



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**TEMA:**

“Construcción de una silla bipedestadora del prototipo LILIBOT”

Proyecto De Trabajo De Grado Previo A La Obtención Del  
Título De Ingeniería Mecatrónica

**Autor:** Michael Geovanny Morillo Pabón

**Director:** Ing. Diego Ortiz M.

Ibarra – Ecuador

2017



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD**

**TÉCNICA DEL NORTE**

**1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA**

La UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional determina la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la universidad. Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información.

Datos de Contacto	
Cedula de Identidad:	1003408919
Apellidos y Nombres:	Morillo Pabón Michael Geovanny
Dirección:	Quinta del Olivo (panamericano norte)
Email:	<a href="mailto:mqmorillop@utn.edu.ec">mqmorillop@utn.edu.ec</a>
Teléfono Móvil:	0982495417
Datos de la Obra	
Título:	CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA BIPEDESTADORA DEL PROTOTIPO LILIBOT
Autor:	Morillo Pabón Michael Geovanny
Fecha:	
Programa:	Pregrado
Título por el que se aspira:	Ingeniería en Mecatrónica
Director:	Ing. Diego Ortiz

## 2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

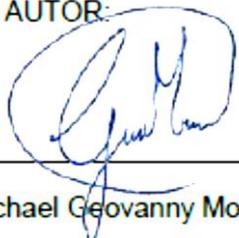
Yo, Michael Geovanny Morillo Pabón, con cédula de identidad Nro. 1003408919, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en forma digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad de material y como apoyo a la educación, investigación y extensión, en concordancia con la ley de Educación Superior Artículo 144.

## 3. Constancia

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

Ibarra a los 25 días del mes de Julio de 2017

EL AUTOR:



---

Michael Geovanny Morillo Pabón

C.I: 1003408919



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR**

**DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

Yo, Michael Geovanny Morillo Pabón, con cédula de identidad Nro. 1003408919, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, Artículos 4 ,5 y 6, en calidad de autor del trabajo de grado denominado. “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE LA SILLA BIPEDESTADORA DEL PROTOTIPO LILIBOT”, que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en el formato impreso y digital a la biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

---

Michael Geovanny Morillo Pabón

C.I: 1003408919



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**CERTIFICACIÓN DEL TUTOR**

En mi calidad de Director de Tesis de Grado, nombrado por el Honorable Consejo Directivo, certifico que bajo mi dirección el trabajo “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA BIPEDESTADORA DEL PROTOTIPO LILIBOT”, fue desarrollado en su totalidad por el Sr. Michael Geovanny Morillo Pabón siendo un trabajo inédito.

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Diego Ortiz". The signature is stylized and written over a horizontal line.

Ing. Diego Ortiz

Director del Proyecto



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**DECLARACIÓN**

Yo, Michael Geovanny Morillo Pabón, declaro bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de mi autoría, que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo el derecho de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte, según lo establecido por las leyes de Propiedad Intelectual, Reglamentos y Normatividad vigente de la Universidad Técnica del Norte.

EL AUTOR:

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Michael Geovanny Morillo Pabón', is written over a horizontal line.

Michael Geovanny Morillo Pabón

C.I: 1003408919



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**DEDICATORIA**

El presente trabajo de Grado está dedicado a mis padres, a mis Profesores de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica, quienes me apoyaron con abnegación y esfuerzo para la feliz culminación de mis estudios universitarios, y para la elaboración de la investigación que a continuación se expone.

También dedico este trabajo de investigación a las personas con paraplejía quienes son la razón de ser del presente trabajo de investigación.

---

Michael Geovanny Morillo Pabón

C.I: 1003408919



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS**

**APLICADAS**

**AGRADECIMIENTO**

Nuestro profundo agradecimiento, a la Universidad Técnica del Norte, A la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, a la Carrera de Ingeniería Mecatrónica por haberme brindado la oportunidad de superarme como profesional, y obtener los conocimientos en mecatrónica.

Además, agradezco a los Catedráticos de cada uno de las materias dictadas en cada uno de los semestres, quienes con sus vastos conocimientos mecánicos me han permitido superar cada uno de los retos presentados en la carrera.

De manera especial, quiero expresar mi sincero agradecimiento al Ing. Diego Ortiz y Director de Tesis y Coordinador de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica, quien, con su criterio en el campo de la investigación, me supo guiar desde el principio hasta el final del trabajo de grado.

El autor:

Michael Geovanny Morillo Pabón

**ÍNDICE GENERAL**

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	ii
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE .....	iv
CERTIFICACIÓN DEL TUTOR.....	v
DECLARACIÓN.....	vi
DEDICATORIA .....	vii
AGRADECIMIENTO .....	viii
ÍNDICE GENERAL .....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xiii
ÍNDICE DE TABLAS.....	xvii
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xx
GLOSARIO DE TERMINOS .....	xxi
RESUMEN.....	xxiii
ABSTRACT.....	xxiv
INTRODUCCIÓN.....	xxv
CAPITULO I.....	1

	x
1. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN .....	1
1.1. Antecedentes del problema:.....	1
1.2. Objetivos de la investigación .....	2
1.3. Justificación.....	3
1.4. Alcance .....	4
1.5. Delimitación del problema. ....	5
CAPITULO II.....	6
2. MARCO TEÓRICO:.....	6
2.1. Definición de los parámetros de la persona con lesión medular: 6	
2.2. Necesidades de la persona con paraplejía: .....	11
2.3. Definición de los parámetros de antropometría:.....	21
CAPITULO III.....	29
3. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN:.....	29
3.1. Métodos: .....	29
3.2. Tipos de investigación:.....	29
3.3. Planteamiento metodológico. ....	30
3.5. Resultados por objetivos específicos: .....	32

CAPITULO IV .....	36
4 DISEÑO Y ANALISIS DE LA SILLA BIPEDESTADORA: .....	36
4.1. sistemas de bipedestación. ....	36
4.2. Análisis funcional para las propuestas: .....	38
4.3. Matriz morfológica: .....	40
4.4. Matriz de ponderaciones: .....	42
4.5 Análisis de simulación CAD: .....	44
4.6. Determinación de los parámetros de diseño: .....	47
CAPITULO V .....	95
5. CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE DE LA SILLA BIPEDESTADORA:.....	95
5.1 CONSTRUCCIÓN:.....	95
CAPITULO VI .....	100
6. ANALISIS DE RESULTADOS Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO .....	100
6.1 Análisis de resultados .....	100
6.2. Prueba de funcionamiento de la silla bipedestadora. ....	101
6.3. Análisis económico financiero. ....	104

CONCLUSIONES:.....	108
RECOMENDACIONES:.....	109
BIBLIOGRAFÍA.....	110
ANEXOS:.....	116
ANEXO 1: ESQUEMA DE CONEXIÓN ELÉCTRICO DEL ACTUADOR ELÉCTRICO .....	116
ANEXO 2: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SISTEMA DE BIPEDESTACIÓN.....	118
Anexo 2.1: Sistema de control del actuador lineal. ....	118
Anexo 2.2: Especificaciones técnicas del actuador lineal. ....	120
ANEXO 3: PLANO DE CONEXIÓN ELECTRICA DE LA SILLA BIPEDESTADORA.....	123
ANEXO 4: PROPIEDADES MECÁNICAS DEL MATERIAL .....	124
Anexo 4.1: Catalogo DIPAC.....	124
Anexo 4.2: Tabla de materiales del libro de BEER JHONSTON y MOTT.....	126
Anexo 4.3: deflexiones del libro de BEER JHONSTON .....	128
Anexo 4.4: Vigas con doble empotramiento.....	129

Anexo 4.5: Tabla de propiedades geométricas del libro de SHIRLEY .....	130
ANEXO 5: MANUAL DE OPERACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DE LA SILLA BIPEDESTADORA:.....	131
ANEXO 6: PLANOS DE LA SILLA BIPEDESTADORA .....	138

### ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Lesión medular .....	6
Figura 2.2 Zona de riesgo de las UPP .....	9
Figura 2.3 Complicaciones Gastrointestinales .....	10
Figura 2.4 Secuencia metodológica para los análisis ergonómicos.....	19
Figura 2.5 Ergonomía .....	19
Figura 2.6 Cargas de distribución de las nalgas .....	20
Figura 2.7 Forma correcta del asiento para distribución de las nalgas ..	20
Figura 2.8 CONADIS, ciudades accesibles .....	23
Figura 2.9 CONADIS, ciudades accesibles .....	24
Figura 2.10 Anchura pélvica .....	25
Figura 2.11 Altura inferior de la escapula .....	28

Figura 2.12 Altura del hombre .....	28
Figura 4.1 Bipedestación con dos actuadores .....	36
Figura 4.2 Bipedestación con poleas .....	37
Figura 4.3 Bipedestación con un actuador .....	37
Figura 4.4 Bipedestación con un tornillo sin fin .....	38
Figura 4.5 Función general de la bipedestación .....	39
Figura 4.6 Modulo que constituye la silla bipedestadora .....	39
Figura 4.7 Matriz morfológica .....	41
Figura 4.8 Datos técnicos de una silla de ruedas .....	45
Figura 4.9 Diseño de ensamblaje de la silla bipedestadora.....	46
Figura 4.10 Representa el actuador lineal en la posición final.....	46
Figura 4.11 Actuadores.....	51
Figura 4.12 Geometría de la silla bipedestadora .....	57
Figura 4.13 Diagrama de cuerpo libre de la silla bipedestadora .....	58
Figura 4.14 Asiento bipedestador .....	59
Figura 4.15 Diagrama de cuerpo libre asiento bipedestador .....	59
Figura 4.16 Diagrama de fuerza cortante y momento flexionante .....	61

Figura 4.17 Condiciones de borde .....	65
Figura 4.18 esfuerzo – deformación .....	67
Figura 4.19 Balanza.....	68
Figura 4.20 Datos de peso.....	68
Figura 4.21 Espaldar bipedestador .....	69
Figura 4.22 Diagrama de cuerpo libre espaldar.....	69
Figura 4.23 Diagrama de fuerza cortante y momento cortante.....	71
Figura 4.24 Condiciones de borde .....	74
Figura 4.25 esfuerzo – deformación .....	77
Figura 4.26 Soportes .....	78
Figura 4.27 Diagrama de cuerpo libre de los soportes .....	79
Figura 4.28 Los pasadores .....	82
Figura 4.29 Diagrama cuerpo libre pasador horquilla .....	83
Figura 4.30 Horquilla para sujetar al actuador lineal.....	84
Figura 4.31 Diagrama de cuerpo libre de la horquilla .....	85
Figura 4.32 Grafica de fuerza del actuador eléctrico .....	86
Figura 4.33 Posición de la carrera del cilindro eléctrico.....	87

Figura 4.34 Posición de bipedestación .....	88
Figura 4.35 Catalogo LINAK .....	89
Figura 4.36 DCL de la base .....	90
Figura 4.37 Condiciones de borde .....	94
Figura 5.1 Barras motrices CAD .....	95
Figura 5.2 Construcción de las barras motrices.....	96
Figura 5.3 Base de la silla bipedestadora CAD .....	97
Figura 5.4 Construcción de la base de la silla bipedestadora.....	97
Figura 5.5 Asiento y espaldar de la silla bipedestadora.....	98
Figura 5.6 Construcción del asiento y espaldar .....	98
Figura 5.7 Ensamble completo de la silla bipedestadora.....	99
Figura 6.1 Prototipo .....	100
Figura 6.2 Biomecánica de la bipedestación .....	101
Figura 6.3 Bipedestación de una persona no parapléjica .....	102
Figura 6.4 Bipedestación .....	102

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: bipedestadora encontrados internacionalmente .....	14
Tabla 2.2: Antropometría de las personas de sexo masculino que sufren paraplejía (cm) .....	22
Tabla 2.3: Longitud del muslo.....	26
Tabla 2.4: Longitud de la pantorrilla.....	27
Tablas 3.1: Planificación de actividades. ....	32
Tabla 4.1: Tabla de los módulos de funcionales .....	40
Tabla 4.2: Alternativas de diseño.....	41
Tabla 4.3: Evaluación de las propuestas para la bipedestación. ....	43
Tabla 4.4: Planilla de medidas antropométricas de la persona con paraplejía.....	44
Tabla 4.5: Cuadro comparativo de materiales. ....	47
Tabla 4.6: Criterio de evaluación para selección del material.....	50

Tabla 4.7: matriz de decisión para la selección del material.....	50
Tabla 4.8: Criterio de evaluación del material con ponderación .....	51
Tabla 4.9: Matriz de decisión .....	51
Tabla 4.10: Cuadro comparativo de los actuadores (ventajas y desventajas).....	53
Tabla 4.11: Criterio de evaluación para selección del actuador.....	54
Tabla 4.12: Matriz de decisión para la selección del actuador.....	56
Tabla 4.13: Criterio de evaluación del actuador con ponderación .....	56
Tabla 4.14: Matriz de decisión .....	57
Tabla 4.15: Propiedades mecánicas .....	65
Tabla 4.16: Malla .....	66
Tabla 4.17: Esfuerzo de Von Mises. ....	66
Tabla 4.18: Deformación.....	67
Tabla 4.19: Malla simuladora.....	75
Tabla 4.20: Propiedades mecánicas.....	75
Tabla 4.21: Esfuerzo de Von mises .....	76
Tabla 4.22: Análisis de deformación del espaldar .....	76
Tabla 4.23: Cálculo de la barra de la barra soporte .....	80

Tabla 4.24: Datos de CP con el ángulo inicial y final de la bipedestación .....	87
Tabla 4.25: Calculo de la barra de la base DLC. ....	91
Tabla 4.26: Calculo de la barra de la base. ....	93
Tabla 4.27: Análisis de la deflexión de la base .....	94
Tabla 6.1: Caja negra banco de pruebas.....	103
Tabla 6.2: Costos indirectos de fabricación ecuatoriana .....	104
Tabla 6.3: Consolidado servicios básicos. ....	105
Tabla 6.4: Total de costos indirectos de fabricación. ....	105
Tabla 6.5: Costos de producción nacional.....	106
Tabla 6.6: Costos de producción extranjera. ....	106
Tabla 6.7: Total de costos de producción .....	106
Tabla 6.8: consolidado gasto administrativo.....	107
Tabla 6.9: Costos total.....	107

## ÍNDICE DE ANEXOS

Anexos:.....¡Error! Marcador no definido.

Anexo 1: esquema de conexión eléctrico del actuador eléctrico . ¡Error!  
**Marcador no definido.**

Anexo 2: especificaciones técnicas del sistema de bipedestación  
 .....¡Error! Marcador no definido.

Anexo 2.1: sistema de control del actuador lineal.¡Error! **Marcador  
 no definido.**

Anexo 2.2: especificaciones técnicas del actuador lineal..... ¡Error!  
**Marcador no definido.**

Anexo 3: plano de conexión eléctrica de la silla bipedestadora .. ¡Error!  
**Marcador no definido.**

Anexo 4: propiedades mecánicas del material¡Error! **Marcador no  
 definido.**

Anexo 4.1: catalogo dipac.....¡Error! **Marcador no definido.**

Anexo 4.2: tabla de materiales del libro de beer jhonston y mott  
 .....¡Error! **Marcador no definido.**

Anexo 4.3: deflexiones del libro de beer jhonston; **Error! Marcador no definido.**

Anexo 4.4: vigas con doble empotramiento; **Error! Marcador no definido.**

Anexo 4.5: tabla de propiedades geométricas del libro de shirley  
 ..... **Error! Marcador no definido.**

Anexo 5: manual de operación y funcionamiento de la silla bipedestadora: ..... **Error! Marcador no definido.**

Anexo 6: planos de la silla bipedestadora; **Error! Marcador no definido.**

## GLOSARIO DE TERMINOS

**Mielitis:** Es un trastorno desmielinizante inflamatorio de la médula espinal que puede ser tanto idiopático (MTAI; véase este término) o secundario a una causa conocida (MTAS; véase este término). La estimación de la incidencia de la MTAI es de entre 1/1.000.000 y 1/250.000. La incidencia de la MTAS es variable y depende de la enfermedad subyacente. El momento de aparición de la enfermedad y su curso clínico varían dependiendo de la forma.

**Esclerosis:** Enfermedad progresiva del sistema nervioso central que provoca lesiones múltiples en la mielina que recubre los axones de las neuronas y constituye la sustancia blanca, en forma de placas diseminadas; se manifiesta con diversos síntomas como la parálisis de las extremidades inferiores, hormigueo, pérdida de la sensibilidad, etc.

**Trombosis arterial:** es una enfermedad potencialmente grave por sus características que comportan un riesgo vital y, en particular, por sus consecuencias que dejan un lastre importante en las personas que la sufren. Sabemos, por ejemplo, que, en España, de embolia pulmonar, una de las consecuencias de una trombosis venosa, mueren al año, entre 10.000 y 20.000 personas.

**Úlceras por presión (UPP):** Las úlceras por presión son un problema de salud que se puede presentar en las personas tanto en el ámbito domiciliario como en el ámbito de instituciones sanitarias. Son también las responsables de agravar el pronóstico de la enfermedad, de disminuir la esperanza de vida y de deteriorar la calidad de vida de las personas que las padecen y también de sus cuidadores.

Antropometría:

**CAD:** Diseño asistido por computadora.

**Biomecánica humana:** los movimientos que genera el cuerpo humano para realizar una actividad.

**Bipedestador:** Es un dispositivo que permiten el levantamiento de una persona hasta la postura vertical, para la transferencia y el movimiento por el suelo.

**CAE:** Ingeniería asistida por computadora.

## RESUMEN

Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) en Ecuador existen 196.758 personas con discapacidad física, de los cuales un 25% posee inmovilidad motriz a nivel de extremidades inferiores. Este tipo de paciente posee muchos problemas de salud tales como: renales, fragilidad ósea, pérdida de masa muscular, escaras, entre otras. Una de las soluciones para esta problemática es el cambio de posición sedente a bípeda.

Por tal motivo, se presenta un prototipo novedoso de sillas de ruedas tipo scooter que contiene un sistema de sujeción en las rodillas y pecho, que impide lesiones al momento de bipedestar. Adicionalmente, el sistema se encuentra acoplado a una plataforma estabilizadora móvil que garantiza el equilibrio de la silla bipedestadora cuando se encuentra en superficies inclinadas. Con el mencionado prototipo las personas con paraplejia mejoran su desempeño y calidad de vida; ya que, el dispositivo permite cambiar la posición de sedente a bípeda para que el paciente mejore su circulación sanguínea, y su salud. Además, puede alcanzar objetos que se encuentren en sitios altos. Se hicieron pruebas experimentales en un paciente masculino con 20 años de discapacidad (paraplejia). Para ello, un grupo de profesionales de la ingeniería y salud evaluaron el desempeño mecánico de la silla y biológico del paciente. Se concluye que al bipedestar se genera una baja presión en los puntos de apoyo (rodilla y pecho) que no causarán efectos colaterales, tales como fracturas. La silla bipedestado realizara el cambio de posición de sedente a bípeda de la persona con paraplejia para mejorar su calidad de vida.

### **ABSTRACT**

According to the National Council for the equality of disabilities (CONADIS) in Ecuador, there are 196.758 people with physical disabilities, from these, 25% have motor immobility at the level of lower limbs. This type of patient has many health problems such as: renal, bone fragility, loss of muscle mass, bedsores, among others. One of the solutions for this problem is the change of sitting

position to bipedal. For this reason, we present a new prototype of wheelchair type scooter which contains a system of clamping on the knees and chest, prevents injury at the time of bipedestar. In Addition, the system is coupled to a stabilizer platform that ensure the balance of the chair when standing on sloping surface. With the mentioned prototype persons with paraplegia improve their performance and quality of life; since, the device allows to change sitting position to bipedal and patient improve blood circulation, and their health. In addition, they could reach objects which are in high places. Some experimental test in a male patient with 20 years of disability (paraplegia). For this, a group of engineering and health professionals evaluated the mechanical chair performance and biological reaction of patient. It is concluded that a low pressure occurs when a patient stands on in the points of support (knee and chest), that will not cause side effects, such as fractures. Chair bipedestador could change the position of sitting to bipedal of people with paraplegia to improve their quality of life.

## **INTRODUCCIÓN**

El bipedestadora “LILIBOT” es un proyecto de investigación que mejorara la calidad de vida de las personas con paraplejía de la Asociación Venciendo Barreras de la ciudad de Ibarra, los cuales tienen problemas en el cuerpo como son: úlceras por presión (UPP), problemas endócrinos, alteraciones óseas y la falta de circulación en miembros distales todos estos problemas se mejoran con el cambio de posición sedente a bipedestación mediante la silla bipedestadora.

Por lo tanto, mantener la calidad de vida de las personas con paraplejía es una prioridad para el gobierno ecuatoriano, esto encontraremos en la constitución de su Objetivo 3 del Plan Nacional para el Buen Vivir.

La silla bipedestadora está orientada por una visión potencial para la Asociación Venciendo Barreras de la ciudad de Ibarra, de acuerdo con las necesidades, los recursos y las diversas experiencias de la población de personas con paraplejía.

La máquina ayudará mejorar las actividades instrumentales de la vida diaria, de una persona parapléjica para que pueda pararse, cambiara las barreras individuales y estructurales que interfieren con su cambio de posición, y brindará beneficios a la persona parapléjica en sus actividades instrumentales de la vida diaria como son: ir de compras, compromisos sociales, cocinar, cuidar de su salud y su seguridad personal, esto hace que tenga una vida alegre, integrándose a la sociedad.

Existen algunas empresas internacionales que se dedica a diseñar bipedestadora para producir beneficios a la salud de las personas con discapacidad. Sin embargo, estos productos no son apropiados para la mayoría de las personas con paraplejía en el Ecuador, debido a que sus adaptaciones no cumplen con el área geográfica de nuestro país, y la falta de recursos para poder traer un bipedestadora al Ecuador hace que las personas se mantengan en una sola posición, por eso con el prototipo "LILIBOT" queremos que las personas con paraplejía puedan tener una máquina bipedestadora que cumpla con sus necesidades y se adapte al medio en el que se moviliza.

La investigación propuesta tiene como necesidad crear una silla bipedestadora para hacer cambios de posición sedente a bípeda y así mejorar su condición postural, para poder relacionarse con el medio en que se encuentran las personas con paraplejía.

## CAPITULO I

### 1. PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN

#### 1.1. Antecedentes del problema:

Según el CONADIS (2005) menciona que: de acuerdo a la OMS- OP, se estima que en el mundo existen un total de 500 a 700 millones de personas con discapacidad, que corresponden al 12% de la población mundial, de ellas, casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento. Según Organización Mundial de la Salud (2011) menciona que existen 1'608.334 personas con algún tipo de discapacidad en el país, que representan el 12,14 % de la población total siendo la prevalencia de la discapacidad es de 2,43 por ciento. Las disfunciones físicas y motoras son mayoría (36,76%), seguidas por las intelectuales (24,6%) y las múltiples (12,92%). El CONADIS registra en el 2011 que 2343 personas con discapacidad se encuentran laborando de las 9758 existentes en las bases de datos de la provincia de Imbabura; lo cual indica que el grado de independencia en el desarrollo de sus actividades de la vida diaria es bajo; 4238 padecen de discapacidad física

Investigaciones recientes de la Carrera de Terapia Física de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Técnica del Norte, han realizado una encuesta que determina un amplio número de personas con múltiples discapacidades en la provincia de Imbabura, entre ellos analizaremos a las personas adultas con paraplejía a nivel dorsal, por lo que la carrera de Ingeniería en Mecatrónica se ha visto en la necesidad de crear una silla bipedestadora para el prototipo "LILIBOT" con esto mejora la calidad de vida, porque "el Objetivo 3

del Plan Nacional para el Buen Vivir nos dice que debemos, “Mejorar la calidad de vida de la población, es un reto amplio que demanda la consolidación de los logros alcanzados en los últimos seis años y medio, mediante el fortalecimiento de políticas intersectoriales y la consolidación del Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social” (Senplades, 2013, pág. todas).

Al realizar una reunión con las personas adultas con paraplejía ellos nos manifestaron que tienen una serie de limitaciones que desean eliminar, por ejemplo: la relación con su entorno, cambios de posiciones, úlceras por presión (UPP), problemas endócrinos, alteraciones óseas y la falta de circulación en miembros distales.

la silla bipedestadora ayudará a las personas adultas con paraplejía a nivel dorsal, a eliminar algunos problemas existentes en ellos, debido a que siempre se encuentran en posición sedente por el uso de una silla de ruedas normal, por ende, con esté prototipo mejorara su estilo de vida y el cambio de posición sedente a bipedestación.

## **1.2. Objetivos de la investigación**

### **Objetivo General:**

- Mejorar la calidad de vida del adulto con paraplejía a nivel dorsal mediante la construcción de una silla bipedestadora para el prototipo “LILIBOT”.

**Objetivo Específicos:**

- Determinar las medidas antropométricas del adulto con paraplejía a nivel dorsal.
- Diseñar la silla bipedestadora haciendo uso de un simulador CAD.
- Ensamblar todas las piezas de la silla bipedestadora.
- Realizar pruebas de funcionamiento de la silla bipedestadora.

**1.3. Justificación**

El desarrollo de este proyecto de investigación es la creación de una silla bipedestadora para el prototipo "LILIBOT", que mejorará las condiciones físicas y se obtendrá un cambio en el estado de salud de las personas adultas con paraplejía, desarrollando sus habilidades y destrezas que puede tener su cuerpo, dándoles más confianza en sí mismo. Adicionalmente, la gran mayoría de la sociedad los considera incapaces de realizar actividades normales de la vida cotidiana, provocándoles aislamiento social generándoles baja autoestima; es por ello que esta propuesta mejorará sus actividades de la vida diaria haciéndoles individuos alegres, activos y útiles a la sociedad.

Esta investigación permitirá determinar la falta de independencia y autonomía funcional que les impide realizar las actividades de la vida diaria; por eso el proyecto está enfocado a mejorar su calidad de vida cambiando la posición sedente a bipedestación.

Las personas adultas con paraplejía se mantienen en posición sedente la mayor parte del tiempo en su vida diaria, por eso; la necesidad de crear una silla

bipedestadora para poder hacer cambios de posición de sedente a bipedestación y así mejorar su condición postural, relacionarse al medio en el que se encuentren, facilitando el acceso a alturas que no pueden acceder por la posición sedente, esto ayudará a que las personas adultas con paraplejía mejoren su salud, previniendo retracciones del musculo tendinoso, activando la circulación sanguínea y proporcionando un beneficio psicológico al paciente dándole la oportunidad de estar de pie.

#### **1.4. Alcance**

El proyecto se enfoca en la construcción de una silla bipedestadora que permitirá a la persona adulta con paraplejía a nivel dorsal el cambio de posición sedente a bipedestación.

Para diseñar y construir la silla bipedestadora se determinará la longitud de cada miembro del cuerpo de la persona con paraplejía. El peso máximo que soportará la silla es de 150 kilogramos.

