian, R. M., O'Connor, T. D., Dietz, H. C., ... Raychaudhuri, S. (2020). A positively selected FBN1 missense variant reduces height in Peruvian individuals. *Nature*, 582(7811), 234–239. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2302-0>
- Ayudas Dinamicas. (n.d.). *Andador y rehabilitador de la marcha “Grillo” - Ayudas Dinámicas*. Retrieved January 22, 2021, from <https://www.ayudasdinamicas.com/andador-y-rehabilitador-de-la-marcha-grillo/>
- Castaño Gonzáles, D. (2019). Diseño de un mecanismo de soporte corporal para reentrenamiento de la marcha. *Kemampuan Koneksi Matematis (Tinjauan Terhadap Pendekatan Pembelajaran Savi)*, 53(9), 1689–1699.
- Ccapa, O. J. (2019). “ *Diseño de una herramienta mecánica para reducir el tiempo de cambio de neumático averiado en camiones volquete en proyectos de movimiento de tierra* ”  
Autor : Ingeniero industrial Asesor :
- Ciencias, F. De, Calderón, A., Dámaris, S., Rebaza, V., & Carlos, J. (2007). Universidad

Nacional de Trujillo. *Lexus*, 4(None), 37.

Cifuentes, C., Martínez, F., & Romero, E. (2010). Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. *Revista Med*, 18(2), 182.  
<https://doi.org/10.18359/rmed.1311>

CISEV. (n.d.). *Estadísticas / VI CISEV*. Retrieved March 18, 2021, from  
<https://vicisev.institutoivia.org/estadisticas/>

Erdman, A. G., & Sandor, G. N. (1998). *Diseño de Mecanismos: Analisis y Sintesis*. 664.

Escobar Galindo, C. M. (2020). Perfil antropométrico de trabajadores del Perú utilizando el método de escala proporcional. *Ergonomía, Investigación y Desarrollo*, 2(2 SE-), 96–111.  
[http://revistasacademicas.udec.cl/index.php/Ergonomia\\_Investigacion/article/view/2409](http://revistasacademicas.udec.cl/index.php/Ergonomia_Investigacion/article/view/2409)

García, R., & Álvarez Loya, I. (2017). *Diseño De Los Elementos Mecánicos De Un Exoesqueleto Para Personas Con Pérdida De Movilidad En Extremidades Inferiores*. 45–63.

Herrero, A. (2017). Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud. *Universidad Internacional de Cataluña*, 164.

INEI. (2017). *En el Perú 1 millón 575 mil personas presentan algún tipo de discapacidad*.  
<https://www.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>

Krishnan, R. H., & Pugazhenthii, S. (2014). Mobility assistive devices and self-transfer robotic systems for elderly, a review. *Intelligent Service Robotics*, 7(1), 37–49.  
<https://doi.org/10.1007/s11370-013-0142-6>

Li, C., Wang, Y., Wang, Y., Cui, T., & Duan, X. (2016). Review on development of stand assist lifts for the elderly. *ICARM 2016 - 2016 International Conference on Advanced Robotics*

*and Mechatronics*, 573–578. <https://doi.org/10.1109/ICARM.2016.7606984>

Marcha, A. D. E. L. A. (n.d.). *Alteraciones de la marcha*.

Mecánica, F. D. E. I. (2019). *Escuela politécnica nacional*.

MSD. (2017). *Dispositivos terapéuticos y de ayuda - Temas especiales - Manual MSD versión para profesionales*. <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/rehabilitación/dispositivos-terapéuticos-y-de-ayuda>

Norton, R. L. (2009). *Diseño de Maquinaria* (S. A. D. C. V. McGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES (ed.)).

OMS. (2017). OMS | Accidentes de tránsito. WHO. [http://www.who.int/violence\\_injury\\_prevention/road\\_traffic/es/](http://www.who.int/violence_injury_prevention/road_traffic/es/)

Ortopedia Online. (2014). *Tipos y Funciones de los Andadores*. <https://www.ortopediaonlinetarcon.com/tipos-funciones-andadores/>

Palencia, R. (2000). Trastornos de la marcha. Protocolo diagnóstico. *Bol. Pediatr*, 40(172), 97–99.