La silla estará previamente en la posición inicial como una silla de ruedas normal, y el actuador lineal instalado en la silla es el que activará el mecanismo cambiando la posición inicial a la final, que es poner de pie a la persona con paraplejía, se utilizará un controlador programable que activará el proceso de bipedestación, obteniendo como resultado final una mejoraría de las condiciones físicas, y un cambio en el estado de salud de la persona adulta con paraplejía.

### **1.5. Delimitación del problema.**

La investigación que se realizará con una persona con paraplejía que tiene la edad de cuarenta y cinco años su estatura es de un metro con sesenta y cinco centímetros con un peso aproximado de 300 libras.

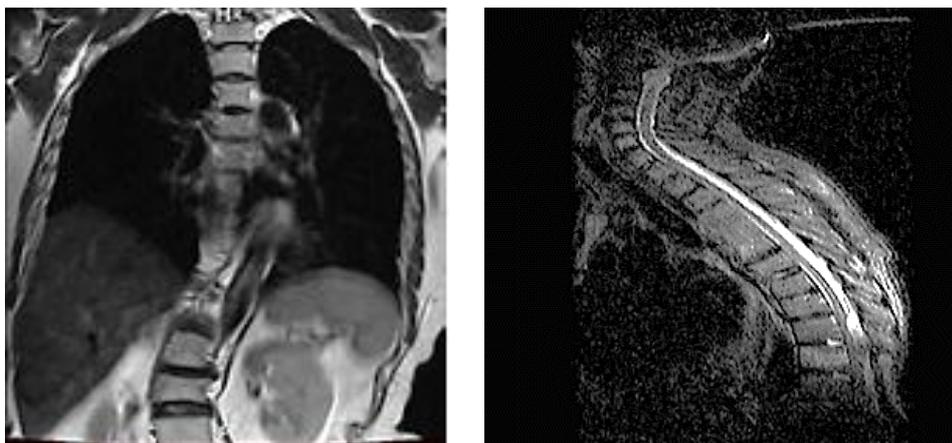
## CAPITULO II

### 2. MARCO TEÓRICO:

#### 2.1. Definición de los parámetros de la persona con lesión medular:

##### 2.1.1. ¿Qué es la lesión medular?

“La lesión medular es cuando la persona sufre lesiones lumbares o sacras causándoles una parálisis que afecta a las piernas de su cuerpo, esto les produce una independencia funcional en todas las actividades diarias y de movilidad” [1, p. todas], como se observará en la figura 2.1.



**Figura 2.1:** Lesión medular.

**Fuente:** [1]

##### 2.1.2. Clasificación del nivel de discapacidad:

El concepto de clasificación de tipo de discapacidades que propone INEGI (1980) menciona que: las discapacidades se clasifican según el nivel de lesión medular que presenta el paciente estas son:

- Leve.
- Moderada.

- Grave.

**Lesión leve:** “Es cuando la capacidad de la persona para desarrollar actividades cotidianas se reduce mínimamente sin interfiere con su trabajo y estas lesiones pueden como moretones, raspones, rotura de los brazos” [2].

**Lesión Moderada:** “Es cuando la capacidad de la persona para desarrollar actividades cotidianas disminuye parcialmente e interfiere limitadamente en su trabajo, por ejemplo, enfermedades como rotura de piernas o cadera, entre otras” [2].

**Lesión Grave:** “la capacidad de la persona para desarrollar actividades diarias es muy afectada debido a su lesión que presente; esto puede causarle dependencia y poca productividad” [2]. Las lesiones graves son las siguientes:

- **Motriz:** Se refieren a la pérdida de los miembros inferiores de una persona para poder caminar y mantenerse en la posición de bipedestación de todo el cuerpo.
- **Visual:** “Se refiere a la pérdida total de la vista o a la dificultad ver con uno o ambo ojos.” [2].
- **Mental:** “Esta se refiere a las limitaciones para el aprendizaje de nuevas habilidades de la vida diaria y relacionarse con otras personas”. [2].
- **Auditiva:** “Esta se refiere a la pérdida o limitación de la capacidad para escuchar”. [2].
- **De lenguaje:** “Problemas para hablar o transmitir un significado entendible”. [2].

Después de analizar los distintos niveles de discapacidad la persona con la que se diseñará la silla bipedestadora tendrá una lesión medular grave a nivel motriz está no le permitirá mover sus piernas y tendrá que movilizarse a través de una silla ruedas.

### **2.1.3. Causas de las enfermedades debido a la lesión medular:**

El concepto de causas de las enfermedades debido a la lesión medular que propone Karla Strassburguer Lona (2004) menciona que: las personas con paraplejia pierden su función motora y sensitiva de las extremidades inferiores.

Por la lesión medular que presentan las personas con paraplejía les causándoles molestias en su cuerpo y estas son:

- Úlceras por presión.
- Complicaciones urinarias
- Complicaciones gastrointestinales
- Complicaciones cardiorrespiratorias
- Complicaciones ortopédicas

Según Karla Strassburguer Lona (2004) menciona que estos problemas como resultado les dan una dependencia de medicamentos y de otra persona para que les cuide, a continuación, se explicaran cada una de estas complicaciones debido a su lesión medular.

#### **2.1.3.1. Úlceras por presión (UPP):**

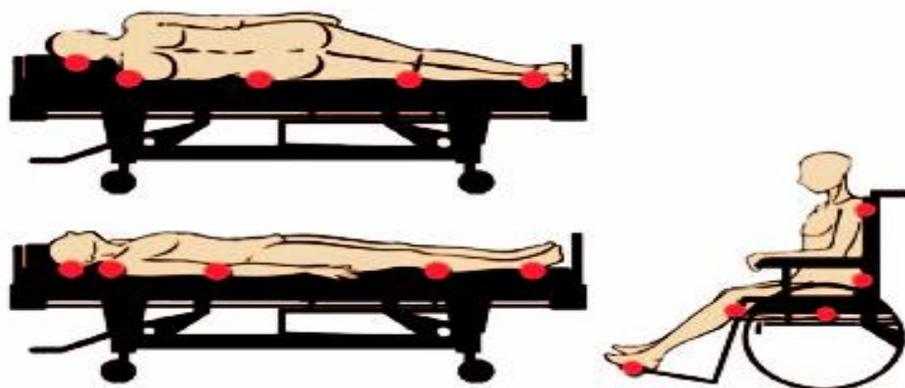
Según Karla Strassburguer Lona (2004) menciona que las úlceras por presión son causadas por presión hidrostática de los capilares cutáneos, si

sobrepasa la oscilación normal de 16 y 32 mmHg, hace que los capilares colapsen, produciendo un daño en el tejido del cuerpo humano.

Según José Avilés Martínez, ( 2012) menciona que Las UPP causan una degradación a piel haciéndola más frágil y causando alteraciones vasculares y nerviosas, la suma de algunos factores de riesgo que causan las UPP son las siguientes:

- Fragilidad de la piel.
- Alteración o pérdida de la capacidad para la movilidad.
- Alteraciones de la sensibilidad.
- Tiempo prolongado en la misma posición o presión.

En la figura 2.2 se observará la zona de riesgo de las UPP en los puntos donde puede tener el cuerpo más presión causadas por la lesión medular.



**Figura 2.2:** Zona de riesgo de las UPP

**Fuente:** [1]

### 2.1.3.2. Complicaciones orinarias:

“Estas complicaciones son las más frecuentes que presentan en las personas lesión medular esto les como resultado infecciones del tracto urinario (ITU) la complicación más común que presenta es una infección de las Vías Urinarias”. [3]

### 2.1.3.3. Complicaciones gastrointestinales:

“las complicaciones gastrointestinales en las personas con paraplejía les causa daño en su sistema digestivo provocando ulcera gástrica o duodenal, algunas personas pueden presentar un sangrado del tracto digestivo” [1, p. 20], como se observará en la figura 2.3.



**Figura 2.3:** Complicaciones Gastrointestinales

**Fuente:** [1]

### 2.1.3.4. Complicaciones cardiorrespiratorias:

“Estas complicaciones causan problemas en su respiración y el corazón, es una de principal causa de la mortalidad por su lesión medular, dando como resultado una reducción de la circulación sanguínea de los miembros inferiores, estas reducciones pueden ser crónicas en el cuerpo

humano; la complicación más frecuente es la insuficiencia Respiratoria e Infección de las vías respiratorias”. [3]

#### **2.1.3.5. Complicaciones ortopédicas:**

Las complicaciones ortopédicas que propone [3] menciona que tras su lesión medular afectan a miembros inferiores dándoles una pérdida de la movilidad, esta inmovilización de las piernas causa una disminución del rango articular y flexibilidad del musculo, produciendo una mala alineación postural, dolores musculares y pérdida de la mineralización ósea.

Después de analizar estas enfermedades causadas por su lesión medular de estar en una silla de ruedas, la silla bipedestadora tendrá la finalidad de mejorar su calidad de vida y tratara de mitigar un poco sus enfermedades debido a que van a tener un cambio de posición sedente a bipedestación (sentado a pararse).

## **2.2. Necesidades de la persona con paraplejía:**

### **2.1.1. Rehabilitación.**

El concepto de rehabilitación que propone la [4] menciona que para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad existen diferentes métodos y ayudas que permitan reintegren a su antiguo estado brindándoles su funcionalidad social y laboral en la medida de lo posible, facilitándoles el desarrollo de sus actividades comunes, la rehabilitación están orientada a fortalecer las destrezas y habilidades, recuperando el funcionamiento de las estructuras corporales lesionadas esto compensará las deficiencias de las

personas con discapacidad; para mantener la autonomía y la independencia de las personas con discapacidad esto hace que tenga una mejor participación con el entorno, potencializando sus destrezas.

### **2.1.2. Ayudas Técnicas:**

Según las normas [5] y [6] mencionan que las ayudas técnicas se pueden clasificar en:

- ayudas de baja
- alta complejidad,

#### **2.1.2.1. Ayudas técnicas de baja complejidad:**

Según las normas [5] y [6] mencionan que las ayudas de bajo complejidad son las más comunes y estas pueden tener accionamiento mecánico o eléctrico.

- Sillas de ruedas manuales o actuánticas
- Grúas bipedestadora.
- Sillas bipedestadora.

#### **2.1.2.2. Ayudas técnicas de alta complejidad:**

Según las normas [5] y [6] mencionan que las ayudas técnicas de alta complejidad son las que se utiliza dispositivos eléctricos y estos son utilizados para la realización de prótesis u ortesis de la persona con discapacidad entre ellas encontramos las siguiente:

- Prótesis de pierna.
- Prótesis de brazo.

- Diseño de órganos de cuerpo humana.

Después de un analizar la rehabilitación y las ayudas técnicas la silla bipedestadora se considerará una ayuda técnica de baja complejidad porque tienen elementos mecánicos y eléctricos que les permitirá a las personas con paraplejía mediante la bipedestación que sirve como rehabilitador.

### 2.1.2.3. Tipos de dispositivos para bipedestar:

Los tipos bipedestadores realizados en otros países se indicará en la tabla 2.1.

**Tabla 2.1:** bipedestadores encontrados internacionalmente

Tipología	Imagen	Datos de los bipedestadores
Bipedestador fijo pediátrico		<p>“Bipedestador Fijo el bipedestador fijo lo de madera con barrales de tubo de acero pintado, soportes para pies ajustables, con apoyo posterior para piernas regulable en altura. Sujeciones pélvicas y torácicas con correas con cierre de velcro, regulables en altura, estos sirven únicamente como seguros posturales” (Universidad de Buenos Aires Facultad de Medicina Escuela de Kinesiología y Fisiatría Cátedra Oficial de Ortesis y Prótesis BIPEDESTADORES,2003).</p>
Levo LCEV: Silla eléctrica		<p>“Es una silla eléctrica con función de bipedestación. Lleva incorporado un pequeño mando, por medio de un botón se procederá a bipedestar”. [7]</p>

<p>con función de bipedestación</p>		
<p>EasyStand 5000 Mobile</p>		<p>“Una de las empresas es la EasyStand diseñadora de bipedestadores móviles manuales, este bipedestador es diseñado para satisfacer las necesidades de una amplia variedad de personas. Los ajustes se realizan sin herramientas y una gama de opciones de soporte que es ideal para el usuario”. (CATÁLOGO DE PRODUCTOS EASYSTAND &amp; OVATION).</p>

LIFESTAND® LSA		<p>“La silla de bipedestación LifeStand Compact (LSC) es una silla innovadora con soporte a ambos lados desarrollada con la asistencia de centros de rehabilitación de alto nivel, donde se establecieron los estándares de seguridad y fiabilidad”. (Catalogo LIFESTAND® LSA,2006)</p>
-------------------	---	---

TEK ROBOTIC MOBILE DIVECE	 A side-view photograph of a man standing on a three-wheeled robotic mobility device. The device has a central vertical column with a seat and a control panel. The man is wearing a light-colored shirt and dark trousers. The device has two large rear wheels and one smaller front wheel.	<p>“El TEK RMD ha sido rigurosamente probado para la seguridad. Su sofisticado diseño, peso equilibrado, sistema de suspensión y el resorte a presión permite un suave movimiento y la sujeción segura, este dispositivo tiene puntos de equilibrio claves en el cuerpo para una estabilidad óptima. A diferencia de los bastones y andadores, el TEK RMD deja las dos manos libres para las actividades diarias como cocinar, limpiar, o artículos que llevan de una habitación a otra”. [8]</p>
---------------------------------	--	---

Después de analizar todos estos tipos de bipedestadores el que más se asemeja a mejorar la calidad de vida de las personas con paraplejía son el segundo y el cuarto de los cuales se analizará su movilidad de bipedestar para luego proceder a realizar el bosquejo de la silla bipedestadora para la persona con paraplejía.

### **2.1.3. Ergonomía:**

El concepto de ergonomía que proponen Gonzales Maestre (2007) y la Universidad de Jaume (1998) mencionan que: para poder diseñar una silla ergonómica se verificará en que se clasifican la ergonomía.

- Ergonomía geométrica.
- Ergonomía ambiental.
- Ergonomía temporal.

#### **2.1.3.2. Ergonomía geométrica:**

“Aquí se analizará las condiciones geométricas de los medios y el espacio de trabajo, en función de la actividad que realizan las personas”. [9]

#### **2.1.3.3. Ergonomía ambiental:**

“Esta estudiará los factores ambientales que pueden ser: físicos, químicos y biológicos, estos son analizados de acuerdo a las actividades que realicen las personas en su vida diaria”. [10]

Para poder diseñar un haciendo ergonómico propone [9] que se tendrá que guiar en las siguientes secuencias metodológicas para el análisis ergonómico como se observará en la figura 2.4, para que el paciente que se está tratando no tenga ninguna complicación.



**Figura 2.4:** Secuencia metodológica para los análisis ergonómicos

**Fuente:** [9]

“Para el diseño de una silla ergonómica se tomará en cuenta varios aspectos que son la economía y la calidad, adecuándose a la posición sedente o bipedestación del paciente. Una buena ergonomía es muy indispensable para que el paciente no le cause enfermedades y esta debe cumplir con las interacciones planteadas que se observará en la figura 2.5.” [10].

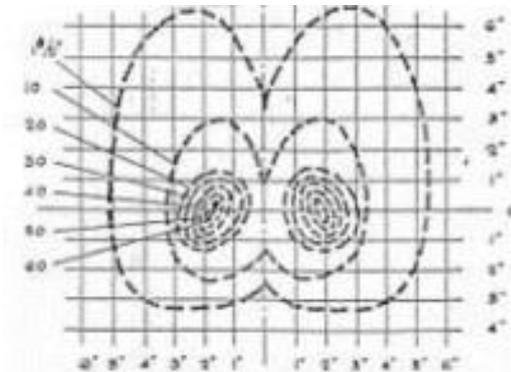


**Figura 2.5:** Ergonomía.

**Fuente:** [10]

Para poder desarrollar un asiento ergonómico que propone [11] menciona que se deberá analizar la carga de distribución de las nalgas del paciente, esto

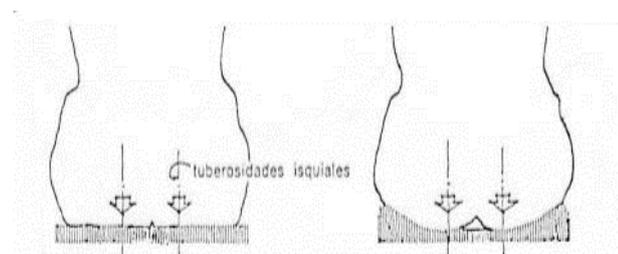
nos da como resultado la generación de presión de las nalgas como se observará en la figura 2.6.



**Figura 2.6:** Cargas de distribución de las nalgas

**Fuente:** [11]

Según la [11] menciona que para que el cuerpo realice el cambio de posición de sedente a bipedestación es importante que la superficie del asiento no sea totalmente rígida para que el cuerpo pueda reposar correctamente, siendo un asiento no totalmente plano, porque esto causa una compresión en los tejidos, trayendo consecuencias dañinas para los músculos y los nervios, es recomendable que el asiento tenga una curva siguiendo la fisonomía de las nalgas del usuario, para que el área de contacto y la distribución de presiones sean mayores como se observará en la figura 2.7.



**Figura 2.7:** Forma correcta del asiento para distribución de las cargas de presión de las nalgas.

**Fuente:** [11]

Después de analizar la ergonomía se utilizará asientos ya estandarizados por las normas de Ecuador para personas con discapacidad motriz del 50 %, esto ayudará a mejorar la calidad de vida de las personas con paraplejía de la ciudad de Ibarra, y beneficiará en su autoestima dándoles mayor seguridad ante la sociedad.

### **2.3. Definición de los parámetros de antropometría:**

#### **2.3.1. Antropometría en las personas con paraplejía:**

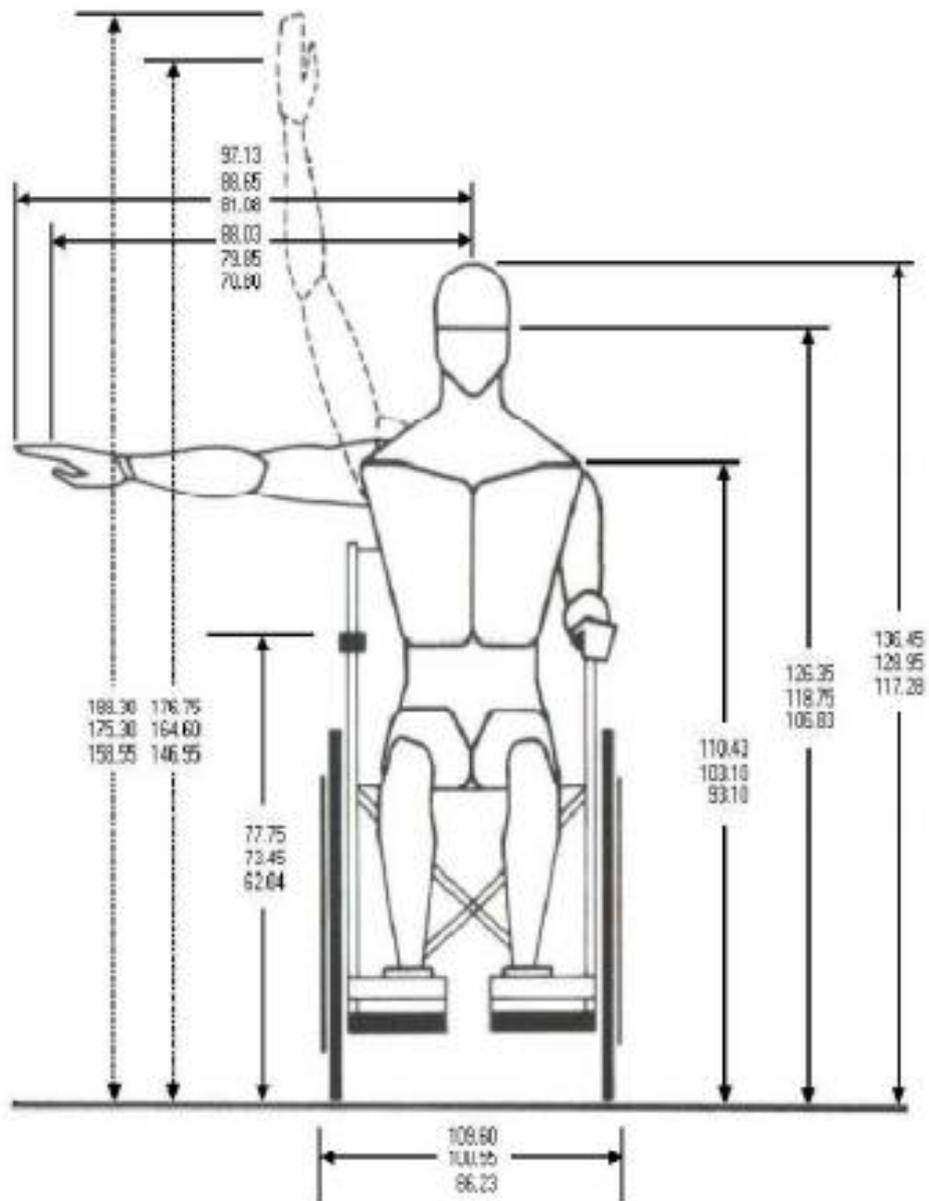
Según los autores [12] y [13] mencionan que: los datos que vamos observar en las siguientes tablas son las medidas antropométricas del cuerpo humano cuando la persona se encuentra en una silla de ruedas estas medidas son de una persona adulta como se observará en la tabla 2.2.

Tabla 2.2: Antropometría de las personas de sexo masculino que sufren paraplejía (cm)

Percentil	Medidas corporales						
	Alcance hacia arriba		Del piso a la cabeza	Altura al ojo	Altura al hombro	Alcance hacia abajo	
	Dedo	Puño				Dedo	Puño
<b>5</b>	158.55	146.95	117.28	106.83	93.10	68.25	58.73
<b>50</b>	175.30	164.60	128.95	118.75	103.10	75.20	65.45
<b>90</b>	188.30	176.75	136.45	126.35	110.43	85.68	76.15
<b>PROM.</b>	<b>174.36</b>	<b>164.08</b>	<b>128.25</b>	<b>118.28</b>	<b>102.64</b>	<b>75.96</b>	<b>66.30</b>

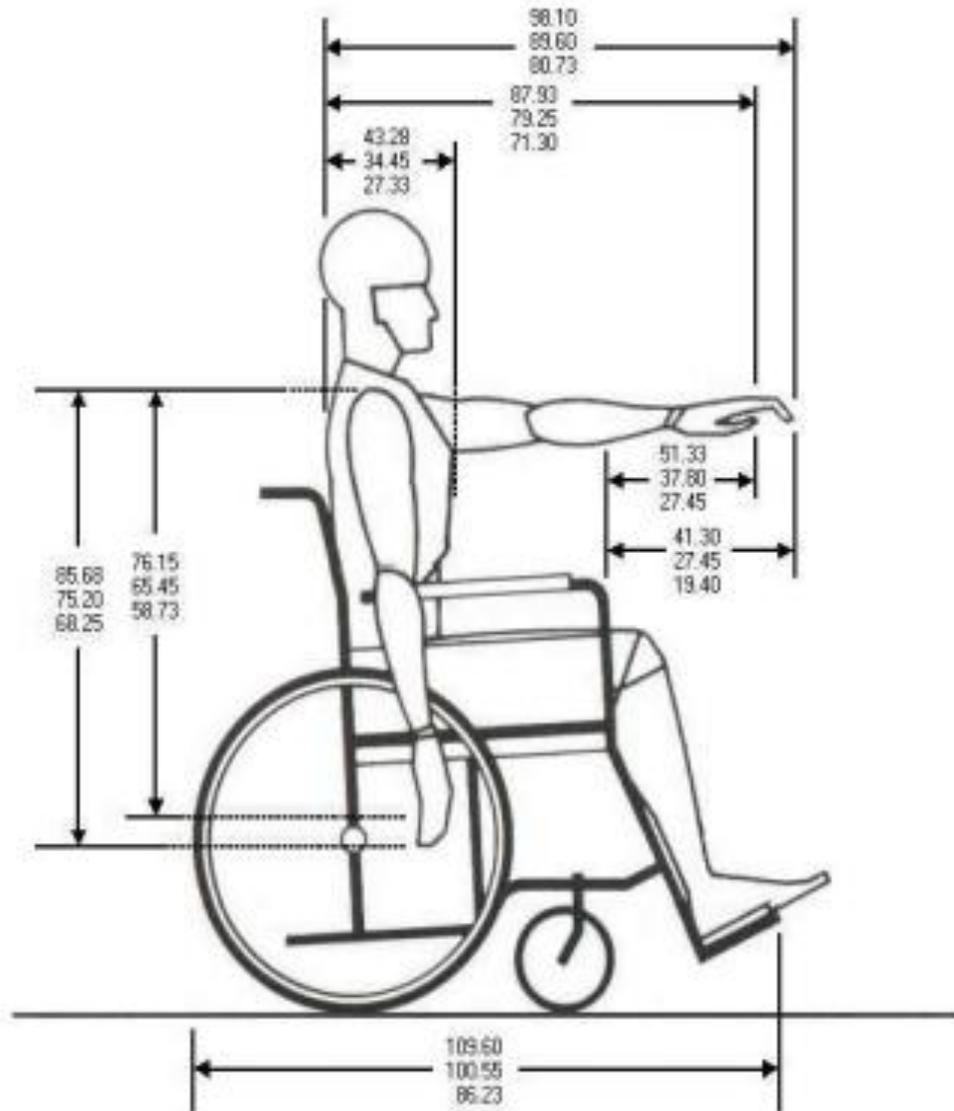
Fuente: [12]

En las figuras 2.8 y 2.9 se observarán las medidas de una persona con paraplejía en vista frontal y lateral.



**Figura 2.8:** Vista frontal.

**Fuente:** [12]



**Figura 2.9:** vista lateral

**Fuente:** [12]

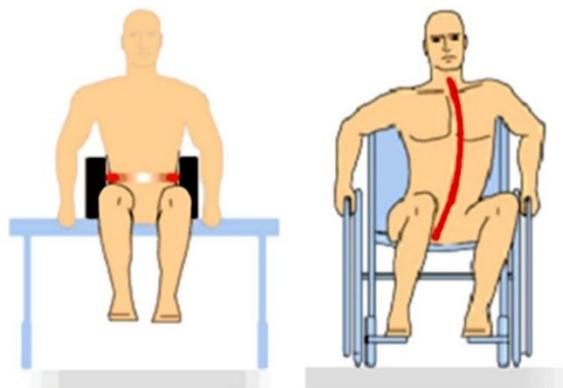
### 2.3.2. Medidas antropométricas de la silla de ruedas.

Según el autor [4] menciona que: existen algunos parámetros importantes para el desarrollo de una silla de ruedas, que garantiza la correcta posición del usuario y estos son.

- Anchura pélvica.
- Longitud de muslos.
- Longitud de pantorrilla.
- Altura inferior de la escapula.
- Altura del hombro.

#### 2.3.2.1. Anchura pélvica:

“Es la medida máxima de la cadera, cuando el paciente está sentado, esto determinará la posición pélvica y la estabilidad del paciente, corresponde al ancho del asiento”. [4], como se observará en la figura 2.10.



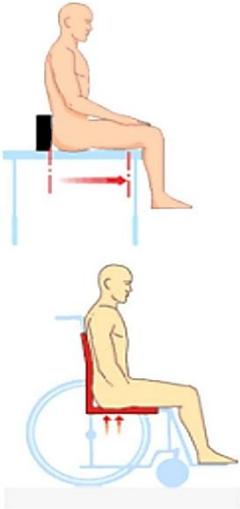
**Figura 2.10:** Anchura pélvica

**Fuente:** [4]

#### 2.3.2.2. Longitud del muslo:

“Se realizará la medición en ambos muslos para evitar problemas con las medidas. Esto determinará como es la distribución de la presión, la posición pélvica, la estabilidad, y la longitud total de la silla y esto corresponde a la profundidad del asiento” [4], como se observará en la tabla 2.3.

Tabla 2.3: Longitud del muslo.

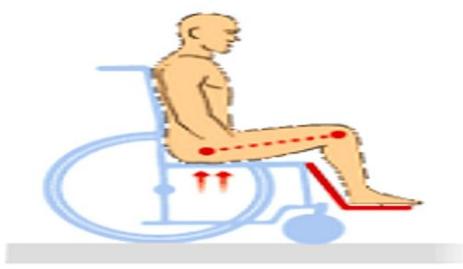
	<p>Si es muy corto el peso se distribuye en las tuberosidades isquiáticas y coxis formando posibles escaras.</p>
	<p>Si es muy largo se producirá roce en la flexión de las rodillas, causando que el paciente se deslice.</p>

Fuente: [4]

### 2.3.2.3. Longitud de la pantorrilla:

“Es la longitud entre las rodillas hasta el apoyo del talón cuando la persona con discapacidad está sentada, esta medida corresponde a la longitud del reposapiés” [4], como se observará en la tabla 2.4.

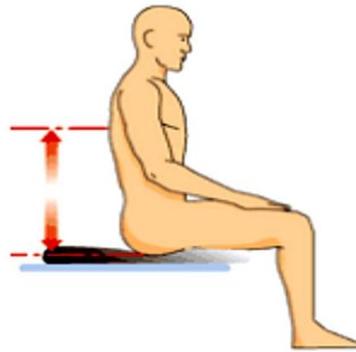
Tabla 2.4: Longitud de la pantorrilla.

	
	<p>Si son muy largos se produce una retroversión pélvica</p>
	<p>Si son muy cortos no se apoyan los muslos por lo que el peso se distribuye en las tuberías isquiáticas y en el coxis provocando la formación de escaras</p>

Fuente: [4]

#### 2.3.2.4. Altura inferior de la escapula:

“Se muestra la altura inferior de la escapula, esta corresponde a la altura del respaldo para pacientes con control de tronco; para esta medida se deben tener en cuenta las posibles presiones, la necesidad de soportes laterales y la estabilidad y soporte del tronco” [4], como se observará en la figura 2.11.

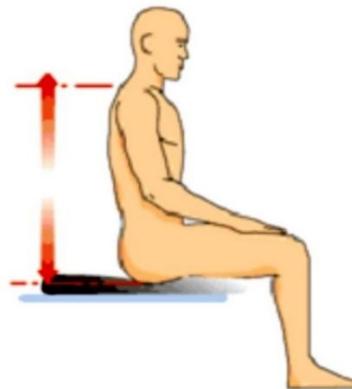


**Figura 2.11:** Altura inferior de la escapula.

**Fuente:** [4]

#### 2.3.2.5. Altura del hombro:

“Estas medidas dependen de la estabilidad escapular y de la movilidad, el soporte torácico y lumbar, el control de la cabeza y esto corresponde a la altura del respaldo para pacientes con poco control del tronco”. [4], como se mostrará en la figura 2.12.



**Figura 2.12:** Altura del hombro.

**Fuente:** [4]

Después de un análisis minucioso se tomará las medidas antropométricas obtenida por personas con paraplejía y las medidas de una silla de ruedas normal para el diseño del boceto de una silla bipedestadora.

## CAPITULO III

### 3. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN:

#### 3.1. Métodos:

**3.1.1. Sujeto:** Es la persona con paraplejia.

**3.1.2. Instrumentos:** Los instrumentos que se utilizó es una entrevista.

#### 3.1.3. Procedimientos:

- Recopilación de información bibliográfica.
- Redacción del proyecto de tesis.
- Definición de elementos de estudio, establecer alcances, limitaciones y aportes de la investigación.
- Planteamiento metodológico.

#### 3.2. Tipos de investigación:

Para realizar la investigación de la “CONSTRUCCIÓN DE UNA SILLA BIPEDESTADORA DEL PROTOTIPO LILIBOT” utilizará los siguientes tipos de investigación:

- Documental.
- Investigación de campo.
- Descriptiva.

### **3.2.1. Investigación de campo.**

La técnica que utilizará es una entrevista con las personas con paraplejía los cuales nos manifestaron sus enfermedades que son las siguientes:

- Úlceras por presión
- Complicaciones urinarias

Estas enfermedades son las más comunes que tienen las personas con paraplejía.

### **3.2.2. Investigación Descriptiva.**

El estudio de caso que se analizó es un estudio limitado de un individuo o persona con paraplejía sus características esenciales son mejorar las actividades instrumentales de la vida diaria y el alcance que tiene por estar en una silla de ruedas.

### **3.2.3. Investigación Documental.**

Es la recopilación de los recursos bibliográficos de los textos o libros de donde se sacará la información para la investigación.

## **3.3. Planteamiento metodológico.**

### **3.3.1. Modelación de los elementos de los dispositivos:**

Se modelan o diseñan cada uno de los componentes del dispositivo en una herramienta CAD para después proceder con el ensamble de todas las piezas.

### **3.3.2. Elementos de diseño de detalle:**

En esta etapa se establecerá las dimensiones definitivas y los materiales que deberán llevarse a cabo para el diseño del dispositivo.

### **3.3.3. Simulación del desempeño del dispositivo:**

Se simulará el desempeño del dispositivo por medio del uso de elementos finitos con el fin de determinar los esfuerzos y desplazamientos de cada uno de los componentes del dispositivo cumplen con los requerimientos definidos por las fuerzas aplicadas, de no ser así se deberá volver a la etapa de la modelación de los elementos del dispositivo.

### 3.5. Resultados por objetivos específicos:

Mediante un esquema de la propuesta nos permitirá alcanzar todos los objetivos propuestos en la tesis para poder realizar la “CONSTRUCCION DE UNA SILLA BIPEDESTADORA PARA EL PROTOTIPO LILIBOT”, en la tabla 3.1 se observará todas las actividades propuestas de la tesis como parte metodología, y el orden a seguir para realizar las mismas y el tiempo que tomará realizar la investigación completa.

*Tabla 3.1: Planificación de actividades.*

<b>Objetivo</b>	<b>Actividades</b>	<b>resultados</b>
Determinar las medidas antropométricas del adulto con paraplejía a nivel dorsal	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Que es lesión medular</li> <li>• Clasificación del nivel de discapacidad.</li> <li>• Causas de las enfermedades de las personas con paraplejía</li> </ul>	Definir los parámetros de las personas con lesión medular
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rehabilitación</li> <li>• Ayudas técnicas.</li> </ul>	Definir los parámetros de la silla bipedestadora.

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ergonomía.</li> </ul>	
	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Antropometría en las personas con paraplejía</li> <li>• Medidas antropométricas para el desarrollo de una silla de ruedas.</li> </ul>	<p>Definir los parámetros de las medidas antropométricas de las personas con lesión medular</p>
	<p><b>Métodos:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Sujeto.</li> <li>• Instrumento.</li> <li>• Procedimiento</li> </ul> <p><b>Tipos de Investigación:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Documental.</li> <li>• De campo.</li> <li>• Descriptiva.</li> <li>• Modelación de los elementos del dispositivo.</li> <li>• Elementos de diseño de detalle.</li> </ul>	<p>Metodología de la investigación de la silla bipedestadora</p>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Simulación del desempeño del dispositivo.</li> </ul>	
Diseñar la silla bipedestadora uso de un simulador CAD	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Planilla de toma de medidas a la persona con paraplejía.</li> <li>• Diseño del bosquejo de la silla bipedestadora (CAD).</li> <li>• Determinación de los parámetros de diseño:</li> <li>• Selección del Material.</li> <li>• Selección del actuador.</li> <li>• Cálculos matemáticos de la silla bipedestadora.</li> </ul>	Análisis de simulación CAD
Ensamblar todas las piezas de la silla bipedestadora	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Manufactura de las piezas.</li> <li>• Incorporación del actuador.</li> <li>• Ensamblaje de las piezas.</li> </ul>	Construcción de la silla bipedestadora

	<ul style="list-style-type: none"><li>• Pruebas de funcionamiento de la silla bipedestadora.</li><li>• Prueba de falla utilizando un simulador (CAD).</li><li>• Análisis económico financiero.</li></ul>	Pruebas y análisis de resultados de la silla bipedestadora
<ul style="list-style-type: none"><li>• Manual de usuario de la silla bipedestadora</li><li>• Conclusiones.</li><li>• Recomendaciones</li><li>• Bibliografía.</li><li>• Anexos.</li></ul>		

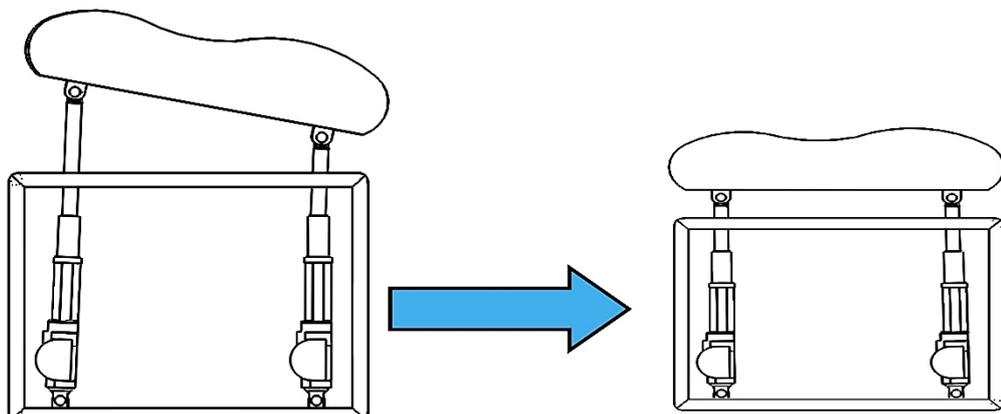
## CAPITULO IV

### 4 DISEÑO Y ANALISIS DE LA SILLA BIPEDESTADORA:

#### 4.1. sistemas de bipedestación.

##### 4.1.1. Primera Propuesta:

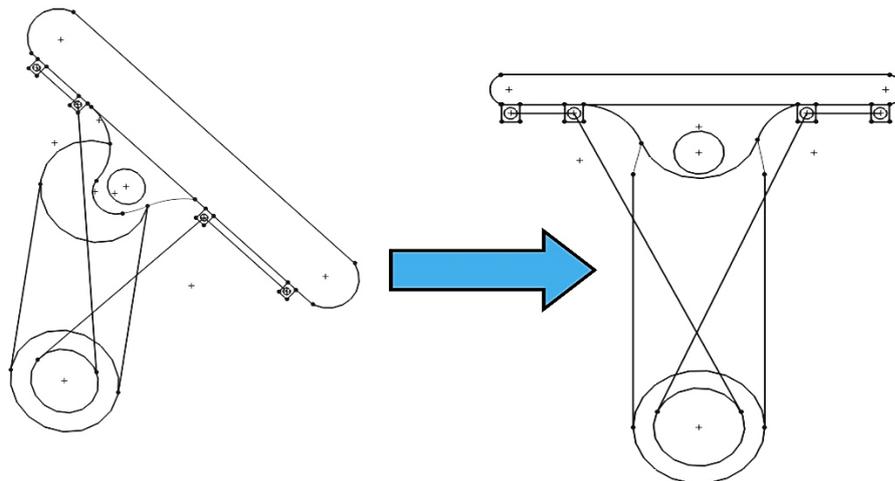
Se utilizará dos pistones de diferente longitud para una diferencia de alturas para realizar la bipedestación, se usará dos motores uno para cada pistón con un sistema de control para cada uno, como se observará en la figura 4.1.



**Figura 4.1:** Bipedestación con dos actuadores

##### 4.1.2. Segunda Propuesta

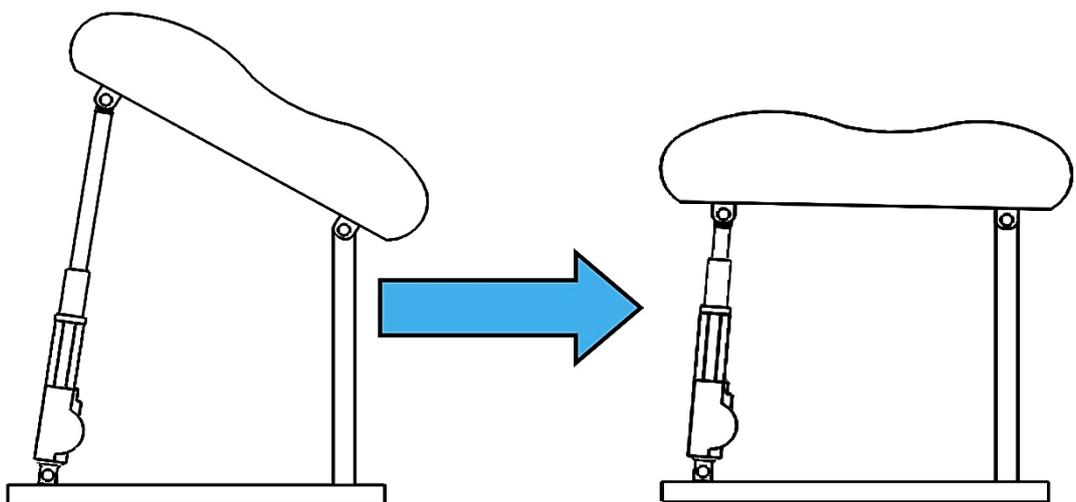
Para este sistema se utilizará polipasto y un motor, mediante un cable en un extremo del polipasto esté transmitirá el movimiento para la bipedestación, y el otro cable con un giro inverso del motor se invertirá el movimiento del motor para que el sistema regrese a su posición inicial como se observará en la figura 4.2



**Figura 4.2:** Bipedestación con poleas

#### 4.1.3. Tercera Propuesta:

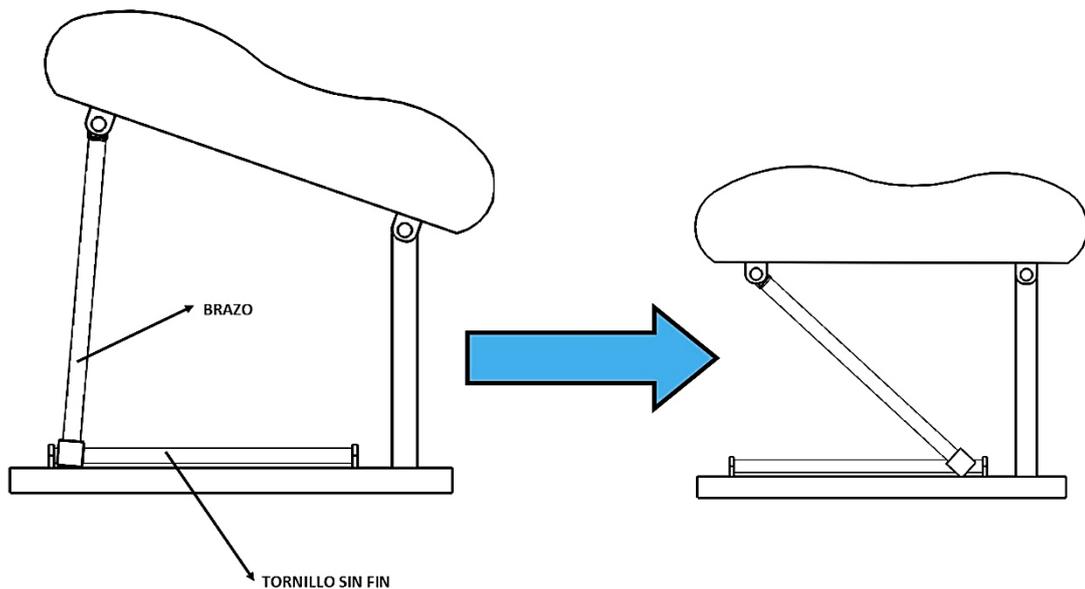
Se utilizará un solo actuador lineal para generar el movimiento de bipedestar con un sistema tipo bisagra en la parte delantera del asiento, el actuador tendrá un ángulo de inclinación para realizar la bipedestación como se indicará en la figura 4.3.



**Figura 4.3:** Bipedestación con un actuador

#### 4.1.4. Cuarta Propuesta:

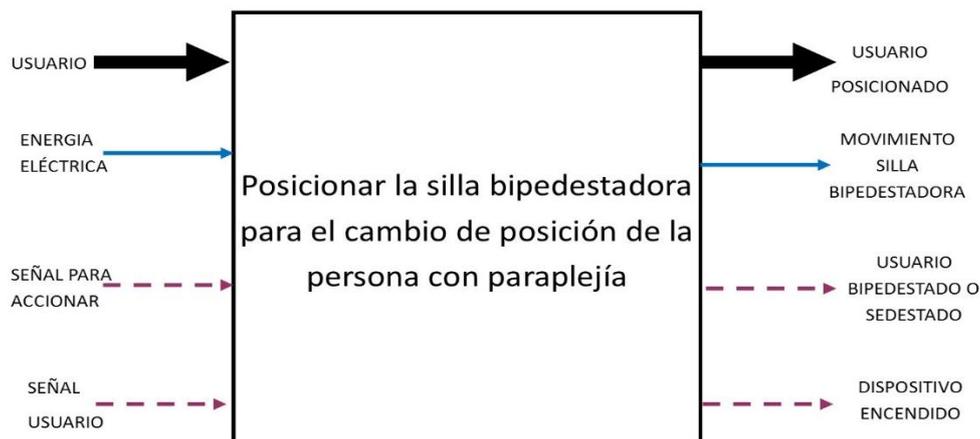
Esta propuesta tendrá la opción de un tornillo sin fin más un sistema de brazo que se conectará al eje del sin fin y al asiento tendrá una bisagra en la parte delantera, cuando se gire el motor, el brazo hará que el asiento se incline para la bipedestación y girando el motor a la inversa el asiento volverá a su posición inicial como se observará en figura 4.4.



**Figura 4.4:** Bipedestación con un tornillo sin fin

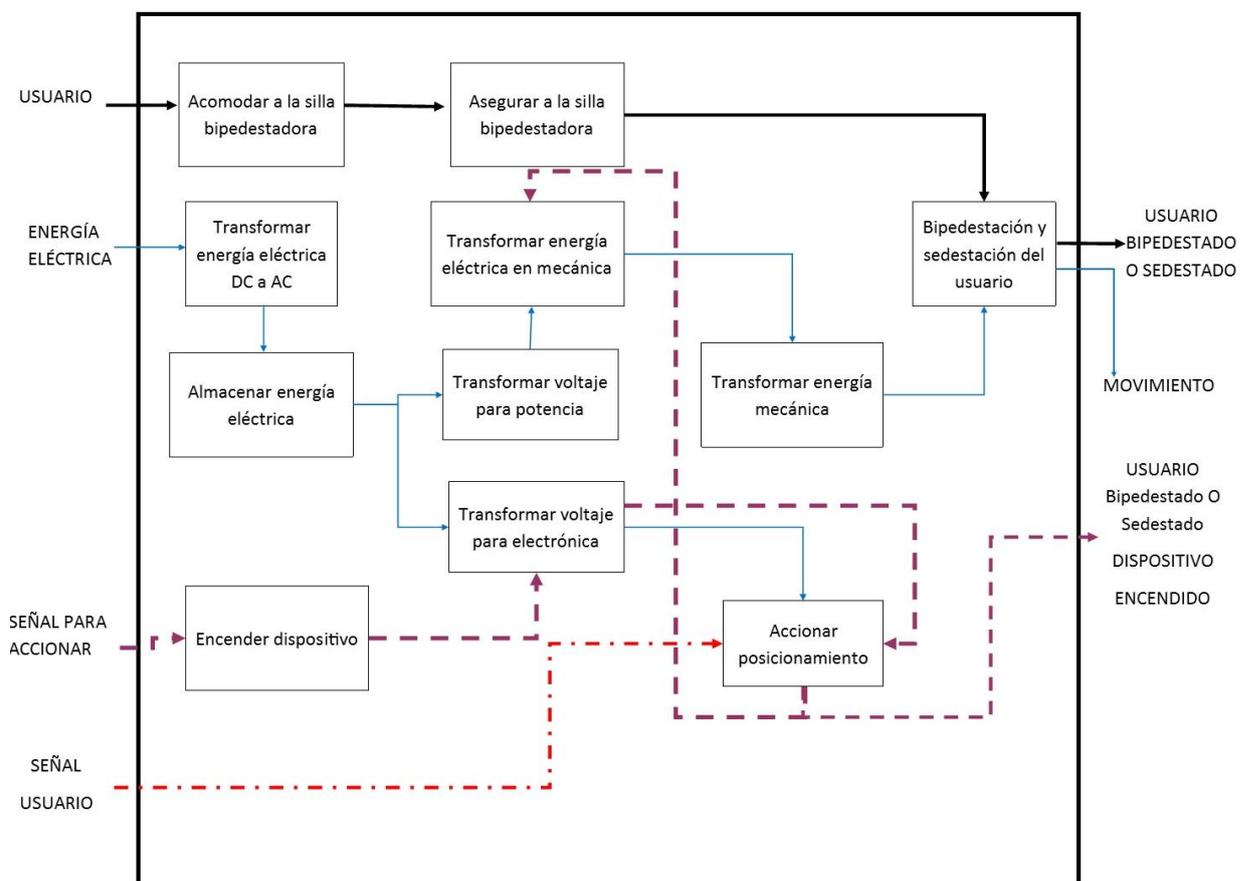
#### 4.2. Análisis funcional para las propuestas:

Se analizará cada uno de las propuestas para la bipedación que determinará la solución más óptima para el funcionamiento correcto del cambio de posición de la persona con paraplejía, de acuerdo a los requerimientos del usuario como se observará en la figura 4.5.



**Figura 4.5:** Función general de la bipedestación

En este nivel se mostrará el diagrama de funciones que conforman el prototipo de silla bipedestadora, se dividirá en dos partes estructura y módulo de control; estos tendrán varias alternativas que serán detalladas en la figura 4.6.



**Figura 4.6:** Modulo que constituye la silla bipedestadora

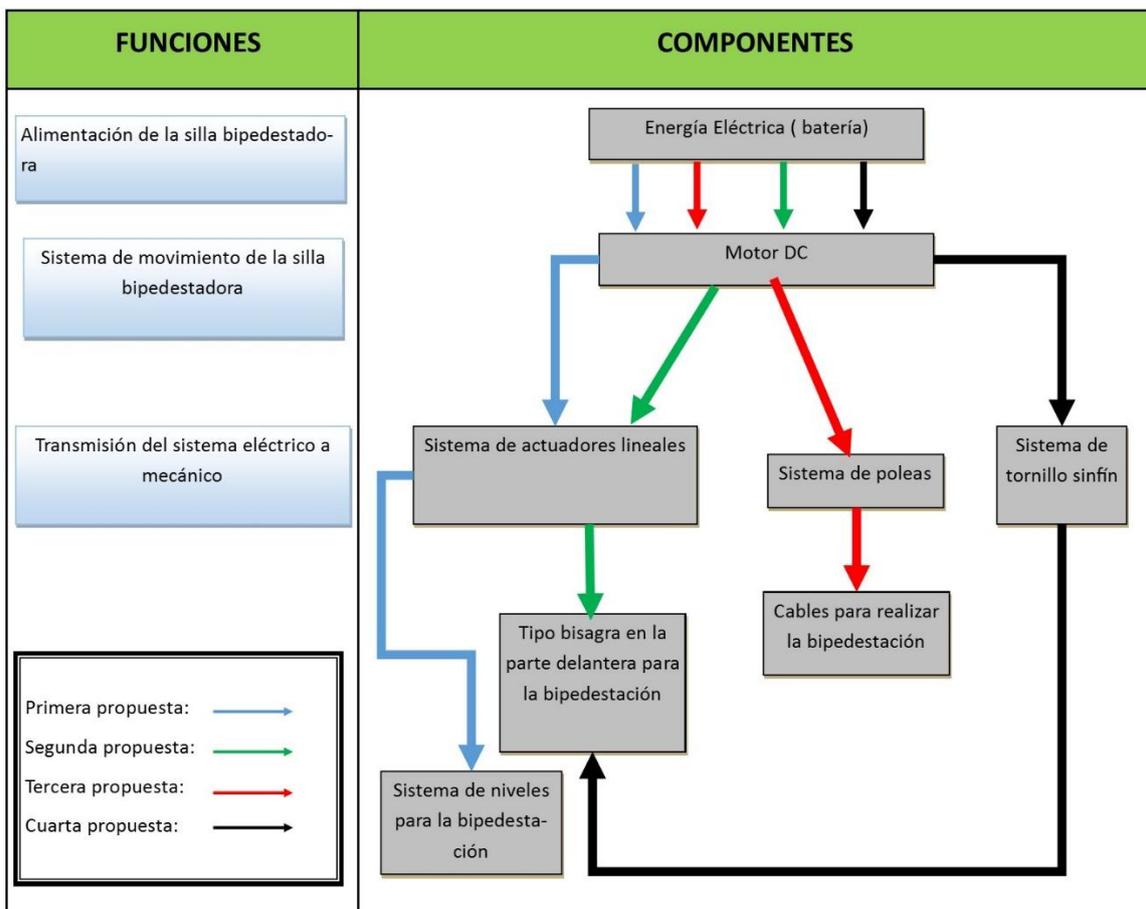
Se determinará los niveles 0 y 1 para cada uno de los módulos funcionales con el objetivo de conocer las principales características de cada módulo que se indicará en la tabla 4.1.

*Tabla 4.1:* Tabla de los módulos de funcionales

<b>MÓDULO 0: CONTROL</b>	<b>MÓDULO 1: ESTRUCTURA</b>
<p>La principal funcionalidad del módulo 0 es el control de la bipedestación con el objetivo de cambiar la posición de la persona con paraplejía con las diferentes propuestas.</p>	<p>La principal funcionalidad del módulo 1 se constituirá principalmente por la parte mecánica de la silla bipedestadora.</p>

### **4.3. Matriz morfológica:**

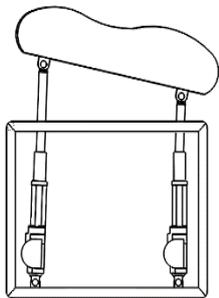
La matriz morfológica contiene las diferentes alternativas para el diseño de la silla bipedestadora. En este cuadro se analizará las ventajas y desventajas de cada propuesta de solución, para luego seleccionarse la alternativa que cumpla con los criterios planteados por la persona con paraplejía, como se observará en la figura 4.7.