Pérez, J. I., & Garaigordobil, M. (2007). Physical disability: Self-concept, self-esteem and psychopathological symptoms. *Estudios de Psicología*, 28(3), 343–357. <https://doi.org/10.1174/021093907782506434>

PERÚ, N. E. C. (2016). *Infografía: altos y bajos, el promedio de altura de cada país | MUNDO / EL COMERCIO PERÚ*. <https://elcomercio.pe/mundo/actualidad/infografia-altos-bajos-promedio-altura-pais-221719-noticia/>

Rea, P., & Ottaviano, E. (2016). Analysis and mechanical design solutions for sit-to-stand assisting devices. *American Journal of Engineering and Applied Sciences*, 9(4), 1134–1143. <https://doi.org/10.3844/ajeassp.2016.1134.1143>

- Rodriguez, A. (2015). *Fisioterapia: Todo sobre el Centro de Gravedad en el Cuerpo Humano #Biomecánica*. <http://fisioterapia.blogspot.com/2015/09/todo-sobre-el-centro-de-gravedad-en-el.html>
- Rodriguez, D. (2020). *Investigación experimental: características y ejemplos*. <https://www.lifeder.com/investigacion-experimental/>
- Rojas, Y. (2020). Sistema de Vigilancia en Salud Pública de lesiones por accidentes de tránsito. *Ministerio De Salud Del Peru*, 1–15. <http://www.dge.gob.pe/portal/docs/tools/teleconferencia/2020/SE052020/04.pdf>
- Salazar-Medina, N. (2018). Diseño de un método para la determinación de las medidas antropométricas para ser usadas en el tallaje de la población peruana. *Ingeniería Industrial*, 36, 67–83. <https://doi.org/10.26439/ing.ind2018.n036.2447>
- Sataloff, R. T., Johns, M. M., & Kost, K. M. (n.d.). *No 主観的健康感を中心とした在宅高齢者における健康関連指標に関する共分散構造分析* Title.
- Terapia física. (n.d.). *Biomecánica de la Marcha - Terapia-Fisica.com*. Retrieved February 6, 2021, from <https://www.terapia-fisica.com/biomecanica-de-la-marcha/>
- Valle, I. (2013). *Sillas de ruedas eléctricas. Opciones de mandos de control y cambios de postura*. 4, 55. <http://www.ceapat.es/InterPresent2/groups/imsero/documents/binario/sillasderuedas.pdf>

## ANEXOS

### Código de ética del Colegio de Ingenieros del Perú (CIP)



## **CÓDIGO DE ETICA DEL CIP**

**APROBADO EN LA III SESIÓN ORDINARIA DEL CONGRESO NACIONAL DE CONSEJOS  
DEPARTAMENTALES DEL PERÍODO 1998 - 1999  
EN LA CIUDAD DE TACNA 22, 23 Y 24 ABRIL 1999**



[www.uss.edu.pe](http://www.uss.edu.pe)

Anexo 7

# **CÓDIGO DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA USS**

VERSIÓN 03

RATIFICADO POR ACUERDO DE CONSEJO UNIVERSITARIO CON RESOLUCIÓN  
RECTORAL N° 0851-2017/USS

CHICLAYO - PERÚ

## Autorización para el recojo de información



GOBIERNO REGIONAL CAJAMARCA  
DIRECCIÓN REGIONAL DE SALUD  
DIRECCIÓN SUB REGIONAL DE SALUD CHOTA  
HOSPITAL "JOSE HERNÁN SOTO CADENILLAS" - CHOTA



"AÑO DEL BICENTENARIO DEL PERÚ: 200 AÑOS DE INDEPENDENCIA"

### AUTORIZACIÓN PARA RECOJO DE INFORMACIÓN

Chota, 21 de abril de 2021

#### Que suscribe:

DR. ROXANA RUBIO SÁNCHEZ  
DIRECTORA DEL HOSPITAL "JOSÉ HERNÁN SOTO CADENILLAS" - CHOTA

AUTORIZA: Permiso para recojo de información pertinente para Proyecto de Investigación, denominado: "DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN EL HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS-CHOTA".

Por la presente, el que suscribe, **ROXANA RUBIO SÁNCHEZ**, Director del Hospital José Hernán Soto Cadenillas, autorizo al **Bachiller Jonatan Fernando Rodrigo Delgado**, identificado con DNI N° 46695081, egresado de la escuela profesional de **INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA** y autor del trabajo de investigación denominado: "DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN EL HOSPITAL JOSÉ HERNÁN SOTO CADENILLAS - CHOTA", al uso de dicha información que conforma el expediente técnico, como hojas de memorias, cálculos entre otros como encuestas para efectos exclusivamente académicos de la elaboración de tesis de "DISEÑO DE UN MECANISMO ASISTENTE DE MOVILIDAD PARA LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON LESIONES EN EXTREMIDADES INFERIORES EN EL HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS-CHOTA", enunciada líneas arriba de quien solicitaba se garantice absoluta confidencialidad de la información solicitada.