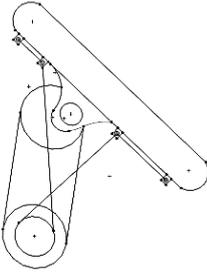
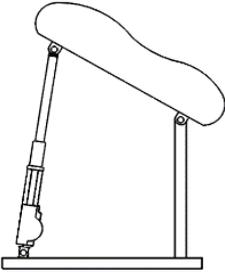
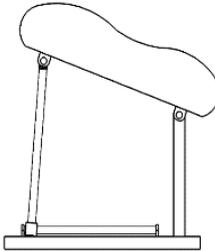


**Figura 4.7:** Matriz morfológica

En la tabla 4.2 se describirá cada una de las alternativas propuestas en la matriz morfológica.

*Tabla 4.2:* Alternativas de diseño.

Primera Propuesta		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Energía eléctrica (batería).</li> <li>• Motor DC.</li> <li>• Sistema de doble actuador lineal.</li> <li>• Sistema cambio de niveles para la bipedestación</li> </ul>
-------------------	---	---

Segunda Propuesta		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Energía eléctrica (batería).</li> <li>• Motor DC.</li> <li>• Sistema de poleas.</li> <li>• Cables para la bipedestación.</li> </ul>
Tercera Propuesta		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Energía eléctrica (batería).</li> <li>• Motor DC.</li> <li>• Sistema de un actuador lineal.</li> <li>• Tipo bisagra en la parte delantera del asiento para la bipedestación</li> </ul>
Cuarta Propuesta		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Energía eléctrica (batería).</li> <li>• Motor DC.</li> <li>• Sistema de tornillo sin fin.</li> <li>• Tipo bisagra en la parte delantera del asiento para la bipedestación.</li> </ul>

#### 4.4. Matriz de ponderaciones:

Al considerarse varias alternativas es necesario emplear un método que determine la propuesta más óptima para la bipedestación. La matriz de ponderaciones se basa en que cada criterio o solución, se le asignará los siguientes valores.

- 1: si el criterio es superior.
- 0.5: si el criterio es equivalente.
- 0: si el criterio es inferior.

Se procederá a plantear los criterios de valoración para cada propuesta, estos fueron las más relevantes como robustez para el sistema de control de la bipedestación, fácil mantenimiento para sistema de bipedestación, y bajo costo, después procederá la respectiva evaluación descriptiva en la tabla 4.3.

*Tabla 4.3:* Evaluación de las propuestas para la bipedestación

Criterio	Robustez	Mantenimiento	Funcionalidad	Seguridad	Bajo costo	$\Sigma + 1$	Ponderación	Promedio
Primera Propuesta	1	0	0,5	0	0	2,5	0,17	17%
Segunda propuesta	0,5	0	0	0	0,5	2	0,13	13%
Tercera propuesta	1	0,5	1	1	1	5,5	0,37	37%
Cuarta propuesta	1	0,5	1	1	0,5	5	0,33	33%
					<b>Suma</b>	<b>15</b>	<b>1,00</b>	100%

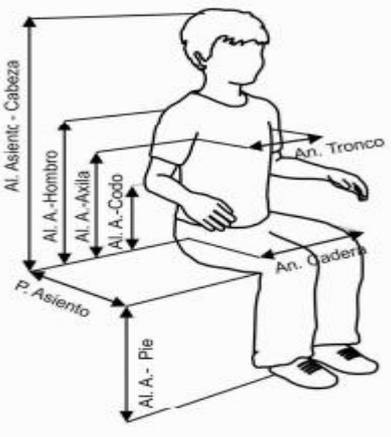
Se concluyó que el sistema de elevación de bipedestación que se utilizará es la tercera debido a que propuesta cumplirá con los beneficios de mayor eficiencia, en robustez, mantenimiento, funcionalidad, seguridad, y bajo costo entonces la silla bipedestadora utilizará un mecanismo de un actuador lineal para realizar el cambio de posición de sedente a bípeda.

## 4.5 Análisis de simulación CAD:

### 4.5.1. Medidas antropométricas persona con paraplejía:

En este diseño se basará en la planilla de [14] , con esta planilla se obtendrá las medidas antropométricas de la persona con paraplejía para poder desarrollar el diseño de la silla bipedestadora como se observará en la tabla 4.4.

*Tabla 4.4:* Planilla de medidas antropométricas de la persona con paraplejía.

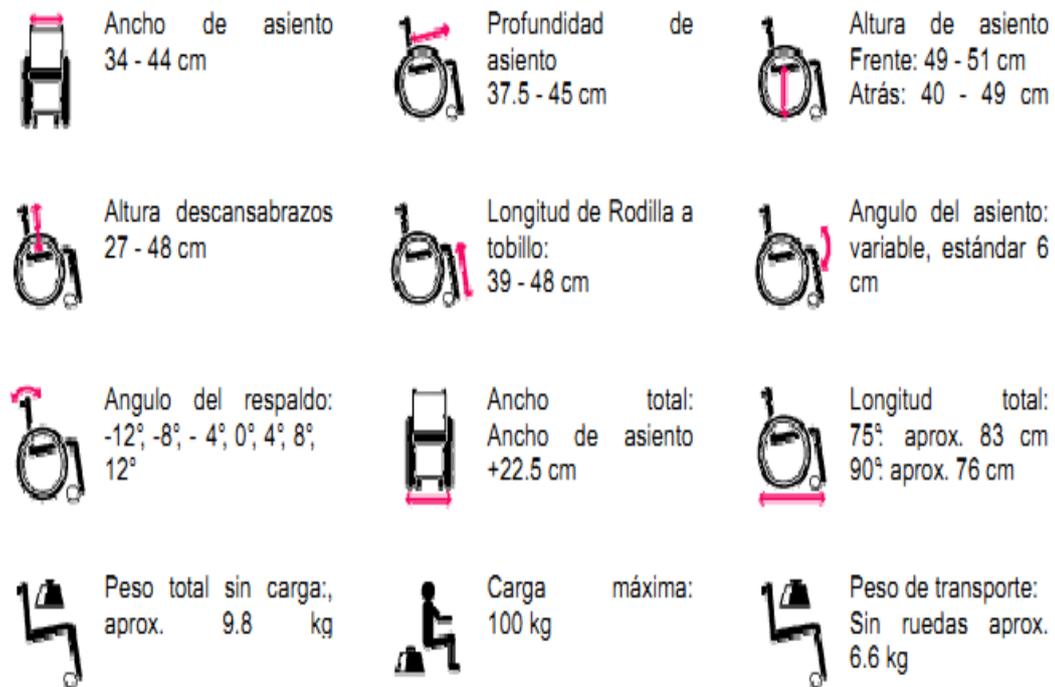
<b>Nombres y Apellidos:</b> Sr. Arcesio P.		
<b>Fecha:</b> 01/08/2016	<b>Domicilio:</b> Iruguncho	
<b>Edad:</b> 53	<b>Localidad:</b> Urcuqui	
<b>Utilización de medidas cuando el paciente se encuentra sentado</b>		
	Altura Asiento – Cabeza [cm]	54.4
	Altura Asiento – Hombro [cm]	34.4
	Altura Asiento – Pie [cm]	38.5
	Ancho de cadera [cm]	45.0
	Asiento [cm]	41.3

**Fuente:** [14]

### 4.2.2. Medidas de una silla de ruedas normal.

Antes de realizarse el diseño mecánico mediante un simulador CAD se analizará las normas técnicas de una silla de ruedas que propone el [12]

menciona que para poder sacar un diseño adecuado deberá cumplir con las medidas y el peso de una silla de ruedas normal, se indicará en figura 4.8.

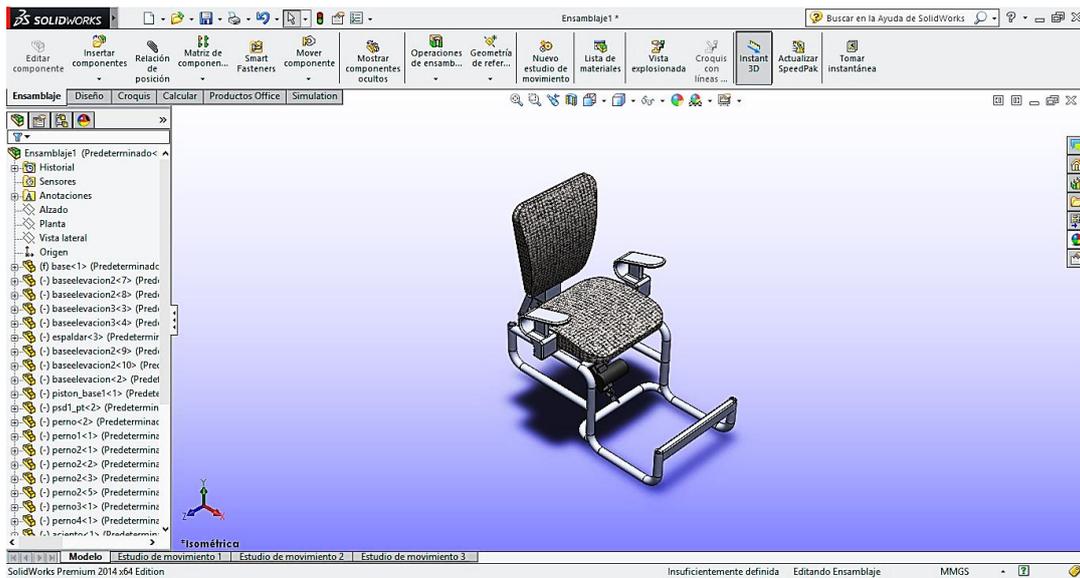


**Figura 4.8:** Datos técnicos de una silla de ruedas

**Fuente:** el [12]

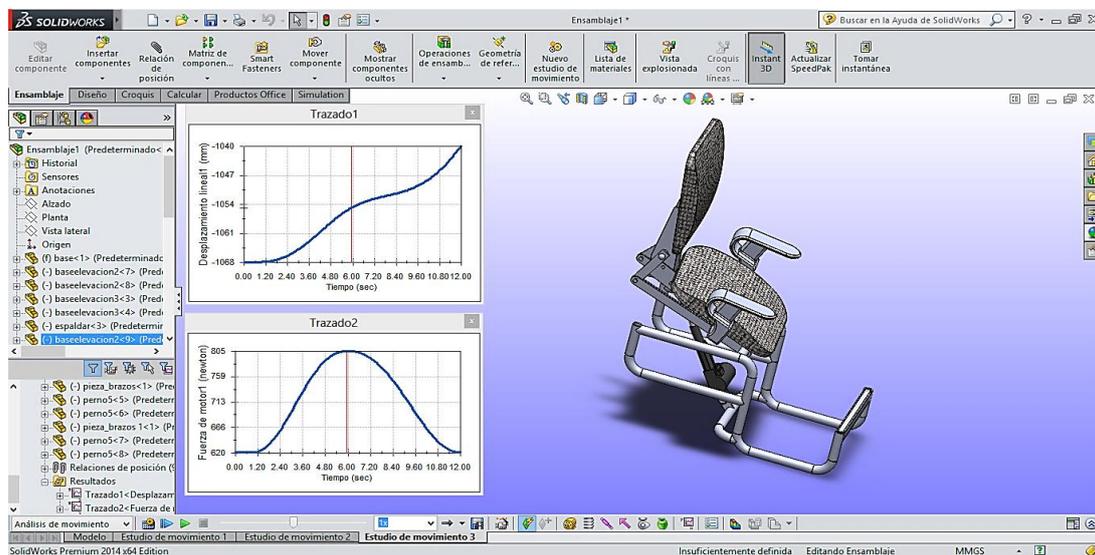
#### 4.5.3. Diseño del boceto de la silla bipedestadora (CAD):

Después de obtener las medidas antropométricas de la persona con paraplejia y las medidas de una silla de ruedas normal, se utilizará el software SOLIDWORKS, nos permitirá realizar el diseño el boceto de cada una de las partes de la silla bipedestadora teniendo como resultado las propiedades geométricas como se observará en la figura 4.9.



**Figura 4.9:** Diseño de ensamblaje de la silla bipedestadora

Después del ensamblaje de la silla bipedestadora, se realizará un estudio de moviente de la silla bipedestadora y obtener las gráficas del desplazamiento lineal y fuerza que necesita el actuador lineal para mover un peso de 150 Kg. como se observará en la figura 4.10.



**Figura 4.10:** representa el actuador lineal en la posición final.

#### 4.6. Determinación de los parámetros de diseño:

##### 4.6.1. Selección del material:

Para poder diseñar la silla bipedestadora se realizará una tabla analizando las ventajas, desventajas de los materiales como se observará en la tabla 4.5; esto nos ayudará a poder tener un criterio de diseño correcto garantizando la rigidez y estabilidad de la silla bipedestadora cuando realice los movimientos de sedestación a bipedestación o viceversa.

*Tabla 4.5: Cuadro comparativo de materiales.*

TIPO MATERIAL	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<b>ASTM A513</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La alta resistencia del acero por unidad de peso.</li> <li>• La propiedad del acero no cambia apreciablemente con el tiempo.</li> <li>• Buena durabilidad debido al aguante del acero.</li> <li>• Rapidez de montaje.</li> <li>• Resistencia a la fatiga.</li> <li>• Gran capacidad de laminarse.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• La mayor parte de los aceros son susceptibles a la corrosión al estar expuestos al agua o al aire.</li> <li>• Disminución de la resistencia durante un incendio.</li> <li>• Susceptibles al pandeo en los miembros a compresión</li> <li>• Este acero cuando se queda expuesto al ambiente se oxida y se forma oxido polvoriento en su superficie.</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Gran cantidad de tamaños y formas.</li> </ul>	
<p><b>AISI304</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Una carrocería diseñada en acero inoxidable mantiene la resistencia toda su vida útil.</li> <li>• El costo de mantenimiento es bajo.</li> <li>• Tiene una buena resistencia a corrosión.</li> <li>• Son totalmente reciclables y amigables con el medio ambiente.</li> <li>• Los aceros inoxidables tienen una adecuada relación entre: resistencia mecánica – peso, propiedades higiénicas, resistencia a temperaturas elevadas y valor a largo plazo.</li> <li>• Los aceros inoxidables son altamente utilizados entre aplicaciones industriales sofisticadas hasta utensilios para la cocina y la medicina.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• El costo de adquisición es muy alto en comparación con los aceros normales.</li> <li>• Su limitada disponibilidad en el mercado nacional.</li> <li>• El proceso de soldadura de los aceros inoxidables es un proceso que tiene costos muy altos.</li> </ul>

<p><b>Aluminio (6061 – T6)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Las carrocerías realizadas en aluminio son más livianas de acuerdo a sus propiedades mecánicas.</li> <li>• Los vehículos diseños con estructuras de aluminio requieren de menor fuerza y potencia al moverse.</li> <li>• La utilización del aluminio reduce ruido y vibración.</li> <li>• El aluminio absorber la energía cinética cuando se produce algún accidente.</li> <li>• El aluminio no se oxida.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• El costo de adquisición del aluminio es muy alto.</li> <li>• Su limitada disponibilidad en el mercado nacional.</li> <li>• El proceso de soldadura del aluminio es un proceso que tiene costos muy altos.</li> </ul>
------------------------------------	---	---

**Fuente:** Catálogos de DIPAC y CEDAL

Después de realizarse el análisis de las ventajas y desventajas de los materiales se procederá a realizarse un criterio de evaluación de los materiales como se observará en la tabla 4.6 y una matriz de decisión observada en la tabla 4.7.

*Tabla 4.6: Criterio de evaluación para selección del material*

<b>Material</b>	<b>Resistencia del material (Mpa)</b>	<b>Peso(Kg/m)</b>	<b>Costo</b>
<b>ASTM A – 36</b>	250,00	1,78	\$ 25,00
<b>AISI - 304</b>	241,00	1,41	\$ 50,00
<b>Aluminio (6061 – T6)</b>	276,00	1,00	\$ 50,00

*Tabla 4.7: Matriz de decisión para la selección del material*

<b>Material</b>	<b>RDM %</b>	<b>Peso %</b>	<b>Costo %</b>	<b>Promedio</b>
<b>Aluminio (6061 – T6)</b>	100%	56%	50%	69%
<b>ASTM A – 36</b>	<b>91%</b>	<b>100%</b>	<b>100%</b>	<b>97%</b>
<b>AISI - 304</b>	87%	79%	50%	72%

los factores de ponderación que se utilizará son el costo representa el 50%, la resistencia del material representa el 20% y el peso con un 30%, esto se observará en la tabla 4.8.

Tabla 4.8: Criterio de evaluación del material con ponderación

<b>código</b>	<b>Criterio de evaluación</b>	<b>Ponderación (%)</b>
<b>I</b>	Costo	50%
<b>II</b>	Resistencia	20%
<b>III</b>	Peso	30%
	<b>Total</b>	<b>100%</b>

Después del analizarse el criterio de evaluación del material con ponderación se realizará una matriz de decisión de acuerdo a la ponderación de cada uno de los ítems como se observará en la tabla 4.9.

Tabla 4.9: Matriz de decisión

<b>Material</b>	<b>I</b>	<b>II</b>	<b>III</b>	<b><math>\Sigma</math> (100%)</b>
<b>Aluminio (6061 – T6)</b>	25%	20%	17%	62%
<b>ASTM A – 36</b>	<b>50%</b>	<b>18%</b>	<b>30%</b>	<b>98%</b>
<b>AISI – 304</b>	25%	17%	24%	66%

Después de analizar las tablas 4.7 y 4.9 se consideró el material ASTM A-36 debido a que cumplirá las condiciones de ponderación para el diseño estructural de la silla bipedestadora.

#### 4.6.2. Selección del actuador:

Un problema principal que tienen la silla bipedestadora es la selección de unos actuadores lineales que permitirán accionar el cambio de posición sedente a bipedestación de una forma precisa y segura, generando una fuerza en línea recta que soporte el peso de una persona con paraplejía; entre los actuadores que encontramos en el mercado se observará en la figura 4.11.



Actuador eléctrico

Actuador Neumático

Actuador Hidráulico

**Figura 4.11:** Actuadores

**Fuente:** [15], [16], [17] y [18].

A continuación, se explicará las ventajas y desventajas de los actuadores eléctricos mediante un cuadro comparativo sacado de los siguientes libros, se indicará en la tabla 4.10.

- Domínguez, E. J. (2014). Circuito de Fluidos Suspensión y Dirección. MACMILLAN.
- Lab-Volt. (2006). Fundamento de la Hidráulica. Canadá: Canadá.

- Matiax, C. (1993). Mecánica de Fluidos y Maquinas Hidráulicas. Madrid: Castillo.
- Saha, K. (2010). Introducción a la Robótica. McGraw-Hill.

Tabla 4.10: Cuadro comparativo de los actuadores (ventajas y desventajas).

	<b>ACTUADOR ELÉCTRICO</b>	<b>ACTUADOR NEUMÁTICO</b>	<b>ACTUADOR HIDRÁULICO</b>
<b>Concepto</b>	<p>Los actuadores eléctricos son aquellos que funcionan con mecanismos electrónicos.</p> <p>Los drivers son los circuitos que generan la energía o la potencia de funcionamiento, para que un actuador pueda realizar su trabajo durante un periodo y un tiempo determinado</p>	<p>Son aquellos que utilizan el aire a presión proporcionada por un compresor, esta fuente de trabajo ayuda a generar un movimiento mecánico de un pistón o un rotor.</p>	<p>Los actuadores hidráulicos son aquellos que utilizan líquidos a presión, generalmente son aceites, generando un movimiento mecánico de un pistón o turbina.</p>
<b>Fuente de Energía</b>	Electricidad	Aire a presión entre 5 o 10 bar	Aceite mineral entre 50 0 100 bar
<b>Clasificación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Motor pasó a paso.</li> <li>• Servomotores.</li> <li>• Actuador lineal.</li> <li>• Relé.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cilindros de simple o doble efecto.</li> <li>• Actuadores de giro.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cilindros de simple o doble efecto.</li> <li>• Motor tipo rotativo.</li> <li>• Motor tipo oscilante.</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Contactores</li> </ul>		
<b>Tamaño del Sistema</b>	Pequeño considerando cables eléctricos, drivers y fuente de voltaje	Mediano se considera mangueras, electroválvulas y el compresor.	Grande se considera mangueras, bombas y caja de aceite.
<b>Costo</b>	Bajo.	Medio.	Alto.
<b>Potencia</b>	Potencia alta.	Alta relación de potencia – peso, desarrolla grandes fuerzas.	Alta relación de potencia – peso, desarrolla grandes fuerzas.
<b>Instalación</b>	Rápida instalación	Requerimiento de instalación especial de bombas, caja de aceites y mangueras, etc.	Requerimiento de instalación especial de compresor, filtros, mangueras, etc.
<b>Velocidad</b>	Velocidad de respuesta rápida	Velocidad de respuesta rápida	Velocidad de respuesta lenta
<b>Mantenimiento</b>	Fácil acceso a los diferentes componentes que necesiten mantenimiento.	Acceso complicado a los diferentes componentes para poder realizar el mantenimiento.	Acceso complicado a los diferentes componentes para poder realizar el mantenimiento.
<b>Ruido</b>	Silencioso.	Ruidoso.	Ruidoso.
<b>Robustez</b>	Medianamente robusto.	Altamente robusto.	Altamente robusto.
<b>Precisión</b>	Muy preciso y fiable	Preciso.	Preciso.

Fuente: [15], [16], [17] y [18].

Después de realizarse un análisis de las diferentes características obtenidas de los actuadores, se realizará un criterio de evaluación de los materiales para elegir el correcto como se observará en la tabla 4.11 y en la tabla 4.12 se observará la matriz de decisión.

*Tabla 4.11: Criterio de evaluación para selección del actuador.*

<b>Actuadores</b>	<b>Velocidad(mm/s)</b>	<b>Peso Kg</b>	<b>Costo</b>
<b>Neumáticos</b>	11,00	40,00	\$ 2.000,00
<b>Eléctricos</b>	5,00	5,00	\$ 1.000,00
<b>Hidráulicos</b>	8,00	50,00	\$ 2.000,00

*Tabla 4.12: matriz de decisión para la selección del actuador*

<b>Actuadores</b>	<b>V %</b>	<b>Peso %</b>	<b>Costo %</b>	<b>Promedio</b>
Hidráulicos	100%	50%	50%	67%
Neumáticos	100%	40%	50%	63%
<b>Eléctricos</b>	<b>100%</b>	<b>100%</b>	<b>100%</b>	<b>100%</b>

De acuerdo a mi criterio los factores de ponderación más relevantes es el costo con un 50%, la velocidad de respuesta con un 20% y el peso con un 30%, esto se indicará en la tabla 4.13.

*Tabla 4.13: Criterio de evaluación del actuador con ponderación*

<b>código</b>	<b>Criterio de evaluación</b>	<b>Ponderación (%)</b>
<b>I</b>	Costo	50%
<b>II</b>	Velocidad de respuesta	20%
<b>III</b>	Peso	30%
	<b>Total</b>	<b>100%</b>

Después de realizarse el criterio de evaluación del material con ponderación se realizará una matriz de decisión de acuerdo a la ponderación de cada uno de los ítems como se observará en la tabla 4.14.

Tabla 4.14: Matriz de decisión

Material	I	II	III	$\Sigma$ (100%)
Hidráulicos	25%	20%	13%	58%
Neumáticos	25%	20%	17%	62%
<b>Eléctricos</b>	<b>50%</b>	<b>20%</b>	<b>30%</b>	<b>100%</b>

Después de un analizar las tablas 4.12 y 4.14 se obtendrá como resultado que la mejor alternativa es el actuador eléctrico, para realizarse la bipedestación de la persona con paraplejía.

#### 4.6.3. Diagrama de cuerpo libre de la silla bipedestadora:

En base al boceto, para una persona con paraplejía de 150 kg de peso corporal máximo, que equivale a 1500 N/m, la geometría de la silla bipedestadora se indicará en la figura 4.12, y este diseño es el que cumplirá la función de bipedestar.

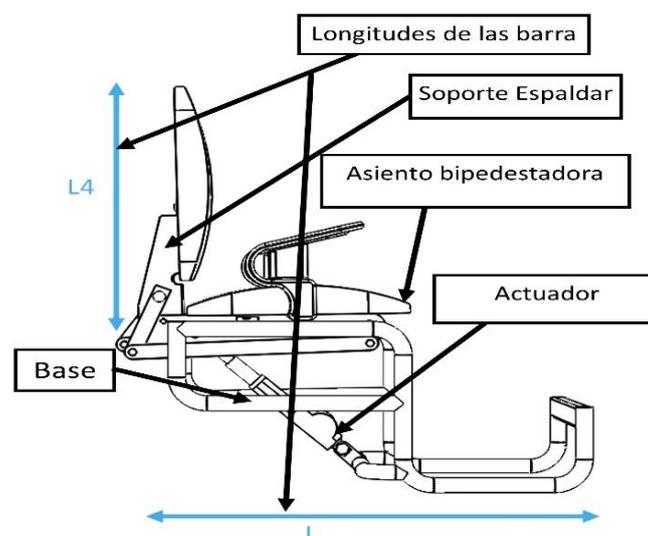
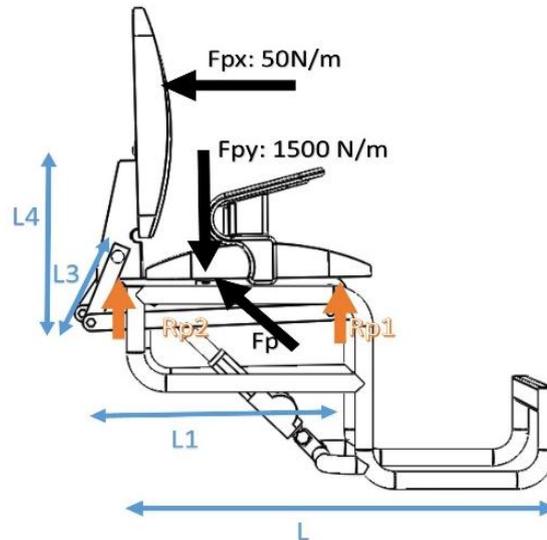


Figura 4.12: Geometría de la silla bipedestadora

Para realizar el análisis mecánico se realizó un diagrama de cuerpo libre donde se observará las fuerzas que actúan como se muestra en la figura 4.13.



**Figura 4.13:** Diagrama de cuerpo libre de la silla bipedestadora

Donde:

**Fpy**= fuerza del peso de la persona con paraplejía que soporta el asiento bipedestador.

**Fpx**= Fuerza del peso de la persona con paraplejía que soporta el espaldar.

**Rp2 y Rp1** = Reacciones que se genera en la silla bipedestadora.

**L3, L, L1, L4** = Longitud de la base.

**Fp**: Fuerza del pistón

Después de verificar el diagrama de cuerpo libre se realizará un despiece de cada una de las partes de la silla bipedestadora que están sometidos a las fuerzas descritas anteriormente que se generaran debido al peso de la persona con paraplejía.

#### 4.6.4. Calculo del asiento bipedestador:

En la figura 4.14 se observará el despiece del asiento bipedestador de donde se obtendrá el diagrama de cuerpo libre.