## Encuesta realizada a profesionales encargados del área de rehabilitación del Hospital José Soto Cadenillas.

### ENCUESTA

#### PROFESIONALES EN EL ÁREA DE REHABILITACIÓN Y FISIOTERAPIA DEL HOSPITAL JOSÉ SOTO CADENILLAS - CHOTA

Alumno : Rodrigo Delgado Jonatán Fernando

Universidad : Universidad Señor de Sipán

Escuela : Ingeniería Mecánica Eléctrica

- ¿Cuáles son las lesiones más comunes, atendidas en el área de rehabilitación?  
a) Lesiones en extremidades superiores inferiores.  b) Lesiones en medula espinal  c) Extremidades inferiores.   
d) Otras
- ¿Cuál es el rango de edad en pacientes con lesiones en extremidades inferiores?  
a) 15 - 25  b) 18 - 30  c) 18 - 60  d) 18 - 70
- ¿Cuál es el rango de talla de pacientes con lesiones en extremidades inferiores que son atendidos en el Hospital?  
a) 1,45m - 1,70m  b) 1,50m - 1,70m  c) 1,55m - 1,75m  d) 1,60m - 1,80
- ¿Cuál es el rango de peso de los pacientes atendidos con lesiones en miembros inferiores?  
a) 45 kg - 70 kg  b) 45 kg - 75 kg  c) 55 kg - 75 kg  d) 60 kg - 90 kg.
- ¿Cuál es el dispositivo de asistencia más usado para la rehabilitación de extremidades inferiores?  
a) Caminadoras  b) Escaleras para fuerza  c) muletas  d) barras paralelas  e) Sujetadores
- ¿Actualmente el Hospital cuenta con dispositivos variados para lesiones específicas?  
Sí  No
- ¿En la rehabilitación de extremidades inferiores, que tipo de procedimiento es el más usado para mejorar la calidad de vida el paciente?  
a) Ejercicios de acondicionamiento Neuromuscular  b) Rehabilitación progresiva  c) Rehabilitación Neuromuscular   
c) Ejercicios simples de coordinación  d) Ejercicios de deambulación
- ¿Usualmente cuál es la causa más común de las lesiones en extremidades inferiores que llegan a atenderse en la clínica?  
a) Accidentes de tránsito  b) Complicaciones neuromusculares  c) Enfermedades degenerativas   
d) Otras
- ¿Los pacientes con lesiones en extremidades inferiores logran su recuperación?  
Sí  Sí, parcialmente
- ¿Le gustaría contar con un dispositivo de ayuda para extremidades inferiores que cubra una amplia gama de afecciones y lesiones?  
Sí  No



## Características técnicas del actuador seleccionado

### Batería:

## BAJL Li-Ion

The BAJL Li-Ion battery pack has been specially developed for use with the JUMBO system for patient lifts and sit to stand lifts. It is a low-weight battery with reliable and high performance.

The BAJL Li-Ion battery is based on lithium ion technology. The environmental footprint of lithium ion batteries is low due to less waste as only one battery is to be scrapped instead of previously 4 batteries which also means that less transportation of batteries is necessary. Moreover, the lower battery weight improves worklife ergonomics.

Further advantages by use of the BAJL Li-Ion are

- Service life up to 4 times longer compared to lead acid
- Easy to remove and attach the battery with snap system and LINAK mounting bracket
- Battery management enables indication of when to charge the battery on the JUMBO control box or on the hand control
- Easy and flexible charging



### Specifications

	Standard capacity	High capacity
Type (see Ordering Example)	Type 3	Type 4
Capacity	2.25 Ah	4.50 Ah
Weight	0.970 kg	1.4 kg
Cycles per charge (lifts/lowerings)	40	80
Charging time (approx.)	3 - 4 h	6-8 h
Energy	58 Wh	117 Wh

Number of lifts and lowerings with a fully charged battery under the following conditions:

Normal speed (CBJ Care and LA44), thrust up to 6,000 N

Stroke: S = 200 mm. The actuator does not reach the end position at any time.

### Actuador lineal 12V/24V - DC

# LA33

The actuator LA33 is a true mid-size actuator that combines compact design and high power in one solution, fit for use in the most extreme environments. A thorough and demanding testing programme forms the basis for the maintenance-free and long lasting performance of this solid and high-quality actuator.