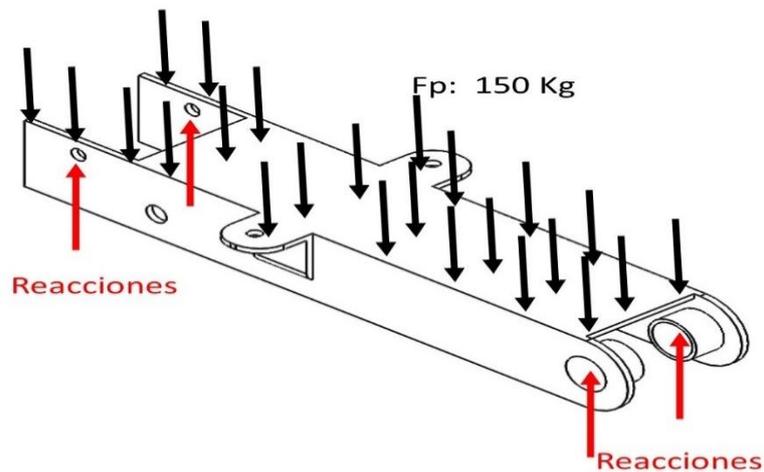


Figura 4.14: Asiento bipedestador.

En la figura 4.15 se observará el diagrama de cuerpo libre para después realizar su análisis estático.

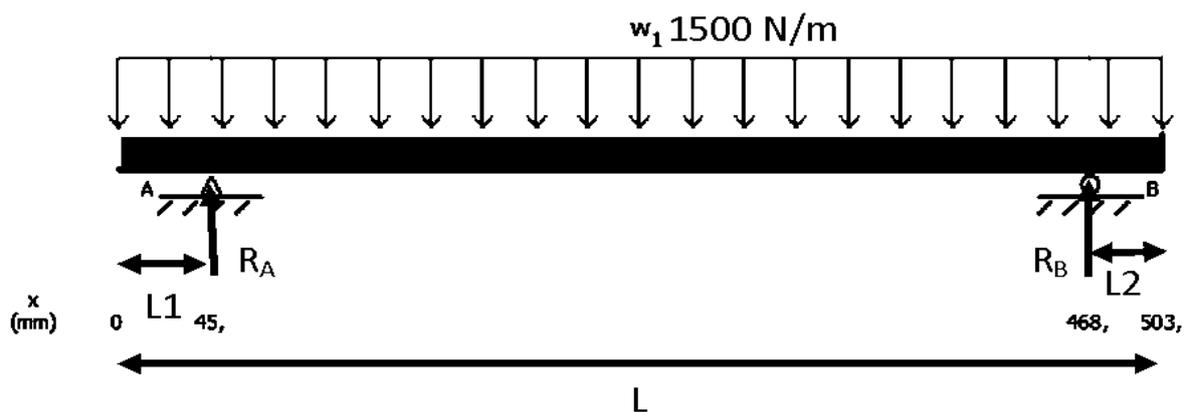


Figura 4.15: diagrama de cuerpo libre asiento bipedestador

Se realizará la sumatoria de fuerza y de momentos se tendrá la siguiente ecuación:

$\sum (\cup+) M_A=0$       **ecuación 4.1** Sumatoria de momentos del asiento

$$-W_1 * L \left( \frac{L}{2} - L1 \right) + Rb * (L - (L1 + L2)) = 0$$

$$L = 503 \text{ mm}$$

$$L1 = 45 \text{ mm}$$

$$R_B \uparrow = 368.33 \text{ N}$$

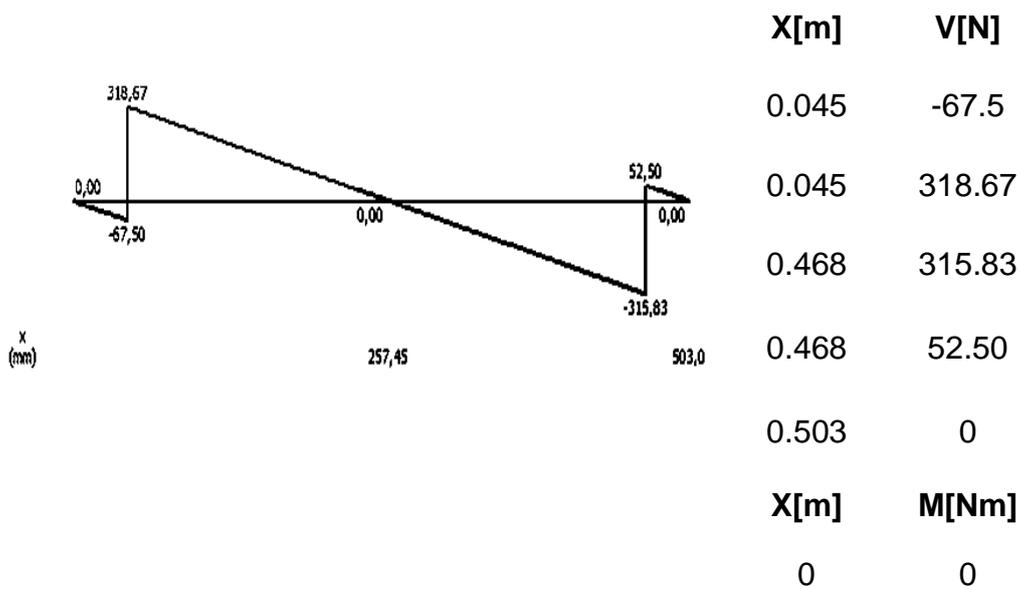
$$L2 = 35 \text{ mm}$$

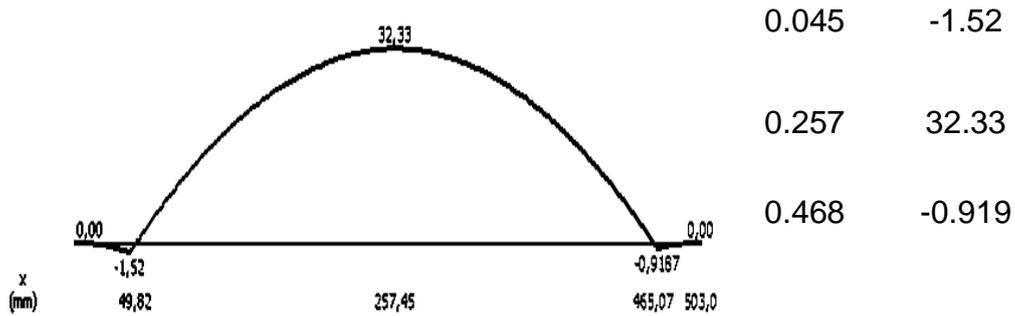
$\sum y=0 (\uparrow+)$       **ecuación 4.2** Sumatorias de fuerzas del asiento

$$R_A + R_B = W_1$$

$$R_A \uparrow = 386.17 \text{ N}$$

Después de obtenerse los datos de las reacciones y los momentos se procederá a realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector que se indicará en la figura 4.16.





**Figura 4.16:** Diagrama de fuerza cortante y momento flexionante

Para encontrarse las medidas de la plancha de ASTM A – 36, donde su resistencia de fluencia de 250MPa y donde la resistencia ultima a la tensión es de 400MPa, y el módulo de elasticidad 200 GPa estas propiedades se indicarán en la tabla de propiedades mecánicas del anexo 4.2.

Entonces Para el cálculo del esfuerzo por flexión se utilizará la siguiente ecuación.

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{M}{S} \quad \text{Ecuación 4.3 Esfuerzo normal}$$

**Donde:**

**M:** Momento máximo

**c:** Distancia del eje neutro

**I:** Momento de Inercia

Donde M es momento máximo determinado en la figura 4.9, para encontrarse el esfuerzo diseño o permisible mediante el factor de seguridad, está expresado por la siguiente ecuación.

$$\sigma_d = \frac{S_y}{n} \quad \text{Ecuación 4.4 Esfuerzo de diseño}$$

**Donde:**

**S<sub>y</sub>:** Resistencia a fluencia.

**σ<sub>d</sub>:** Esfuerzo de diseño.                      **n:** Factor de seguridad.

Para determinar el factor de seguridad que es una herramienta básica para el diseño, en la creación de componentes y sistemas mecánicos por eso se consideró que: "Para el diseño de elementos de máquina bajo cargas estáticas las que tienen un alto grado de confianza se considerara un factor de diseño de  $n = 2$ " [19, p. 185].

De la ecuación 4.4 se obtendrá el esfuerzo de diseño o esfuerzo permisible:

$$\sigma_d = \sigma_{per} = \frac{S_y}{n} = \frac{250 \text{ MPa}}{2} = 125 \text{ MPa}$$

Después se obtendrá el esfuerzo máximo de la ecuación 4.3, donde  $b$  representa el espesor de la placa de 3 mm y  $h$  la altura de 70 mm.

$$\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} = \frac{6 * M}{b * h^3} = 13.2 * 10^6 \text{ Pa}$$

$$\sigma_{max} = 13.2 \text{ Mpa}$$

Comprobación:

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{per} = 13.2 \text{ MPa} \leq 125 \text{ MPa}$$

Donde se comprueba que el diseño es óptimo y se analizará que el esfuerzo normal sea menor igual que el esfuerzo permisible después vamos a calcular el esfuerzo de Von Mises.

$$Evm = \sqrt{\sigma_{max}^2 + 3 * Zmax^2} \quad \text{Ecuación 4.5 Esfuerzo de Von Mises}$$

$$Evm = \sqrt{\sigma_{max}^2} = 13.2 MPa$$

Después se calcula el factor de seguridad máximo del asiento bipedestador.

$$n = \frac{sy}{Evm} = 19$$

Esto nos quiere decir que no existirá falla en el asiento bipedestador. Para calcular su deflexión se aplicará la siguiente ecuación:

$$y_{max} = - \frac{F * L^4}{8 * E * I} \quad \text{Ecuación 4.6 Deflexión anexo 4.3}$$

**Donde:**

**y<sub>max</sub>:** Deflexión.

**E:** Módulo de elasticidad del acero

Entonces reemplazando los datos de la ecuación obtenemos lo siguiente:

$$I = \frac{b * h^3}{12} = \frac{30mm * 70mm^3}{12} = 8.575 * 10^{-8} m^4$$

$$y_{max} = -\frac{1500 \frac{N}{m} * 503mm^4}{8 * 200 * 10^9 * 8.575 * 10^{-7} m^4} = -7 * 10^{-4} m$$

$$y_{max} = -0.03 \text{ in}$$

Según el libro de resistencia de Materiales de Mott nos dice que: "La deflexión se considera una deformación permisible cuando la relación deflexión máxima con respecto a la longitud de la viga se encuentra en el intervalo 0.005 o 0.002 in/in (0.5 % o 0.2%)" [20, p. 35]

$$\varepsilon = \frac{y_{max}}{L} \quad \text{Ecuación 4.7 Deformación}$$

**Donde:**

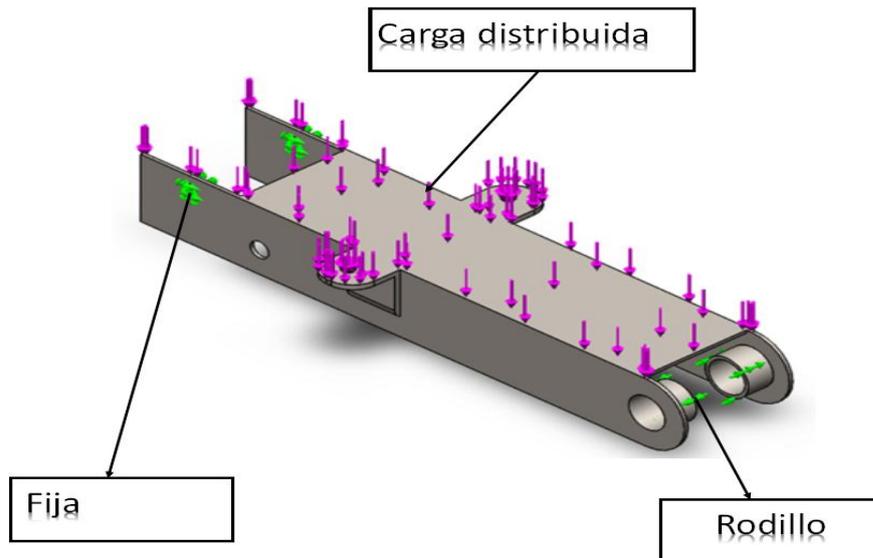
$\varepsilon$ : Deformación

Entonces se reemplazará los datos de la ecuación 4.7 se obtendrá lo siguiente:

$$\varepsilon = \frac{0.03 \text{ in}}{19.8 \text{ in}} = 0.001391$$

El valor determinado del asiento se encuentra en el intervalo de,  $0.14\% \leq 0.2\%$ , esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición, garantizando así la confiabilidad por deformación.

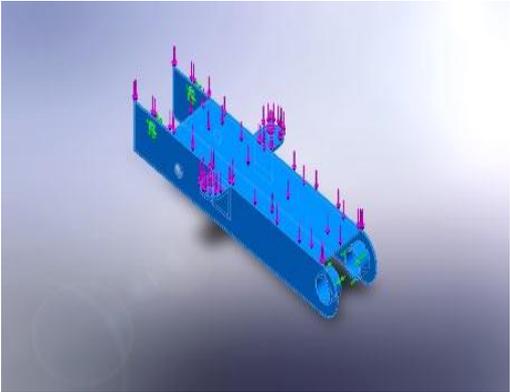
Para comprobar los resultados se realizó un análisis CAE, se considerará el diagrama de cuerpo libre de la figura 4.7 y sus condiciones de borde del conjunto del asiento bipedestador se indica en la figura 4.17



**Figura 4.17:** Condiciones de borde.

Las propiedades del material que se utilizará se observarán en la tabla 4.15.

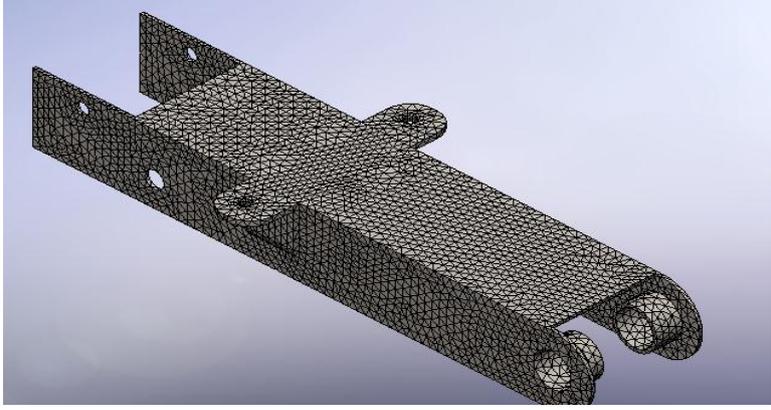
*Tabla 4.15:* Propiedades mecánicas

Referencia de modelo	Propiedades
	<p><b>Nombre:</b> ASTM A36 Acero</p> <p><b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal</p> <p><b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión máxima de Von Mises</p> <p><b>Límite elástico:</b> 14.8 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Límite de tracción:</b> 18.9 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Módulo elástico:</b> 16.4 N/m<sup>2</sup></p> <p><b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.26</p> <p><b>Densidad:</b> 7850 kg/m<sup>3</sup></p> <p><b>Módulo cortante:</b> 31.6 N/m<sup>2</sup></p>

Los datos de malla utilizados son los de malla de viga estos se indicarán en la tabla 4.16.

Tabla 4.16: malla

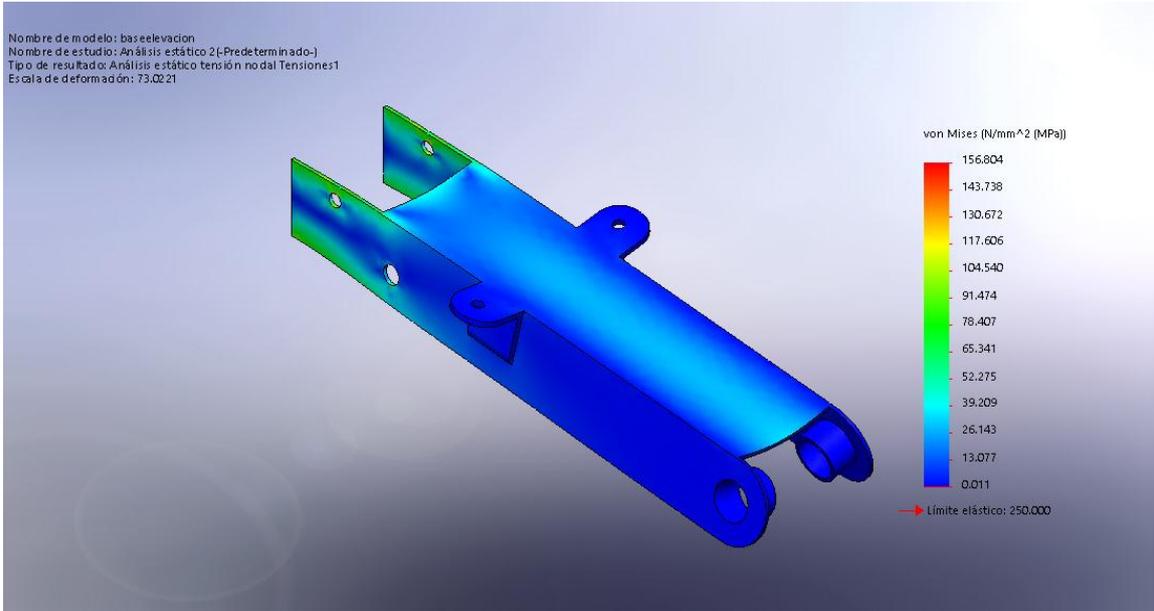
<b>Tipo de malla</b>	Malla solida
<b>Número total de nodos</b>	36208
<b>Número total de elementos</b>	17798



En la tabla 4.17 se indicará el cálculo de Von Mises.

Tabla 4.17: Von Mises

<b>Esfuerzo de Von mises máxima</b>	156.804 MPa
<b>Esfuerzo de Von mises mínima</b>	13.2 MPa



Nombre de modelo: bas.elevation  
Nombre de estudio: Análisis estático 2-(Predefinido-)  
Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1  
Escala de deformación: 73,0221

von Mises (N/mm<sup>2</sup> (MPa))

156.804  
143.738  
130.672  
117.606  
104.540  
91.474  
78.407  
65.341  
52.275  
39.209  
26.143  
13.077  
0.011

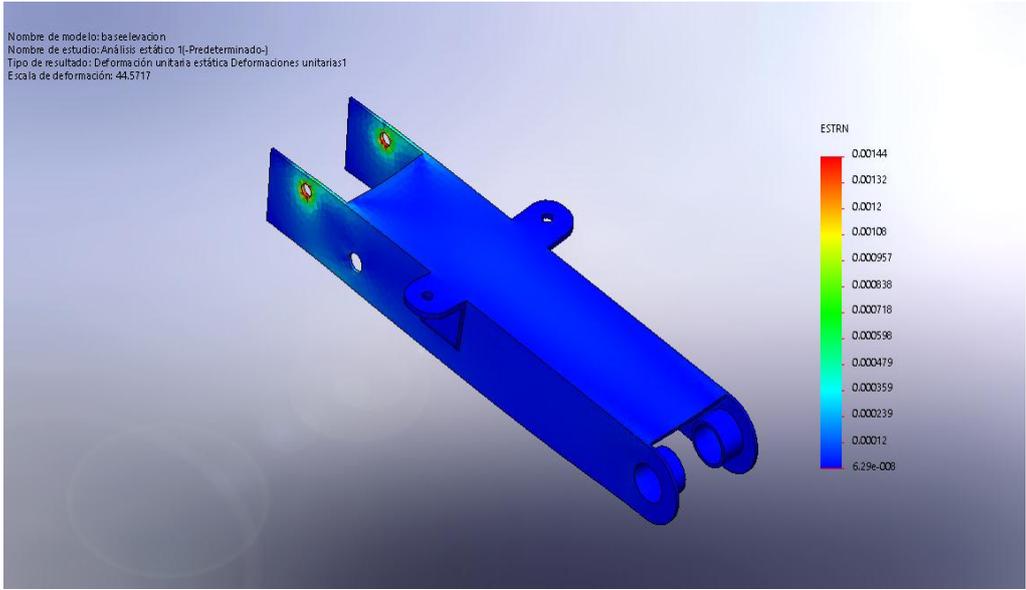
→ Límite elástico: 250.000

En la tabla 4.18 se indicará la deflexión máxima y la deformación en porcentaje.

Tabla 4.18: Deformación

Deformación máxima	0.0014
Deformación	0.14%

Nombre de modelo: baselevacion  
 Nombre de estudio: Análisis estático [1]-Predeterminado-]  
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1  
 Escala de deformación: 44.5717



La grafica del diagrama esfuerzo – deformación se indicará en la figura 4.18.

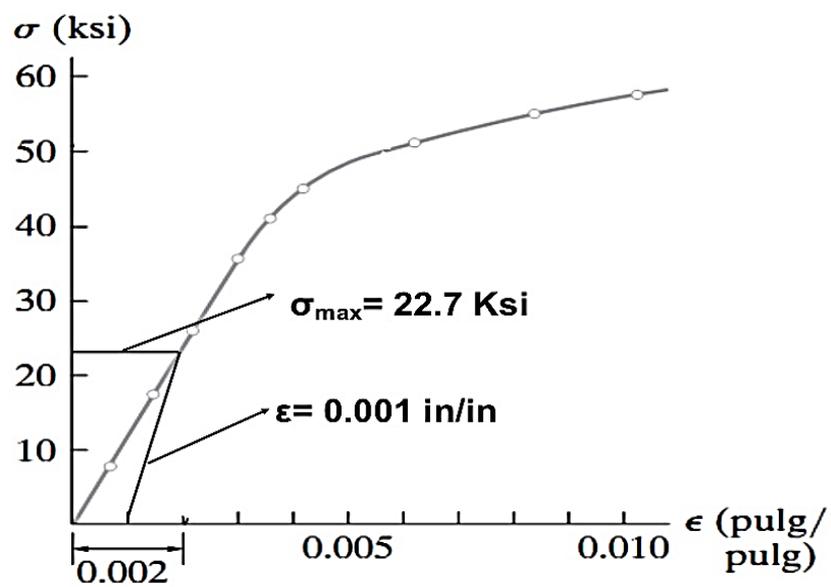


Figura 4.18: esfuerzo – deformación.

En conclusión, el valor determinado de la deformación máxima del asiento es de 0.1% y es menor o igual a 0.2%, esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición garantizando así la confiabilidad por deformación; todo el asiento cumple con la función de resistir el peso de la persona con paraplejía.

#### 4.6.5. Diseño del espaldar:

Para determinar la carga de soporta el espaldar se realizará el siguiente experimento, que consta de una balanza, esta va estar sostenida del espaldar y a su vez de un soporte en parte delantera como se indicará en la figura 4.19.



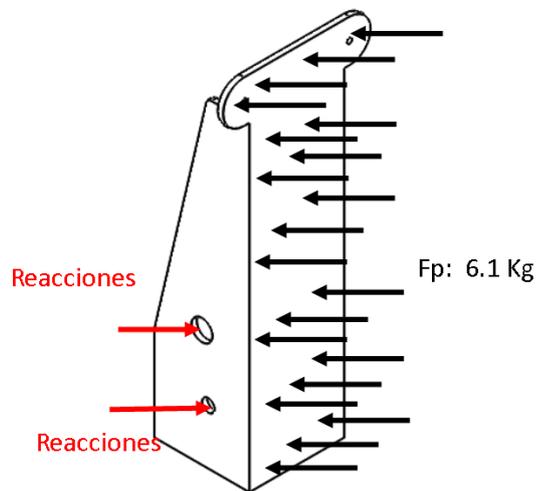
**Figura 4.19:** Balanza.

Después de conectar la balanza se procederá a que la persona de estudio se sentara y realizará una fuerza para atrás la cual nos permitió calcular el peso necesario que soportara el espaldar como se observará en la figura 4.20



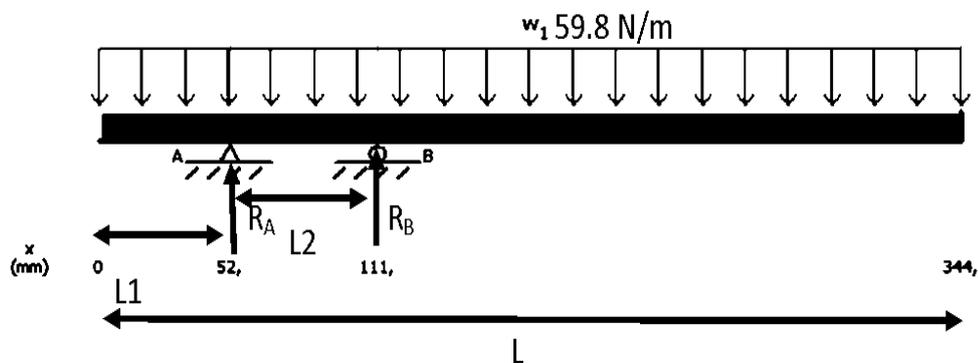
**Figura 4.20:** Datos del peso.

Después de realizar la experimentación se obtuvo un peso de 6.1 Kg y esto representa una carga distribuida de 60 N/m se indicará en la figura 4.21.



**Figura 4.21:** Espaldar bipedestador.

En la figura 4.22 se realizará el diagrama de cuerpo libre para después realizar el análisis estático.



**Figura 4.22:** Diagrama de cuerpo libre del espaldar.

Para el análisis del espaldar se utilizará un análisis de momento en A.

$$\sum (\text{O}+) M_a = 0$$

**Ecuación 4.8** Sumatoria de momentos del espaldar

$$-w * L3 * \left(\frac{L3}{2} - L4\right) + R_c * L5 = 0$$

$$R_c \uparrow = 41.84 \text{ N}$$

$$L3 = 344 \text{ mm}$$

$$L4 = 52 \text{ mm}$$

$$L5 = 59 \text{ mm}$$

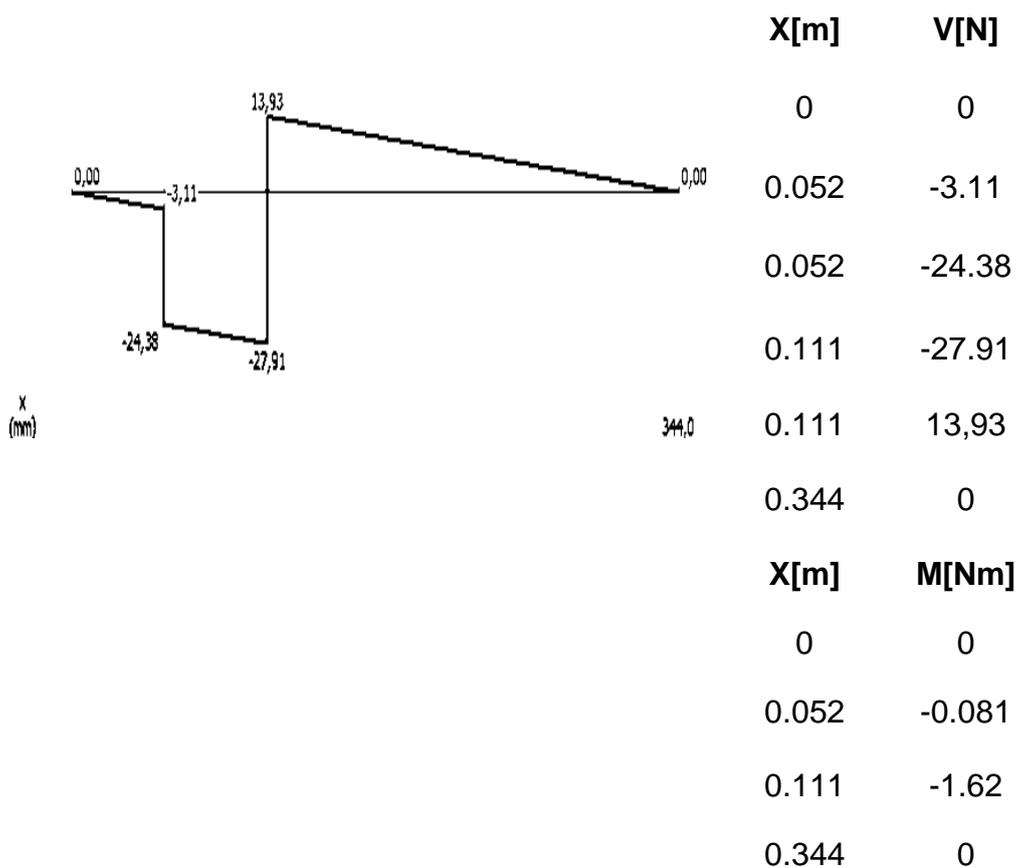
$$\Sigma y = 0 (\uparrow +)$$

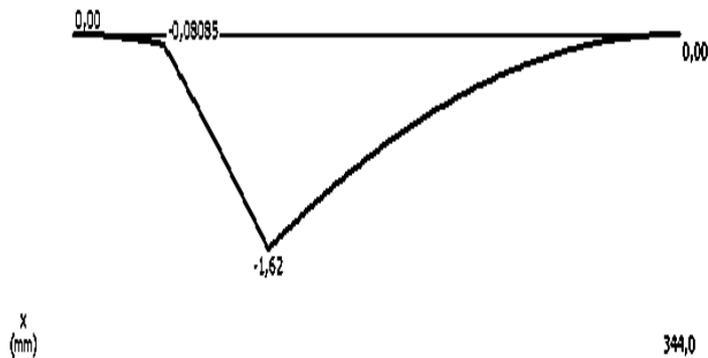
**Ecuación 4.9** Sumatoria de fuerzas del espaldar

$$R_c + R_d = w$$

$$R_d \downarrow = 21.27 \text{ N}$$

Después de obtener los datos de las reacciones y los momentos se procederá a realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector se indicarán en la figura 4.23.





**Figura 4.23:** Diagrama de fuerza cortante y momento cortante

Para encontrar las medidas del perfil rectangular hueco de un material ASTM A – 36, donde su resistencia de fluencia de 250MPa y donde la resistencia ultima a la tensión es de 400MPa, y el módulo de elasticidad 200 GPa es estas propiedades se indican en la tabla de propiedades mecánicas del anexo 4.2.

Entonces Para el cálculo del esfuerzo por flexión se utilizará la siguiente ecuación.

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{M}{S} \quad \text{Ecuación 4.10 Esfuerzo normal}$$

**Donde:**

**M:** Momento máximo

**c:** Distancia del eje neutro

**I:** Momento de Inercia

Donde M es momento máximo determinado en la figura 4.15, se encontrará el esfuerzo diseño o permisible mediante el factor de seguridad, está expresado por la siguiente ecuación.

$$\sigma_d = \frac{S_y}{n} \quad \text{Ecuación 4.11 Esfuerzo de diseño}$$

**Donde:**

**S<sub>y</sub>:** Resistencia a fluencia.

**σ<sub>d</sub>:** Esfuerzo de diseño.                      **n:** Factor de seguridad.

$$\sigma_d = \sigma_{per} = \frac{S_y}{n} = \frac{250 \text{ MPa}}{2} = 125 \text{ MPa}$$

Después obtendrá el esfuerzo máximo de la ecuación 4.10, donde b representa el espesor es de 3 mm de la placa y h la altura es de 90 mm.

$$\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} = \frac{6 * M}{b * h^3} = 4 * 10^5 \text{ Pa}$$

$$\sigma_{max} = 0.4 \text{ Mpa}$$

Comprobación:

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{per} = 0.4 \text{ MPa} \leq 125 \text{ MPa}$$

Donde se comprueba que el diseño es óptimo y se analizará que el esfuerzo normal sea menor igual que el esfuerzo permisible para que no exista fallas, después procedemos a calcular el esfuerzo de Von Mises se obtendría el factor de seguridad máximo que puede soportar

$$Z_{max} = \frac{F}{A} = \frac{13,93 \text{ N}}{0,003\text{m} * 0,09\text{m}} = 0.052 \text{ MPa}$$

$$Evm = \sqrt{\sigma_{max}^2 + 3 * Z_{max}^2}$$

$$Evm = 0.41 MPa$$

Después se calcula el factor de seguridad máximo del espaldar.

$$n = \frac{Sy}{Evm} = 610$$

Esto nos quiere decir que no existe falla en el asiento bipedestador porque el material está sobredimensionado, para calcular su deflexión se aplicará la siguiente ecuación:

$$y_{max} = -\frac{w * L^4}{8 * E * I} \quad \text{Ecuación 4.11 Deflexión anexo 4.3}$$

**Donde:**

**y<sub>max</sub>:** Deflexión.

**E:** Módulo de elasticidad del acero

Entonces se reemplazará los datos de la ecuación obtendrá lo siguiente:

$$I = \frac{b * h^3}{12} = \frac{3mm * 90mm^3}{12} = 1,823 * 10^{-7} m^4$$

$$y_{max} = -\frac{59.8 \frac{N}{m} * 503mm^4}{8 * 200 * 10^9 * 3.038 * 10^{-7} m^4} = -2.872 * 10^{-6} m$$

$$y_{max} = -1.131 * 10^{-4} in$$

Según el libro de resistencia de Materiales de Mott nos dice que: "La deflexión se considera una deformación permisible cuando la relación deflexión máxima con respecto a la longitud de la viga se encuentra en el intervalo 0.005 o 0.002 in/in (0.5 % o 0.2%)" [20, p. 35]

$$\varepsilon = \frac{y_{max}}{L} \quad \text{Ecuación 4.12 Deformación}$$

**Donde:**

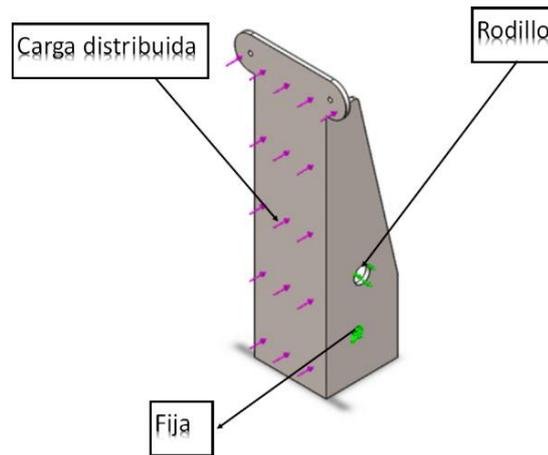
$\varepsilon$ : Deformación

Entonces reemplazando los datos de la ecuación obtenemos lo siguiente:

$$\varepsilon = \frac{0.0001131 \text{ in}}{13.54 \text{ in}} = 0.000008348$$

El valor determinado del espaldar se encuentra en dicho intervalo,  $0.001\% \leq 0.2\%$ , esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición, garantizando así la confiabilidad por deformación.

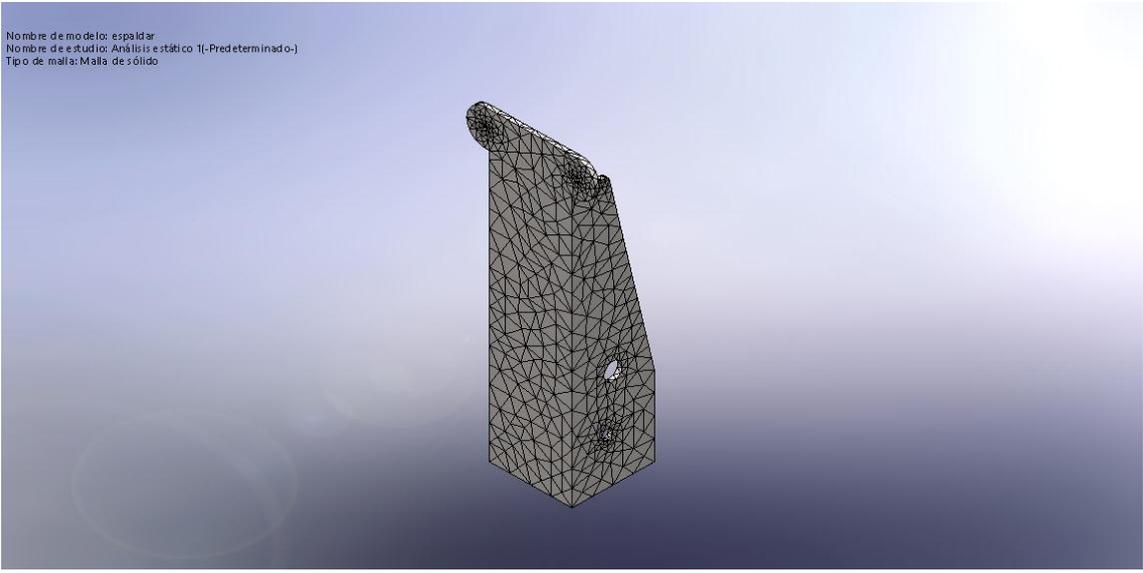
Para comprobar los resultados se realizará un análisis CAE, para lo cual se consideró el diagrama de cuerpo libre de la figura 4.15 y las condiciones de borde se indicará en a la figura 4.24.



**Figura 4.24:** Condiciones de borde

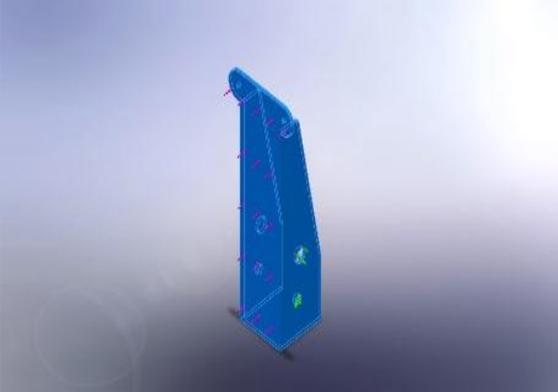
Los datos de malla que se utilizara son los de malla de viga, que se indicará en la tabla 4.19

*Tabla 4.19:* Malla del simulador.

<b>Tipo de malla</b>	Malla solida
<b>Número total de nodos</b>	7020
<b>Número total de elementos</b>	3373
<div style="border: 1px solid black; padding: 5px;"> <p>Nombre de modelo: espaldar  Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)  Tipo de malla: Malla de sólido</p>  </div>	

Las propiedades del material que se utilizará se observarán en la tabla 4.20

Tabla 4.20: Propiedades mecánicas

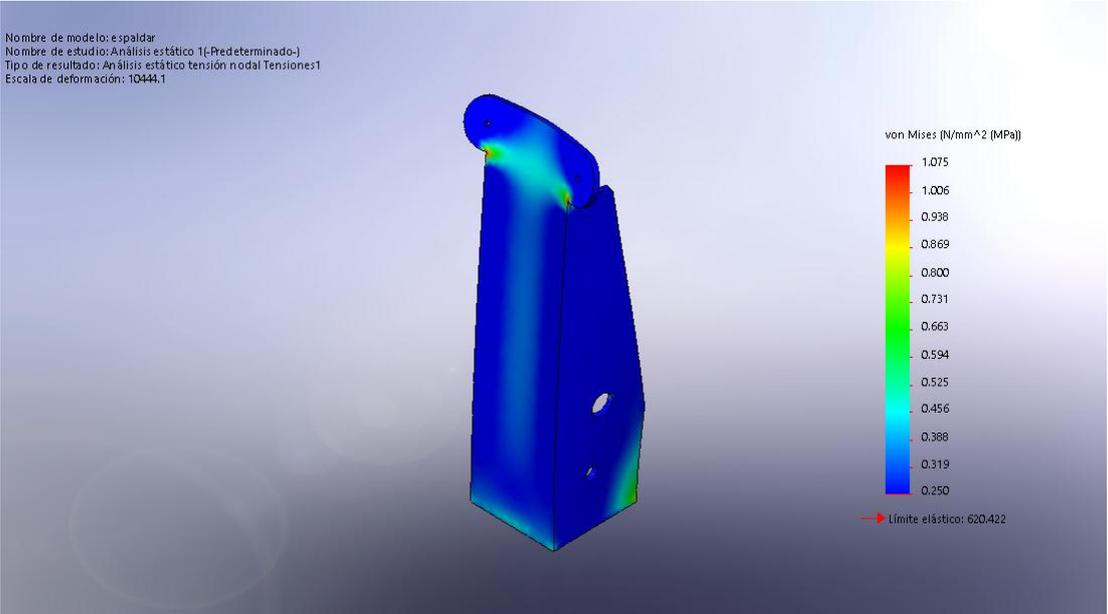
Referencia de modelo	Propiedades
	<b>Nombre:</b> Acero aleado
	<b>Tipo de modelo:</b> Isotrópico elástico lineal
	<b>Criterio de error predeterminado:</b> Tensión máxima de Von Mises
	<b>Límite elástico:</b> 24.85 N/m <sup>2</sup>
	<b>Límite de tracción:</b> 27.68 N/m <sup>2</sup>
	<b>Módulo elástico:</b> 16.71 N/m <sup>2</sup>
	<b>Coefficiente de Poisson:</b> 0.28
	<b>Densidad:</b> 7700 kg/m <sup>3</sup>
	<b>Módulo cortante:</b> 31.47 N/m <sup>2</sup>
	<b>Coefficiente de dilatación térmica:</b> -1.47 /Kelvin

En la tabla 4.21 se mostrará el esfuerzo de Von Mises.

Tabla 4.21: Von Mises

Esfuerzo de Von mises máxima	1.1 MPa
Esfuerzo de Von mises mínima	0.25 MPa

Nombre de modelo: espaldar  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1  
 Escala de deformación: 10444.1

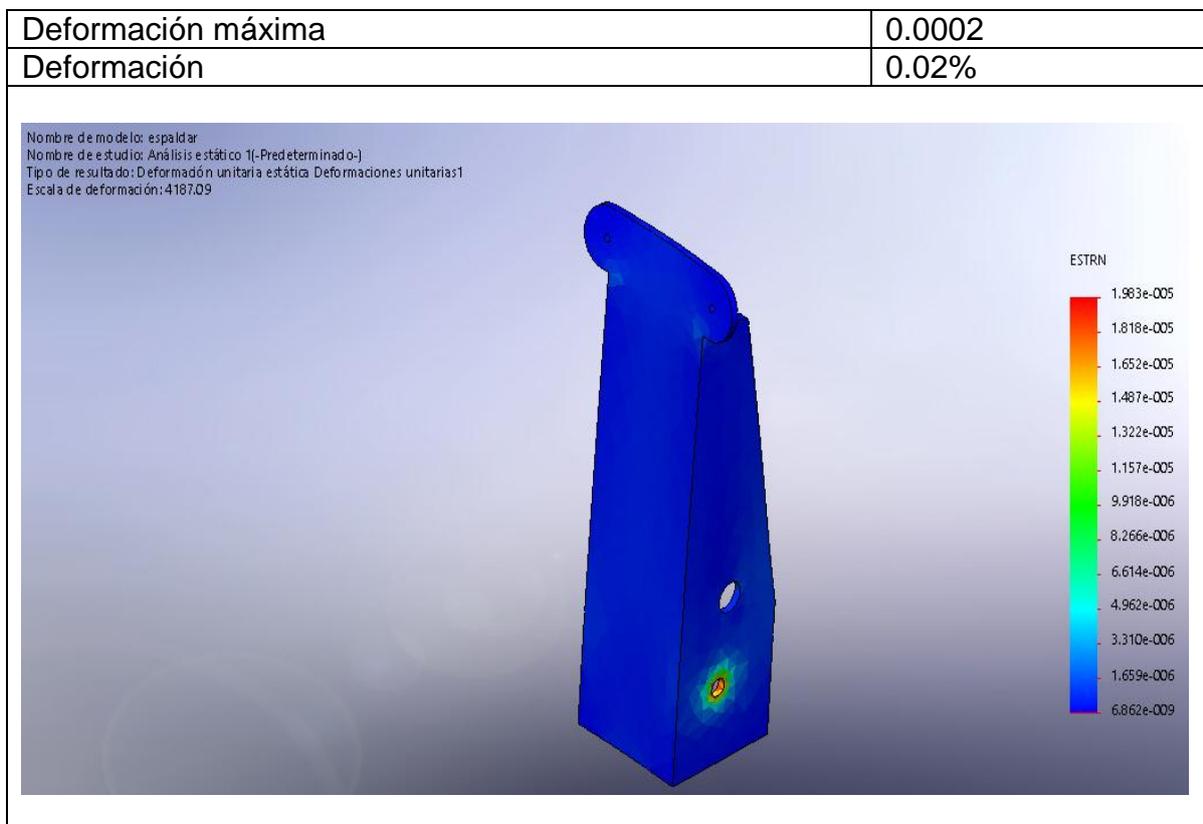


von Mises (N/mm<sup>2</sup> (MPa))

→ Límite elástico: 620.422

En la tabla 4.22 se indicará la deflexión máxima y la deformación en porcentaje.

Tabla 4.22: Análisis de la deformación del espaldar



La grafica del diagrama esfuerzo – deformación se indicará en la figura 4.25.

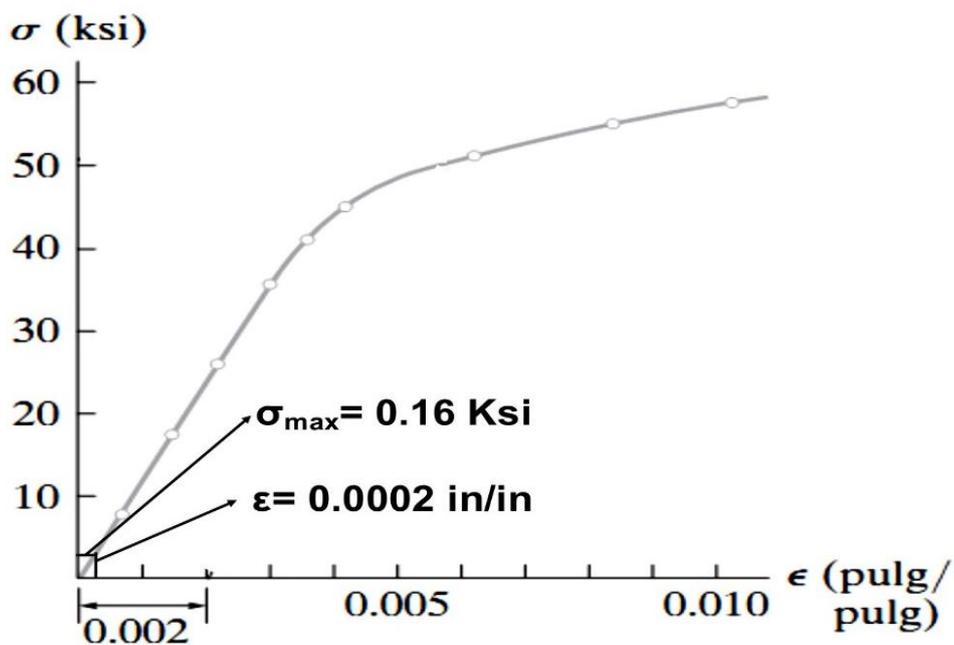
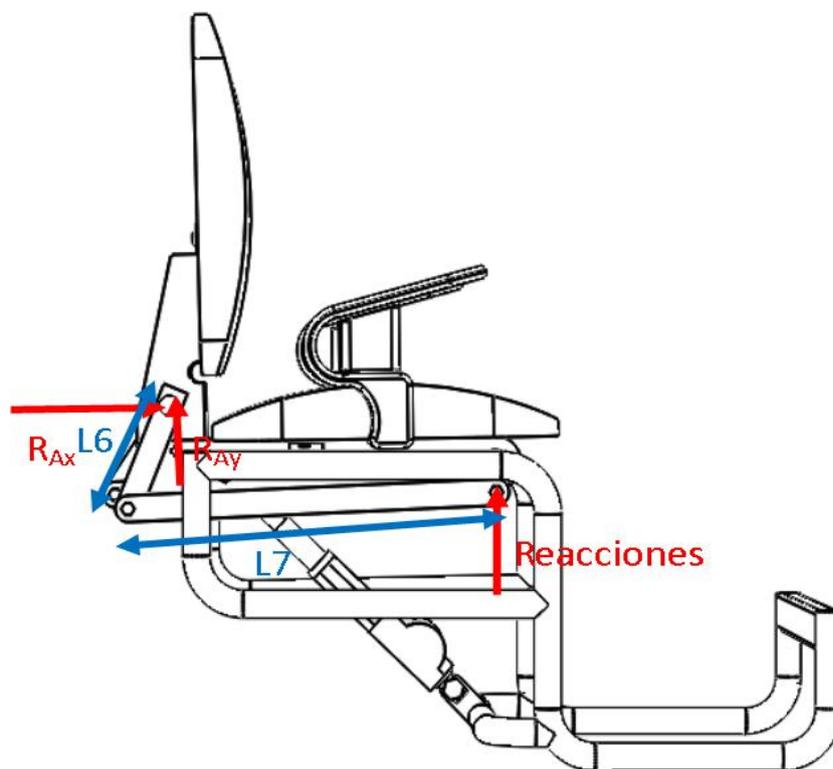


Figura 4.25: esfuerzo – deformación.

En conclusión, el valor determinado mediante un simulador determino que la deformación máxima es de 0.02% es menor que 0.2%, esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición garantizando así la confiabilidad por deformación; el espaldar cumple la función de resistir el peso de la persona con paraplejía.

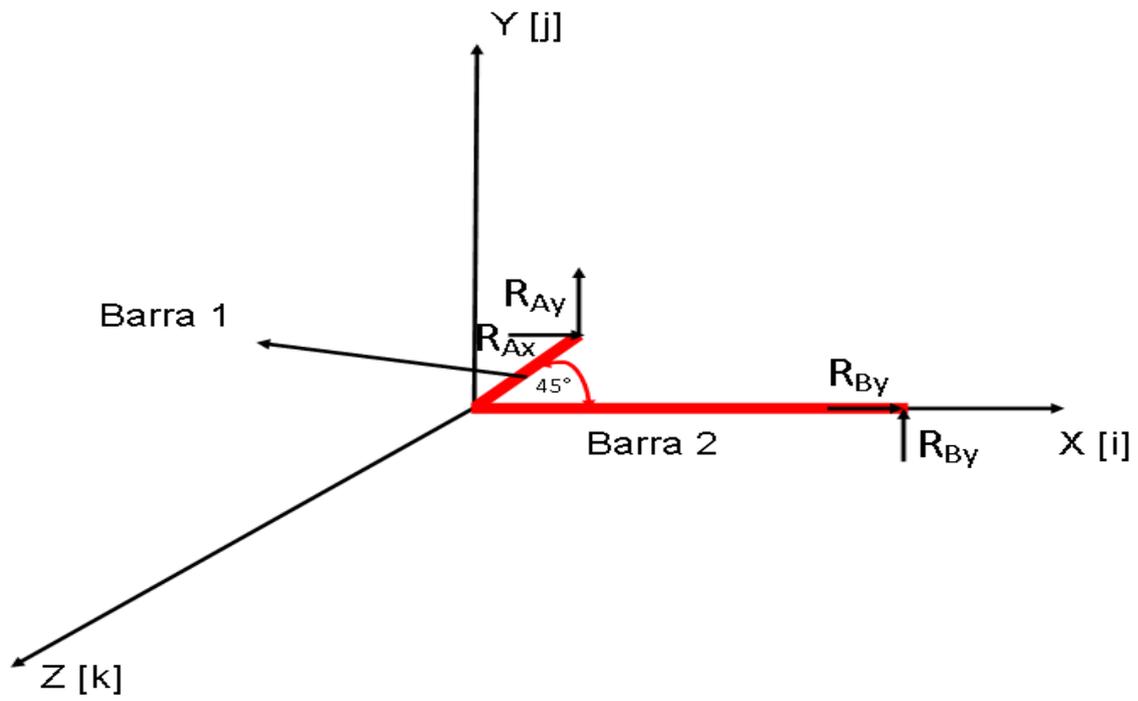
#### 4.6.6. Diseño de los soportes:

En la figura 4.26 se observará la posición inicial del soporte del espaldar y el asiento este sirve como ayuda en la bipedestación.