This **TECHUNE®** actuator comes with IC - Integrated controller.

For more information on our IC options, please see: <http://www.bosch.com/segments/tech/ne/tech-leads/integrated-control/>

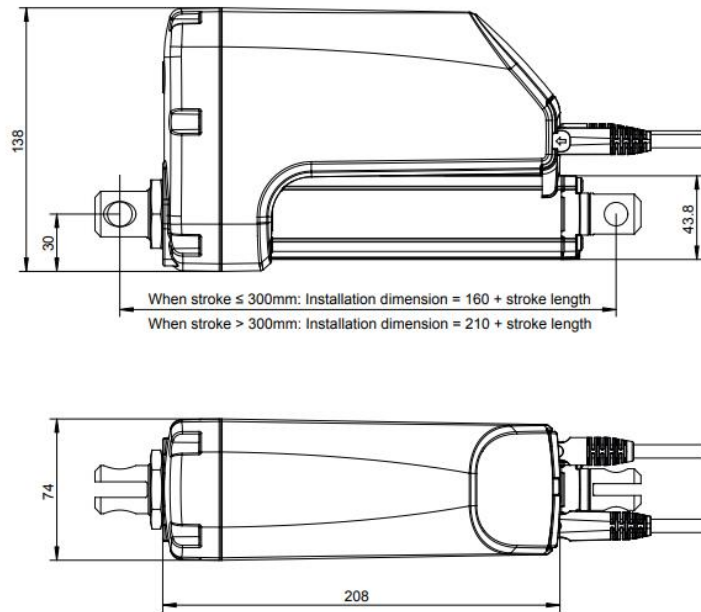
## Features:

- 12 or 24 V DC Permanent magnetic motor
- Thrust from 1,500 N - 5,000 N depending on gear ratio and spindle pitch
- Max. speed up to 35 mm/sec. depending on load and spindle pitch
- Stroke length from 100 to 600 mm
- Built-in endstop switches
- Non rotating piston rod eye
- Protection class: IP66 (dynamic) and IP69K (static)

## Options in general:

- Exchangeable cables in different lengths
- Hall effect sensor
- Extra socket
- IC options including:
  - IC - Integrated Controller
  - Integrated Parallel Controller
  - LIN bus communication
  - CAN bus communication
  - Analogue or digital feedback for precise positioning
  - Proportional control
  - Endstop signals
  - PC configuration tool

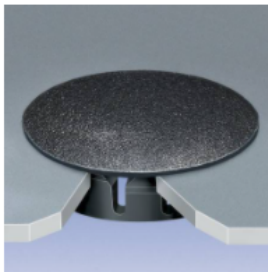
LA33 Dimensions



Tapón de caucho

Home / Plugs / Nylon 6/6 Dome Plugs

Nylon 6/6 Dome Plugs



Information

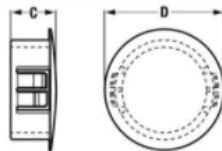
Closes unneeded holes in chassis or other surfaces. Locks firmly into chassis or surface up to 1/8" thick with quick and easy installation. Convex matte-finish head tapers to thin edge. Material is Nylon 6. Standard color is black. White is available upon request. Approximate Head Thickness: 0.063" (Thickness may vary.) A Variety of Metal Thickness available on certain sizes.

**Material:** Nylon 6/6

**Application:** Provide an Attractive Finish in Sheet Metal Application Such as Automobile Bodies

**Request A Free Sample**

Part Diagram



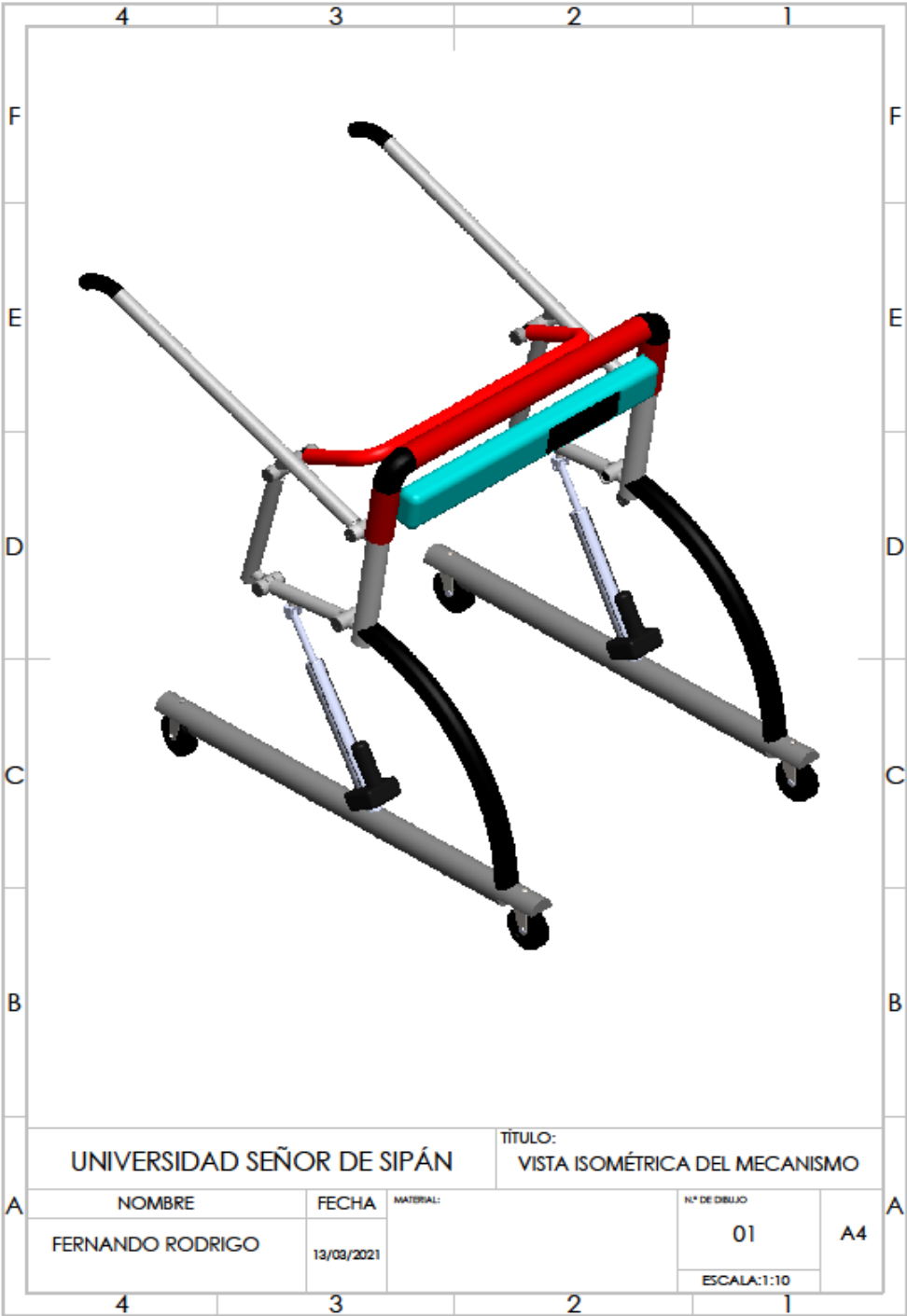
Need Help?  
[Contact Us](#)