**Figura 4.26:** Soportes.

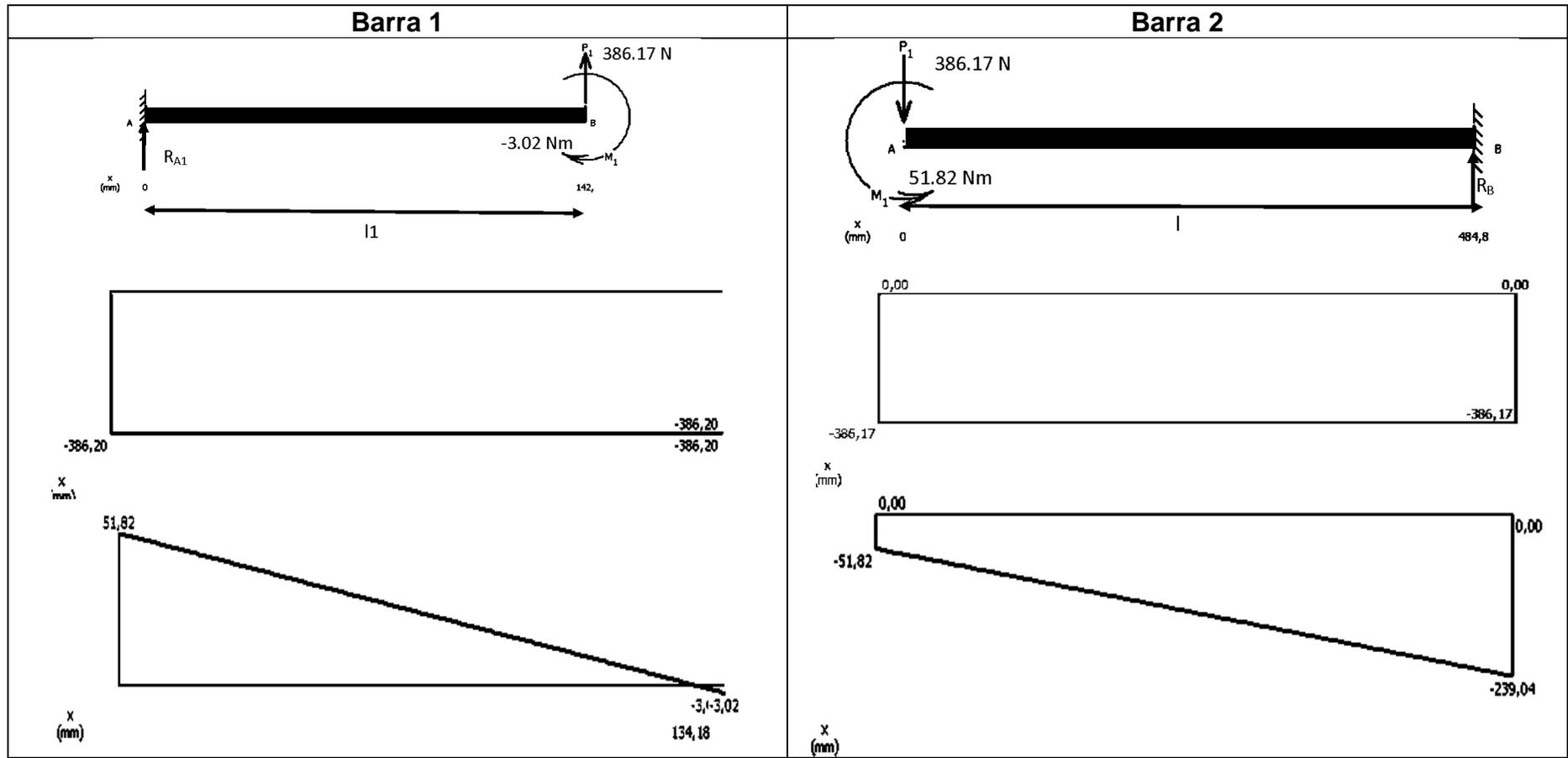
El diagrama de cuerpo libre se observará en la figura 4.27.



**Figura 4.27:** diagrama de cuerpo libre de los soportes

Para realizar los cálculos empezamos analizando la barra 1 y después la barra 2 de material ASTM A36 como se observará en la tabla 4.23.

Tabla 4.23: Calculo de las barras soporte

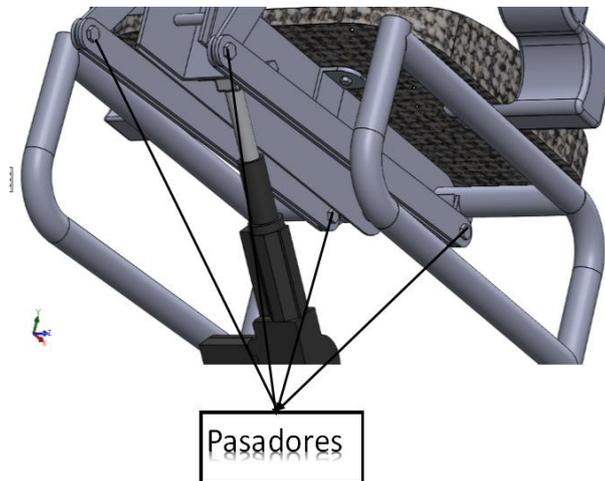


$R_{A1} = -P_1 = -386.17 \text{ N}$ $M_{1,1} = R_{ax} * l_1 = 0.142 \text{ m} * -21.27 \text{ N} = -3.02 \text{ Nm}$ $M_1 = P_1 * l - M_{1,1} = 51.82 \text{ Nm}$ $\sigma_d = \sigma_{per} = \frac{Sy}{n} = \frac{250 \text{ MPa}}{2} = 125 \text{ MPa}$ $\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} = \frac{6 * M_1}{b * h^3} = 54.75 \text{ MPa}$ $\sigma_{max} \leq \sigma_{per} = 54.75 \text{ MPa} \leq 125 \text{ MPa}$ $I = \frac{b * h^3}{12} = \frac{5 \text{ mm} * 33.7 \text{ mm}^3}{12} = 1.6 * 10^{-8} \text{ m}^4$ $y_{max} = -\frac{ML^2}{2 * E * I} = -\frac{51.82 \text{ Nm} * 142 \text{ mm}^2}{8 * 200 * 10^9 * 1.6 * 10^{-8} \text{ m}^4}$ $y_{max} = -0.006 \text{ in}$ $\varepsilon = \frac{y_{max}}{L} = 0.001 \quad \varepsilon = 0.1\%$	$R_B = P_1 = 386.17 \text{ N}$ $M_B = -P_1 * l - M_1 = -239.04 \text{ Nm}$ $\sigma_d = \sigma_{per} = \frac{Sy}{n} = \frac{250 \text{ MPa}}{2} = 125 \text{ MPa}$ $\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} = \frac{6 * M_1}{b * h^3} = 54.75 \text{ MPa}$ $\sigma_{max} \leq \sigma_{per} = 54.75 \text{ MPa} \leq 125 \text{ MPa}$ $I = \frac{b * h^3}{12} = \frac{5 \text{ mm} * 33.7 \text{ mm}^3}{12} = 1.6 * 10^{-8} \text{ m}^4$ $y_{max} = \frac{PL^3}{3 * E * I} - \frac{ML^2}{2 * E * I} = -2.8 * 10^{-4} \text{ m}$ $\varepsilon = \frac{y_{max}}{L} = 5.8 * 10^{-4}$ $\varepsilon = 0.1\%$ $\varepsilon = 0.2\% \text{ esto es con el momento de } 239.04 \text{ Nm}$
---	--

El valor determinado de las barras se encuentra en dicho intervalo,  $0.1\% \geq \varepsilon \leq 0.2\%$ , esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición, garantizando así la confiabilidad por deformación.

#### 4.6.7. Diseño de los pasadores de la silla bipedestadora:

Para realizar el análisis mecánico del pasador del asiento se utilizará la reacción Rp1 que se calculó anteriormente como se observará en la figura 4.28.



**Figura 4.28:** los pasadores

Esfuerzo de Tensión:

$$\sigma_T = \frac{F}{A} \quad \text{Ecuación 4.13}$$

$$A = \frac{\pi * D^2}{4} \quad \text{Ecuación 4.14}$$

**Dónde:** A: área y D: el diámetro.

Reemplazando a la ecuación se obtiene lo siguiente:

$$\sigma_T = \frac{F}{A} = \frac{386.17 \text{ N} * 4}{\pi} * D^2$$

Tomando un factor de seguridad de 2, se encuentra el diámetro del eje que soporte el esfuerzo de flexión.

$$S_y = n * \sigma_T$$

**Ecuación 4.15**

$$D = \sqrt{\frac{2 * 4 * 386.17 \text{ N}}{\pi * 250 \text{ MPa}}}$$

$$d = 2 \text{ mm}$$

Se tiene que el diámetro mínimo del pasador es 2 mm para soportar el esfuerzo de tensión por eso se optó de un pasador de 1/4 de pulgada.

#### 4.6.8. Diseño del pasador para el actuador:

Para realizar el cálculo del diámetro del pasador, vemos que el pasador estará sometido a cortante doble por las dos horquillas en el que es apoyado en la siguiente figura 4.29 se observara su diagrama de cuerpo libre.



**Figura 4.29:** Diagrama de cuerpo libre del pasador de la horquilla

Tomando un factor de seguridad de 2, se realizará los cálculos respectivos para encontrar el diámetro

Área:

$$A = \frac{\pi * D^2}{4}$$

**Ecuación 4.16**

Esfuerzo de Tensión:

$$\sigma_{per} = \frac{F}{A}$$

**Ecuación 4.17**

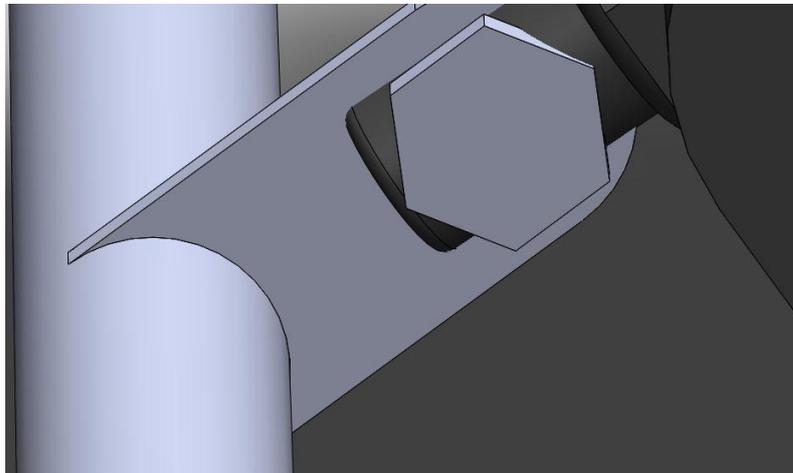
Diámetro

$$D = \sqrt{\frac{2 * 4 * 754.5 \text{ N}}{\pi * 150 \text{ MPa}}} = 3 \text{ mm}$$

Se tiene que el diámetro mínimo del pasador es 3 mm para soportar el esfuerzo de tensión por eso se optó de un pasador de 3/8 de pulgada.

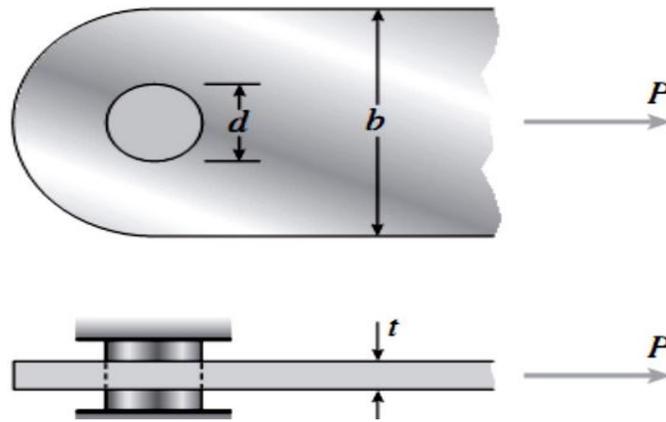
#### 4.6.9. Diseño horquillas para sujetar el actuador lineal:

La horquilla está sometida a corte en la parte de la base y del asiento, se asume un espesor de placa de 5 mm y se calcula la altura como se indicará en la figura 4.30.



**Figura 4.30:** Horquilla para sujetar el actuador lineal

De la figura 4.30 se realizará un diagrama de cuerpo libre para realizar los cálculos como se observará en la figura 4.31



**Figura 4.31:** Diagrama de cuerpo libre de la horquilla

Los datos que se utilizará para calcular son  $d= 15$  y  $b=35$  mm para poder encontrar el espesor y el esfuerzo que se genera.

$$A = (b - d)t$$

**Ecuación 4.18** Área de una placa rectangular

$$\sigma_n = \frac{F}{A} = \frac{754.5}{A} = \frac{754.5 \text{ N}}{(b - d) * t}$$

**Ecuación 4.19** Esfuerzo normal

Se asumirá un factor de seguridad de 3 para confiabilidad para encontrar el área

$$A = \frac{n * F}{S_y} = 9.1 \text{ mm}^2$$

$$t = \frac{A}{(b - d)} = 0.4 \text{ mm}$$

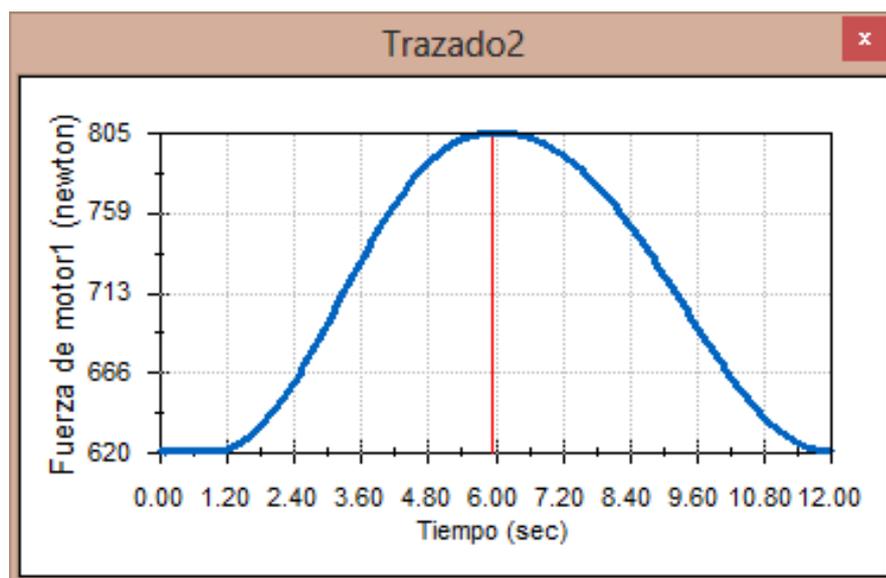
El espesor mínimo de la horquilla es de 0.4 mm, pero por efecto de construcción se utilizó de 5 mm.

#### 4.6.10. Selección del pistón eléctrico:

Para poder seleccionar un cilindro eléctrico se realizará las siguientes consideraciones:

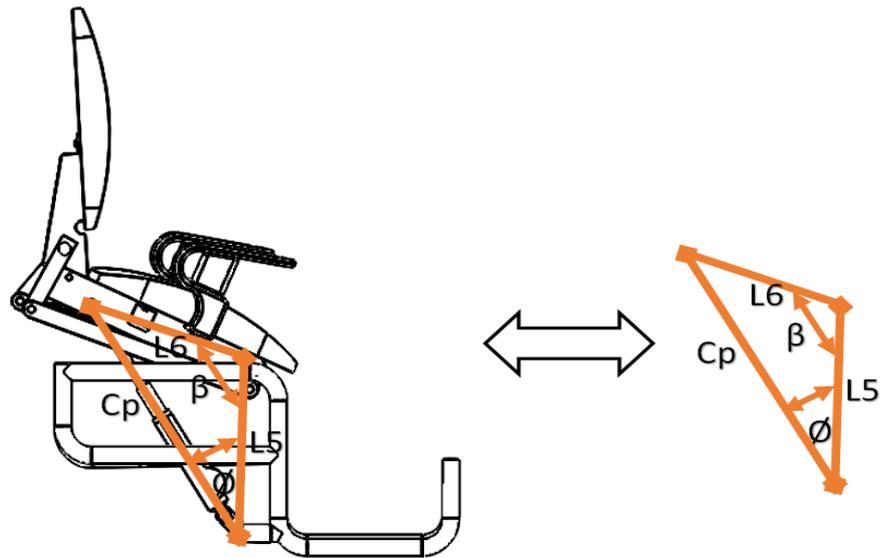
- Seleccionar el cilindro eléctrico adecuado para la aplicación.
- Selección de los accesorios necesarios para la activación del cilindro.

Estos dos ítems son indispensables para la selección del actuador eléctrico, utilizando un simulador de movimiento, nos permite observar la fuerza con la que debe realizar la bipedestación y esto se indicará en la figura 4.32.



**Figura 4.32:** Grafica de la fuerza del actuador eléctrico.

Se calculará mediante geometría plana la carrera del pistón cuando la silla este en posición final como se observará en la figura 4.33.



**Figura 4.33:** Posición de la carrera del cilindro eléctrico.

$$CP^2 = L6^2 + L5^2 - 2 * l5 * l6 * \cos \beta \quad \text{Ecuación 4.20} \text{ Calculo carrera pistón}$$

En la tabla 4.24 se indicará los ángulos inicial y final de la bipedestación.

*Tabla 4.24:* Datos de CP con el ángulo inicial y final de la bipedestación.

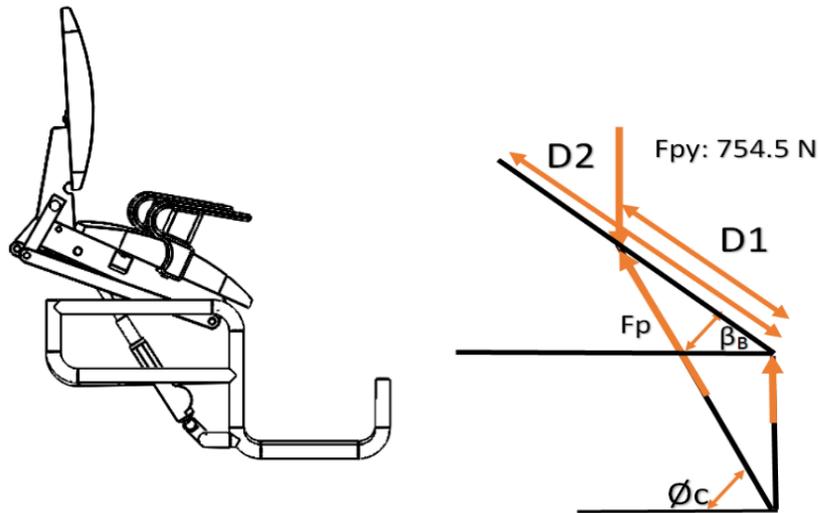
$\beta$ (°)	CP (mm)
90	494
180	694

Para el cálculo de la carrera del pistón tendrá que realizar la siguiente ecuación:

$$CP = CP_F - Cp_I = 694mm - 494mm = 200mm \quad \text{Ecuación 4.21}$$

$$CP = 200 \text{ mm}$$

La fuerza que necesita el actuador eléctrico, para levantar a la persona con paraplejía y cambiar su posición se indicará en la figura 4.34.



**Figura 4.34:** Posición de bipedestación.

donde:

**Fpy**= fuerza del peso de la persona con paraplejía.

**Fp**= Fuerza del pistón para levantar la persona.

**FA**= Fuerza de la componente en x de la fuerza del pistón

**$\theta$  y  $\beta$**  = el Angulo que forman al bipedestar.

Con la Figura anterior se procesadora a calcular la fuerza del pistón utilizando método virtual

$$\sum M_A = 0 (\text{U}+)$$

**Ecuación 4.22**

$$-F_{py} * D2 * \cos \beta + F_p * \sin \theta * D1 * \cos \beta = 0$$

$$F_c = \frac{F_{py} * D_2}{D_1 * \sin \theta}$$

Si pondrá el Angulo  $\theta$  igual a 45 grados reemplazando en la ecuación se obtiene

$$F_c = \frac{754.5 \text{ N} * 503 \text{ mm}}{393 \text{ mm} * \sin 45^\circ}$$

$$F_c = 1366 \text{ N}$$

En base a la carga de 1366 N que equivale a 139 Kg, y la carrera del actuador seleccionado que es de 200 mm, se seleccionará el cilindro que se ajuste a los requerimientos, para esto se revisará los catálogos de LINAK, de lo cual se obtendrá el actuador lineal LA35 que se indicará en la figura 4.35 es el más favorable.

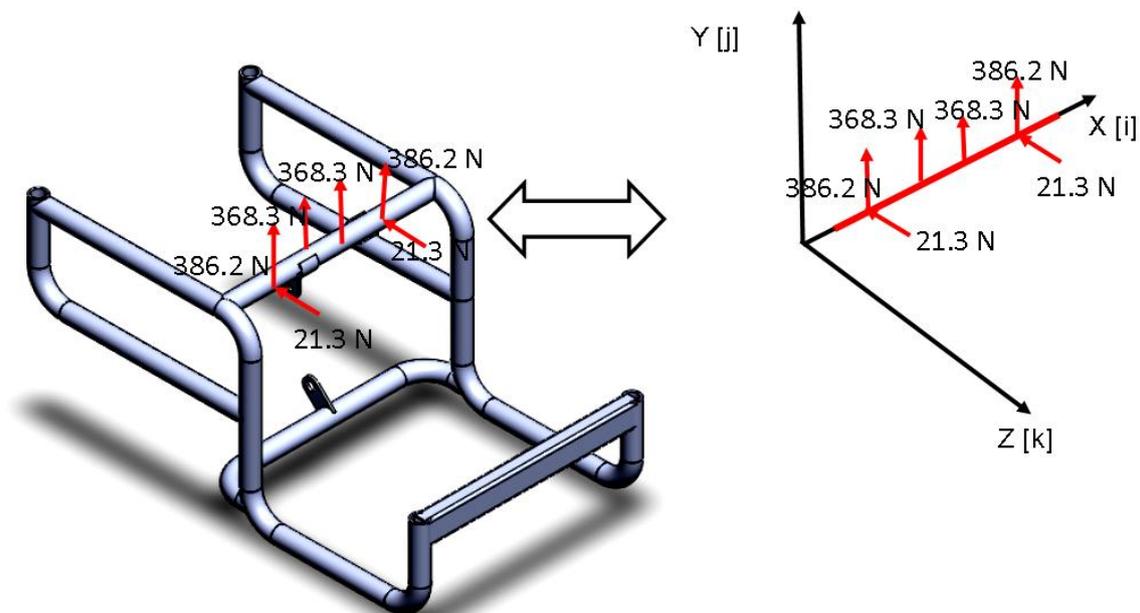


**Figura 4.35:** Catalogo LINAK

**Fuente:** [21]

#### 4.6.11 Análisis de la base

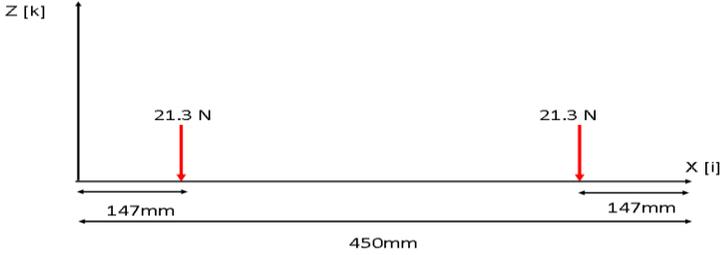
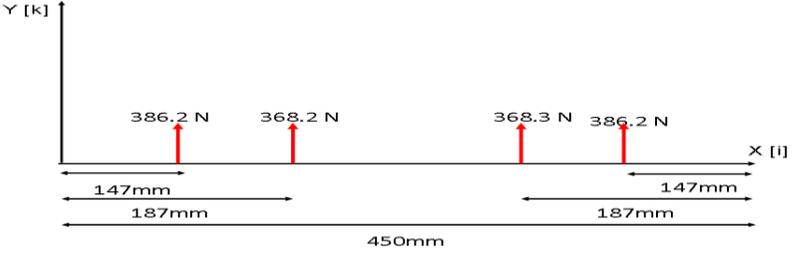
En la figura 4.29, se observará la base de la silla bipedestador de donde se obtendrá el diagrama de cuerpo libre.



**Figura 4.36:** DCL de la base

Calculo de los momentos generados en la barra con doble empotramiento de la base de la silla bipedestadora las fórmulas utilizadas están en los anexos 4.4 y se calcularán en la tabla 4.25.

Tabla 4.25: Calculo de la barra de la base DLC.

	
<p>Momentos</p> $M_{izq1} = -\frac{21.3N * 147mm * (450mm - 147mm)^2}{450 mm} - \frac{21.3 * (450mm - 147mm) * (147mm)^2}{450 mm} = -2.1 N$ $M_{der1} = \frac{21.3N * 147mm^2 * (450mm - 147mm)}{450 mm} - \frac{21.3 * (450mm - 147mm)^2 * 147mm}{450 mm} = -2.1 Nm$	$M_{izq2} = \frac{386.2N * 147mm * (450mm - 147mm)^2}{450 mm} + \frac{368.3N * 187mm * (450mm - 187mm)^2}{450 mm} + \frac{368.3 * (450mm - 187mm) * (187mm)^2}{450 mm} + \frac{386.2 * (450mm - 147mm) * (147mm)^2}{450 mm} = 78.48 N$ $M_{der2} = \frac{386.2N * 147mm^2 * (450mm - 147mm)}{450 mm} + \frac{368.3N * 187mm^2 * (450mm - 187mm)}{450 mm} + \frac{368.3N * (450mm - 187mm)^2 * 187mm}{450 mm} + \frac{386.2N * (450mm - 147mm)^2 * 147mm}{450 mm} = 78.48 Nm$

$$M_{iz}: \sqrt{M_{izq1}^2 + M_{izq2}^2} = 78.51 \text{ Nm} \quad M_{der}: \sqrt{M_{der1}^2 + M_{der2}^2} = 78.51 \text{ Nm}$$

$$T_{max} = \frac{32 * M}{\pi * D^3} = \frac{32 * 78.51 \text{ Nm}}{\pi * D^3} = \frac{800}{D^3} \text{ Nm}$$

$$T_{vmosis} = \sqrt{T_{max}^2} = \frac{800}{D^3} \text{ Nm} \therefore T_{vmosis} = \frac{S_y}{n}$$

$$\frac{800}{D^3} \text{ Nm} = \frac{310 \text{ MPa}}{2} \therefore D = \sqrt[3]{\frac{2 * 800 \text{ Nm}}{310 \text{ MPa}}}$$

$$\mathbf{D = 18 \text{ mm}}$$

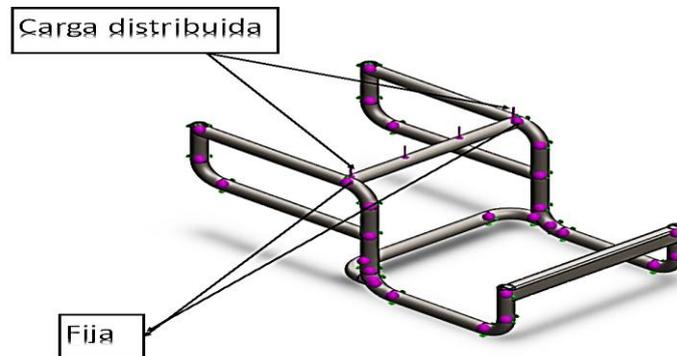
Con este diámetro calculado se analizará el catálogo de aceros especiales para determinar el tubo que se utilizará, se optó por un tubo de 5/4 de pulgada. Los demás cálculos se indicarán en la tabla 4.26.

Tabla 4.26: Calculo de la barra de la base

esfuerzo normal	$I = \frac{\pi}{64} (De^4 - Di^4) = 1.137 * 10^{-8} m^4 \therefore c = \frac{De}{2} = 0.016 m$ $\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{78.51 Nm * 0.016m}{1.137 * 10^{-8} m^4} = 109.4 MPa$
Deflexión	$y_{max} = \frac{1}{E * I} \left( 2 \left( \frac{386.2N147mm^2}{48} (3 * 450mm - 4 * 147mm) + \frac{368.3N187mm^2}{48} (3 * 450mm - 4 * 187mm) \right) + 2 \left( \frac{21.3N147mm^2}{48} (3 * 450mm - 4 * 147mm) \right) \right) = 0.27 mm$
Deformación	$\varepsilon = \frac{0.003 in}{17.62 in} * 100\% = 0.1\%$

El valor determinado de la base se encuentra en dicho intervalo,  $0.1\% \leq 0.2\%$ , esto significa que el perfil seleccionado cumple con esta condición, garantizando así la confiabilidad por deformación y para los demás perfiles de tubería se utilizó el mismo diámetro de 5/4 de pulgada.