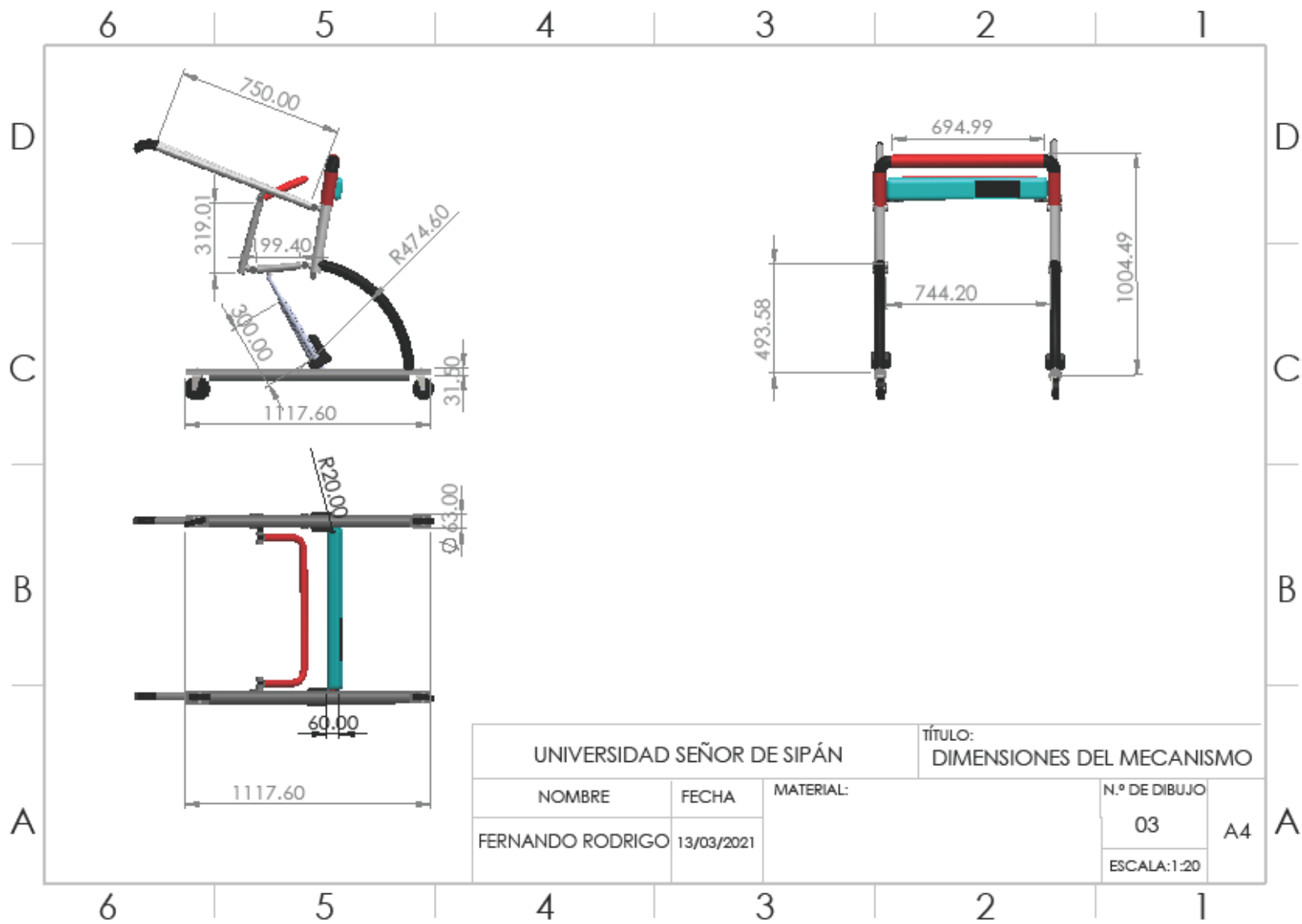
Part Number	Hole Diameter	Max Metal Thickness	C	D	Wall Thickness	Color	Quantity per Box	Quantity	Request A Free Sample	Buy
RPDOP187R02 8	.187	.062	.234	.25	.25	Black	8000	1 Box: 8000 # of undefined: <input type="text" value="1"/> Total # of Pieces: 8000 Total Price: \$329.21	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
								1 Box: 4000		

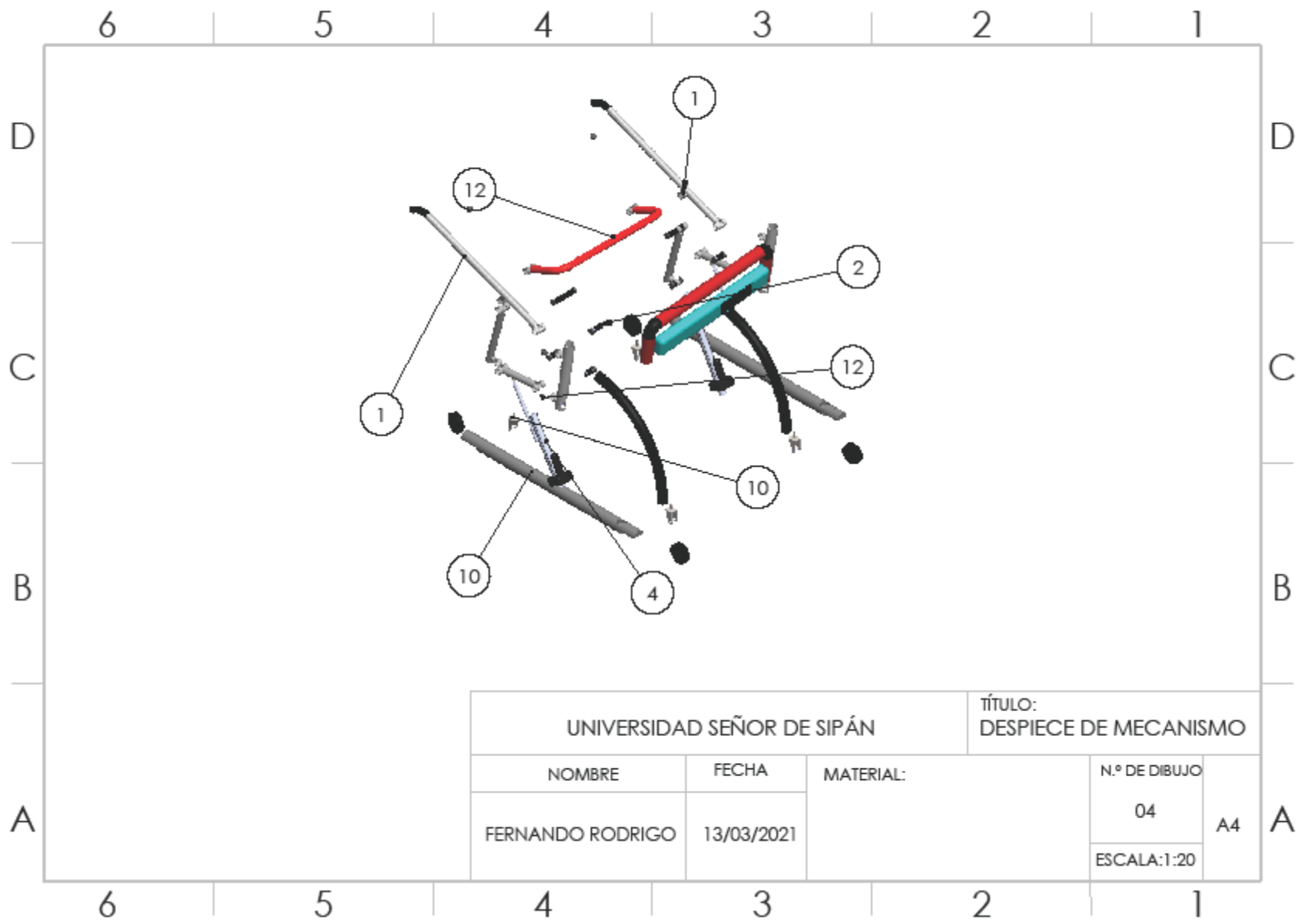
## Propiedades de aceros inoxidables

Designación del material		Condición	Resistencia a la tensión		Resistencia de fluencia		Ductilidad (porcentaje de elongación en pulgadas)
Número AISI	UNS		(ksi)	(MPa)	(ksi)	(MPa)	
<b>A-12</b>							
<b>Apéndices</b>							
<b>APÉNDICE 6 PROPIEDADES DE LOS ACEROS INOXIDABLES</b>							
<b>Aceros austeníticos</b>							
201	S20100	Recocido	115	793	55	379	55
		1/4 duro	125	862	75	517	20
		1/2 duro	150	1030	110	758	10
		3/4 duro	175	1210	135	931	5
		Duro total	185	1280	140	966	4
301	S30100	Recocido	110	758	40	276	60
		1/4 duro	125	862	75	517	25
		1/2 duro	150	1030	110	758	15
		3/4 duro	175	1210	135	931	12
		Duro total	185	1280	140	966	8
304	S30400	Recocido	85	586	35	241	60
310	S31000	Recocido	95	655	45	310	45
316	S31600	Recocido	80	552	30	207	60
<b>Aceros ferríticos</b>							
405	S40500	Recocido	70	483	40	276	30
430	S43000	Recocido	75	517	40	276	30
446	S44600	Recocido	80	552	50	345	25
<b>Aceros martensíticos</b>							
410	S41000	Recocido	75	517	40	276	30
416	S41600	Q&T 600	180	1240	140	966	15
		Q&T 1000	145	1000	115	793	20
		Q&T 1400	90	621	60	414	30
431	S43100	Q&T 600	195	1344	150	1034	15
440A	S44002	Q&T 600	280	1930	270	1860	3
<b>Aceros endurecidos por precipitación</b>							
17-4PH	S17400	H 900	200	1380	185	1280	14
		H 1150	145	1000	125	862	19
17-7PH	S17700	RH 950	200	1380	175	1210	10
		TH 1050	175	1210	155	1070	12

Planos de diseño







UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN			TÍTULO: DESPIECE DE MECANISMO	
NOMBRE	FECHA	MATERIAL:	N.º DE DIBUJO	A4
FERNANDO RODRIGO	13/03/2021		04	
			ESCALA: 1:20	

	6	5	4	3	2	1																																																					
D	<table border="1"> <thead> <tr> <th>N.º DE ELEMENTO</th> <th>N.º DE PIEZA</th> <th>DESCRIPCIÓN</th> <th>CANTIDAD</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1</td> <td>BRAZO DE LEVANTE</td> <td>Eslabón N°3</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>TORNILLO DE FIJACIÓN</td> <td>18-88k 700 - 1"-16</td> <td>12</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>TAPÓN DE CAUCHO</td> <td>Dome Plug 6/6</td> <td>12</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>ACTUADOR LINEA 2000N</td> <td>Encargado de suministrar la fuerza.</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>HORQUILLA ACERO INOX</td> <td>Inox - AISI 316</td> <td>12</td> </tr> <tr> <td>6</td> <td>LLANTA</td> <td>D. 125 mm - 250 Kg</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>7</td> <td>SOPORTE PARA BATERÍA</td> <td>Polímero</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>8</td> <td>BATERÍA</td> <td>Ion litio- 58Wh-3,4 horas.</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>9</td> <td>BASE DE APOYO</td> <td>inox 316-2"</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>ESLABÓN N°1</td> <td>Soporte para manubrio/batería</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>11</td> <td>ESLABÓN MOTRIZ</td> <td>Encargado del movimiento</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>12</td> <td>Manubrio</td> <td>Soporte para paciente</td> <td>1</td> </tr> </tbody> </table>						N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	1	BRAZO DE LEVANTE	Eslabón N°3	2	2	TORNILLO DE FIJACIÓN	18-88k 700 - 1"-16	12	3	TAPÓN DE CAUCHO	Dome Plug 6/6	12	4	ACTUADOR LINEA 2000N	Encargado de suministrar la fuerza.	2	3	HORQUILLA ACERO INOX	Inox - AISI 316	12	6	LLANTA	D. 125 mm - 250 Kg	2	7	SOPORTE PARA BATERÍA	Polímero	1	8	BATERÍA	Ion litio- 58Wh-3,4 horas.	1	9	BASE DE APOYO	inox 316-2"	1	10	ESLABÓN N°1	Soporte para manubrio/batería	2	11	ESLABÓN MOTRIZ	Encargado del movimiento	2	12	Manubrio	Soporte para paciente	1	D
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD																																																								
1	BRAZO DE LEVANTE	Eslabón N°3	2																																																								
2	TORNILLO DE FIJACIÓN	18-88k 700 - 1"-16	12																																																								
3	TAPÓN DE CAUCHO	Dome Plug 6/6	12																																																								
4	ACTUADOR LINEA 2000N	Encargado de suministrar la fuerza.	2																																																								
3	HORQUILLA ACERO INOX	Inox - AISI 316	12																																																								
6	LLANTA	D. 125 mm - 250 Kg	2																																																								
7	SOPORTE PARA BATERÍA	Polímero	1																																																								
8	BATERÍA	Ion litio- 58Wh-3,4 horas.	1																																																								
9	BASE DE APOYO	inox 316-2"	1																																																								
10	ESLABÓN N°1	Soporte para manubrio/batería	2																																																								
11	ESLABÓN MOTRIZ	Encargado del movimiento	2																																																								
12	Manubrio	Soporte para paciente	1																																																								
C							C																																																				
B							B																																																				
A	<table border="1"> <tr> <td colspan="2">UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN</td> <td colspan="2">TÍTULO: LISTA DE MATERIALES</td> </tr> <tr> <td>NOMBRE</td> <td>FECHA</td> <td>MATERIAL:</td> <td>N.º DE DIBUJO</td> </tr> <tr> <td>FERNANDO RODRIGO</td> <td>13/03/2021</td> <td></td> <td>04</td> </tr> <tr> <td colspan="3"></td> <td>ESCALA: 1:20</td> </tr> </table>			UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN		TÍTULO: LISTA DE MATERIALES		NOMBRE	FECHA	MATERIAL:	N.º DE DIBUJO	FERNANDO RODRIGO	13/03/2021		04				ESCALA: 1:20	A4	A																																						
UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN		TÍTULO: LISTA DE MATERIALES																																																									
NOMBRE	FECHA	MATERIAL:	N.º DE DIBUJO																																																								
FERNANDO RODRIGO	13/03/2021		04																																																								
			ESCALA: 1:20																																																								
	6	5	4	3	2	1																																																					