Para comprobar los resultados se realizó un análisis CAE, para lo cual se consideró el diagrama de cuerpo libre de la figura 4.29 y las condiciones de borde se indicarán en a la figura 4.30 y la deflexión se indicará en la tabla 4.27.



**Figura 4.37:** Condiciones de borde

*Tabla 4.27:* Análisis de la deflexión de la base

Deflexión máxima	0.05 mm
Deformación	0.01%

Como mecanizada>-)  
cos1

La imagen muestra el mismo marco estructural que en la figura 4.37, pero con una coloración que indica la magnitud de la deflexión. Una barra de color a la derecha, titulada 'URES (mm)', muestra una escala de valores desde 0.000 (azul) hasta 0.050 (rojo). El punto de máxima deflexión está coloreado en rojo, correspondiendo al valor de 0.050 mm.

En conclusión, el valor determinado mediante un simulador determino que la deflexión máxima es de 0.01% es menor que 0.2%, garantizando así la confiabilidad por deformación.

## CAPITULO V

### 5. CONSTRUCCIÓN Y ENSAMBLAJE DE LA SILLA BIPEDESTADORA:

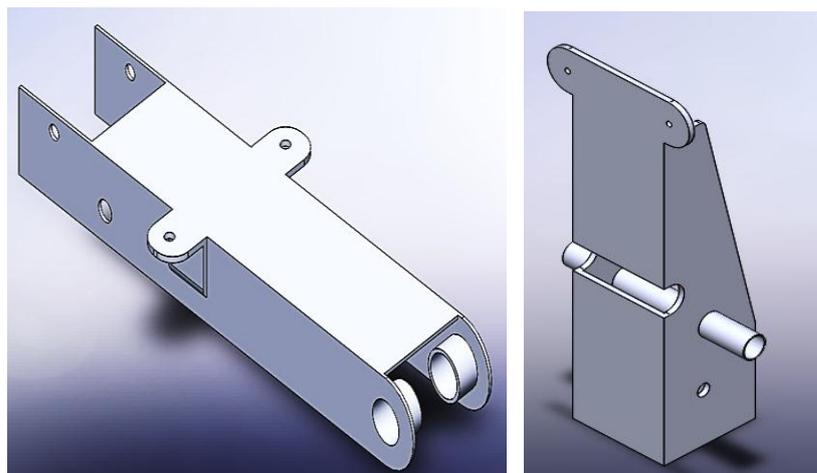
#### 5.1 CONSTRUCCIÓN:

##### 5.1.1. Manufactura de piezas:

Lo que se realizará antes de manufacturar las piezas de la silla bipeDESTADORA es el diseño CAD mediante un simulador que está compuesta por las siguientes partes:

- Barras que generan la bipeDESTACIÓN (Barras motrices).
- La base de la silla bipeDESTADORA.
- El asiento y el espaldar de la persona con paraplejía.

La barra motriz estas servirán para generar el movimiento de bipeDESTACIÓN de la persona con paraplejía esto significa el cambio de posición de sedente a bípeda el diseño CAD se observará en la figura 5.1.



**Figura 5.1:** Barras motrices CAD.

Para la construcción la barra motriz como se muestra en la figura 5.1 se ha seguido los siguientes pasos:

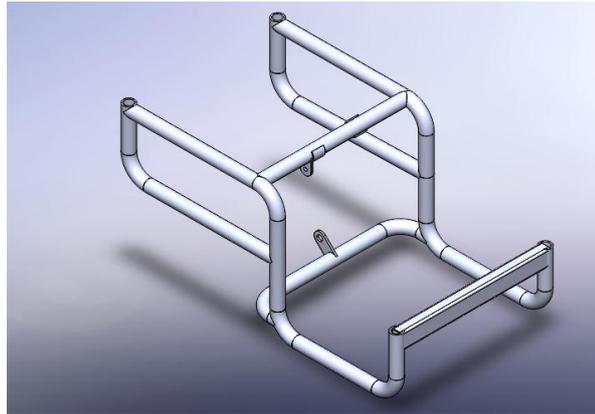
- Comprar el material que se utilizará que es una plancha ASTM A – 36 de espesor de 3 mm.
- Se doblará la plancha para formar el diseño de las barras motrices.
- Se realizará todas las uniones que faltan para que quede correcto como el diseño CAD.

Mediante estos pasos podrá obtener toda la barra motriz construida esto observará en la figura 5.2.



**Figura 5.2:** Construcción de las barras motrices.

La base de la silla bipedestadora esta será utilizada para sostener todo el peso de la persona con paraplejía y los componentes del actuador hidráulico como se indicará en la figura 5.3



**Figura 5.3:** Base de la silla bipedestadora CAD

Para la construcción la barra motriz como se muestra en la figura 45 se ha seguido los siguientes pasos:

- Comprar el material que se va utilizar que es un tubo ASTM A – 500 de 5/4 de pulgada
- Realizar los cortes y dobleces de las barras para el diseño de la base
- Realizar todas las uniones que faltan para que quede correcto como el diseño CAD.

Mediante estos pasos podrá obtener toda la base de la silla bipedestadora construida esto se observará en la siguiente figura 5.4.



**Figura 5.4:** Construcción de la base de la silla bipedestadora.

La base del asiento y el espaldar se utilizará como un asiento y espaldar para la silla bipedestadora se indicará en la figura 5.5.



**Figura 5.5:** Asiento y espaldar de la silla bipedestadora

Para la construcción del asiento y el espaldar como se muestra en la figura 47 se ha seguido los siguientes pasos:

- Comprar el material que se va utilizar.
- Realizar todas las uniones de la base del asiento y espaldar con la esponja para una mejor comodidad.

Mediante estos pasos podemos obtener todo el asiento y el espaldar de la silla bipedestadora construida esto observamos en la siguiente figura.



**Figura 5.6:** Construcción del asiento y espaldar.

### 5.1.2. Ensamblaje de piezas:

Después se realizará la manufactura de todos los componentes de la silla bipedestadora se procederá a ensamblar cada uno de los componentes mecánicos y el actuador eléctrico como resultado se tendrá la tesis terminada, que cumplirá las funciones de bipedestar a la persona con paraplejía.



**Figura 5.7:** Ensamble completo de la silla bipedestadora

## CAPITULO VI

### 6. ANALISIS DE RESULTADOS Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

#### 6.1 Análisis de resultados

Después de un análisis minucioso de los ingenieros tutores de la tesis de la silla bipedestadora ellos manifestaron que no encontró ninguna falla debido a que tenía un:

- Diseño adecuado de la silla bipedestadora
- Selección del material adecuado para la silla bipedestadora.

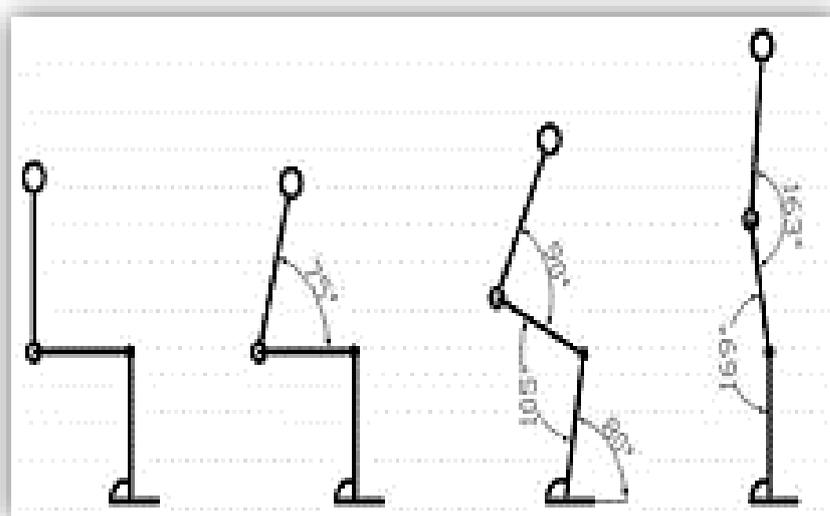
Después de analizar la silla bipedestadora, los ingenieros manifestaron que se optará por un rediseñar de toda la estructura del prototipo debido a que es muy larga.



**Figura 6.1:** Prototipo

## 6.2. Prueba de funcionamiento de la silla bipedestadora.

Las pruebas de funcionamiento que se realizará al paciente es de acuerdo [22], nos dice que para el estudio y análisis del movimiento cuerpo humano se aplican los principios de la mecánica y biomecánica de una persona, la mecánica se utilizará en el estudio de fuerzas y sus efectos que producen dichas fuerzas, mientras que la biomecánica se apoyará en el estudio de los principios de la antropometría de la persona y los movimientos que se observará en la figura 6.2.



**Figura 6.2:** Biomecánica de la bipedestación

**Fuente:** [22]

Mediante esta figura 4.1 se procederá a bipedestar a realizar las pruebas de funcionamiento de la silla bipedestadora

1. subir a una persona que no tenga ninguna discapacidad y realizar la bipedestación para verificar los ángulos de biomecánica de la bipedestación



**Figura 6.3:** Bipedestación de una persona no parapléjica

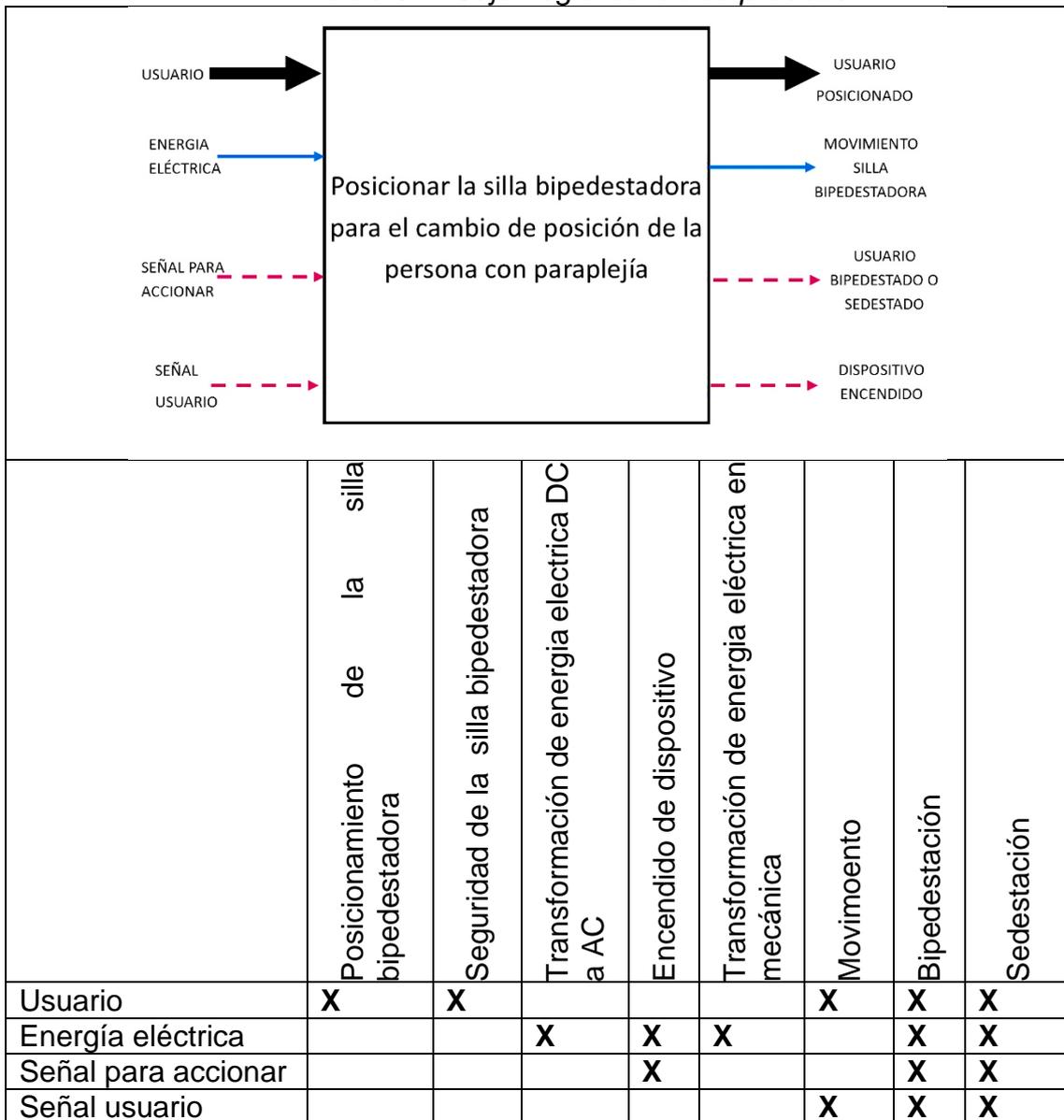
2. Después de realizar esta prueba se realizó una prueba con la persona con paraplejia para ver qué resultados tiene y si le produce algún mareo o alguna dolencia en su cuerpo como se observará en la figura 6.3.



**Figura 6.4:** Bipedestación

Al cumplir estas normas de bipedestación del cuerpo humano se estará garantizando una mejor calidad de vida de la persona con paraplejía claro que esto se realizó con profesionales de la salud también se deberá asegurarse que el interruptor donde se encuentra está bien ubicado para la persona con paraplejía (derecha). Entonces se procederá a realizar una caja negra de banco de pruebas que se observará en la tabla 6.1

Tabla 6.1: Caja negra banco de pruebas.



Entonces la silla bipedestadora cumplirá con los requerimientos de cambiar la posición de la persona con paraplejía cumpliendo los parámetros descritos en la caja negra. Estos son los procesos que se realizó para verificar el correcto funcionamiento de la silla bipedestadora con la persona con paraplejía y nos da como resultado que el proyecto ayudará a la persona discapacitada a su cambio de posición sedente a bípeda.

### 6.3. Análisis económico financiero.

El análisis de costo está basado en tres parámetros fundamentales, esto son:

- Costos directos.
- Costos indirectos.

#### 6.3.1. Costos indirectos de fabricación:

los costos indirectos de fabricación son todos los gastos que se requieren en cuanto a materiales para la construcción del prototipo como se observará en las tablas 6.2 y 6.3

*Tabla 6.2: Costos indirectos de fabricación ecuatoriana.*

CANT.	DESCRIPCIÓN	V.UNITARIO	V.TOTAL
35	PERNOS de 1/2 pulgada	0,1	3,5
3	PERNOS de 1 pulgada	0,2	0,6
100	Electrodos	0,15	15
1	Pintura Electroestática	100	100
2	Bujes	20	40
2	Acoples	10	20
30	Cables N 3	3	90
20	Terminales	0,2	4
8	Borneras	0,5	4

1	etiquetas	0,4	0,4
2	Cuerina	10	20
1	Esponja	5	5
1	grapas	2	2
5	Circuitos integrados de placa	5	25
1	Placa de componentes	11	11
1	Control de Joystick	15	15
1	varilla acero inoxidable, 50 cm	15	15
2	resortes, de 20cm	4	8
2	Bisagras	30	60
<b>Total, de los costos indirectos de fabricación</b>			<b>438,5</b>

Tabla 6.3: Consolidado servicios básicos.

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
8	ENERGIA ELECTRICA	7	56
8	AGUA POTABLE	5	40
8	TEL CELULAR	10	80
<b>TOTAL, SERVICIOS BASICOS</b>			<b>176</b>

En la tabla 6.4 se indicará el total de los costos indirectos de fabricación para la construcción de la silla bipedestadora.

Tabla 6.4: Total de costos indirectos de fabricación.

<b>DESCRIPCION</b>	
Mano de Obra indirecta	0,00
Materiales Indirectos	438,50
Servicios Básicos	176,00
<b>TOTAL, CIF</b>	<b>614,50</b>

### 6.3.2. Costos de producción:

Aquí se analizará los costos de producción de la silla bipedestadora como se observará en las tablas 6.5 y 6.6

Tabla 6.5: Costos de producción nacional.

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
1	MOTOR A 12 VOLTIOS	80	80
2	BATERIAS	75	150
7	TUBOS ESTRUCTURALES	20	140
2	PLANCHA ASTM A-36	40	80
6	MOLDE DE FIBRA DE VIDRIO	125	750
1	SISTEMA DE DIRECCION DE CARRO	500	500
4	LLANTAS A.2 PULGADAS	30	120
1	ESPALDAR	20	20
1	ASIENTO	25	25
1	TABLA TRIPLEX	5	5
1	INVERSOR DE VOLTAJE	70	70
	<b>TOTAL, COSTOS DE PRODUCCION NACIONAL</b>		<b>1940</b>

Tabla 6.6: Costos de producción extranjera.

<b>Cant.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
1	MOTOR A 24 VOLTIOS	1200	1200
2	GATAS ELECTRICAS 1 TONELADA	200	400
1	SISTEMA DE ELEVACION	1400	1400
1	SISTEMA DE CONTROL	500	500
	<b>TOTAL, COSTOS DE PRODUCCION EXTRANJERA</b>		<b>3500</b>

Los costos totales de producción se indicarán en la tabla 6.7.

Tabla 6.7: Total de costos de producción

<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.TOTAL</b>
Materia Prima Nacional y extranjera	5.440,00
Mano de Obra directa (honorarios grupo)	732,00
Costos Indirectos de Fabricación – CIF	614,50
<b>TOTAL, COSTOS</b>	<b>6.786,50</b>

### 6.3.3. Costos totales:

Los costos totales son la suma de los costos indirectos de fabricación más los costos de producción y los gastos de administración como se indicará en las tablas 6.8 y 6.9

*Tabla 6.8: consolidado gasto administrativo.*

<b>CANT.</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>V.UNITARIO</b>	<b>V.TOTAL</b>
8	ALQUILER TALLER	200	1600,00
1	LOGISTICA	50	50,00
	<b>TOTAL, GASTO ADMINISTRATIVO</b>		<b>1650,00</b>

*Tabla 6.9: Costos total.*

COSTOS INDIRECTOS FABRICACION NACIONAL	614,5
COSTOS DE PRODUCCIÓN GENERAL	6786,5
GASTO ADMINISTRATIVO	1650
<b>TOTAL, COSTOS</b>	<b>9051,00</b>

El costo total para la construcción del prototipo es de \$ 9051.00 (nueve mil cincuenta y un dólares americanos).

## CONCLUSIONES:

Aquí se analizará las conclusiones que se obtuvo después de un arduo estudio e investigación para tener el prototipo de la silla bipedestadora.

- Los cálculos analíticos fueron consistentes con el modelo de elementos finitos utilizado para diseño de la silla bipedestadora, con lo cual se puede validar la utilización de la herramienta computacional SOLIDWORKS para el diseño de este tipo de quipos bajo las condiciones de operación críticas.
- Con la ayuda del Software SOLIDWORKS, se pudo ensamblar todas las piezas utilizadas en el prototipo y no se encontró ninguna interferencia entre los elementos para montaje del sistema, por lo tanto, se pueden realizar los planos mecánicos para su construcción de la silla bipedestadora.
- Cuando se realizó el funcionamiento del prototipo se concluyó que la silla cumple con las necesidades de cambiar la posición de la persona con paraplejía, sin causarle ninguna dificultad debido a que cumple los ángulos de la biomecánica de la bipedestación.
- Se concluyó que es necesario tomar las medidas antropométricas de la persona con paraplejía y las medidas de una silla de ruedas normal para el diseño adecuado de la silla bipedestadora.

**RECOMENDACIONES:**

Aquí analizará las recomendaciones del proyecto de la silla bipedestadora.

- Se recomienda que para un nuevo diseño de la silla bipedestadora se utilice aceros de alta resistencia y menor peso para que soporte cargas elevadas de las personas con paraplejía.
- Es importante que la carrera de ingeniería en mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte incentive a los estudiantes a innovar proyectos que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas que se encuentran en nuestro país.
- Se recomienda que se haga un rediseño del sistema de bipedestación para que pueda existir un control el sistema de elevación de los dos actuadores y suban juntos sin un desfase de velocidad.

## BIBLIOGRAFÍA

Los recursos bibliográficos que se utilizarán para la elaboración de la tesis de la silla bipedestadora son los siguientes:

- [1] M. S. L. José Avilés Martínez, Guía de práctica clínica para el cuidado de personas con úlceras por presión o riesgo de padecerlas, Valencia: Generalitat Valenciana. Conselleria de Sanitat, 2012.
- [2] INEGI, Clasificación de Tipo de Discapacidades, INEGi, 1980.
- [3] Y. H. P. B. S. Karla Strassburguer Lona, Lesión Medular:Guía para el manejo integral del paciente con LM crónica, MADRID: MADRID, ASPAYM, 2004.
- [4] E. d. I. Universidad de Antioquia, *Diseño de silla bipedestadora de baño para pacientes con discapacidad de miembro inferior*, Antioquia: Editorial Univesidad de Antioquia, 2012.
- [5] ISO9001, Normas Internacionales, 2008.
- [6] INEN, CATALOGO DE NORMAS TECNICAS ECUATORIANAS, INEN, 2013.

- [7] LEVOUSA, «[www.levousa.com](http://www.levousa.com),» 2017. [En línea].
- [8] Matiarobotics, «Matiarobotics,» 2017. [En línea]. Available: [www.matiarobotics.com](http://www.matiarobotics.com).
- [9] D. Gonzales Maestre, Ergonomía Y Psicosociología, FC EDITORIAL, 2007.
- [10] U. T. Universidad de Jaume, *Evolución Ergonomica de las Sillas*, 1998.
- [11] Universidad Nacional Autónoma de México, Diseño y fabricación de una silla de ruedas eléctrica modular para un paciente con Amelia Congenita, Mexico: Mexico.
- [12] CONADIS, Ciudades Accesibles, 2010.
- [13] SALTRA, Manual de Medidas Antropometricas, Costa Rica: [www.saltra.una.ac.cr](http://www.saltra.una.ac.cr), 2014.
- [14] REHAB, «Rehah,» 2017. [En línea]. Available: [www.rehab.com.ar](http://www.rehab.com.ar).

- [15] E. J. Domínguez, Circuito de Fluidos Suspensión y Dirección, MACMILLAN, 2014.
- [16] Lab-Volt, Fundamento de la Hidraulica, Canada: Canada, 2006.
- [17] K. Saha, Introduccion a la Robotica, McGraw-HILL, 2010.
- [18] C. Matiax, Mecanica de Fluidos y Maquinas Hidraulicas, Madrid: Castillo, 1993.
- [19] R. Mott, Diseño de Elementos de Máquina, PERASON, 2010.
- [20] R. Mott, Resistencia de materiales, PEARSON, 2006.
- [21] LINAK, «LINAK,» 2017. [En línea]. Available: [www.linak.com](http://www.linak.com).
- [22] N. Wireszen, Biomecanica de la Marcha Humana, Mexico: Mc Graw HILL, 2006.
- [23] U. d. B. A. F. d. Medicina, Catedra Oficial de Ortesis y Prótesis "BIPIDESTADORES", ARGENTINS: ESCUELA DE KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA .

- [24] C. L. LSA, «MANUAL DE LA SILLA DE BIPEDESTACIÓN MÁS LIGERA.».
- [25] P. ANDAR, «INCLUSIÓN SOCIAL, EVOLUCION DE LA SILLA DE RUEDAS,» [En línea].
- [26] I. F. Cordero, *Tesis Doctoral de la Universidad de Valencia departamento de Medicina.*
- [27] G. Y. HALL, TRATADO DE FISIOLOGÍA MEDICA, ELSEVIER SAUNDERS, 2007.
- [28] CONADIS, CIUDADES ACCESIBLES.
- [29] Hollister, VIVIR DESPUES DE UNA LESIÓN DE LA ESPINAL GUIA PARA PERSONAS CON LECIONES RECIENTES, ESTADOS UNIDOS: Hollister Incorporated. , 2006.
- [30] S. Verswyvel, UNA CIUDAD PARA TODOS, COLOMBIA: Catalina Martínez - Felipe Chávez.
- [31] CEDAL, Catalago de Perfiles de Aluminio, Ecuador, 2008.

- [32] DIPAC, Catalogo de Aceros, Ecuador, 2015.
- [33] R. G., Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, Mexico: McGraw-Hill, 2008.
- [34] POWERTEAN, Productos, sistemas y herramientas hidráulicas para trabajo pesados de alta capacidad, SPX, 2015.
- [35] SHAUM, Diseño de Máquinas, McGRAW-HILL, 1971.
- [36] F. Beer, Mecánica Vectorial para Ingenieros, Mexico: McGraw-HILL, 2007.
- [37] T. III, Manual SKF de rodamientos, COPYRIGHT.
- [38] J. I. C. Rodriguez, Diseño de Maquinaria Industrial, España: INTI, 2013.
- [39] Singer, Resistencia de Materiales, Mexico: Alfaomega, 2008.
- [40] Hibberler, Ingeniería Mecánica Estática, Mexico: PEARSON, 2010.

- [41] F. P. B. y E. R. J. Jr, Mecánica de Materiales, Mexico : Mc GrawHill, 2010.
- [42] Matiarobotics, «Matiarobotics,» 2017. [En línea]. Available: [www.matiarobotics.com](http://www.matiarobotics.com).

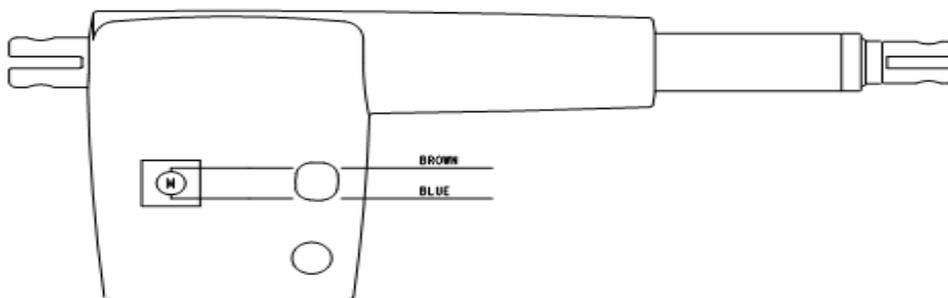
**ANEXOS:**

**ANEXO 1: ESQUEMA DE CONEXIÓN ELÉCTRICO DEL ACTUADOR ELÉCTRICO**

Connection diagrams:

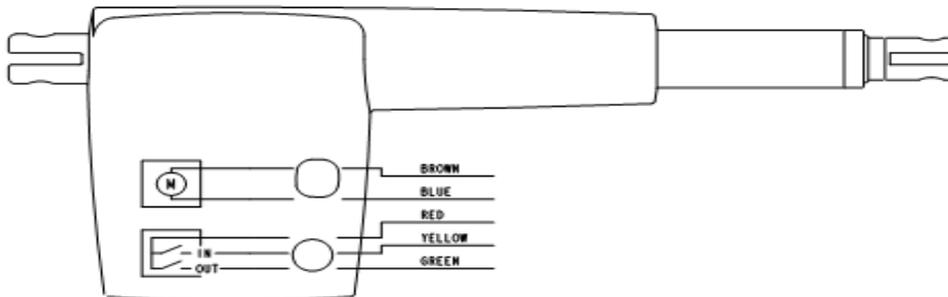
Basic actuator

Fig.1 : 35xxxxx00xxxxx



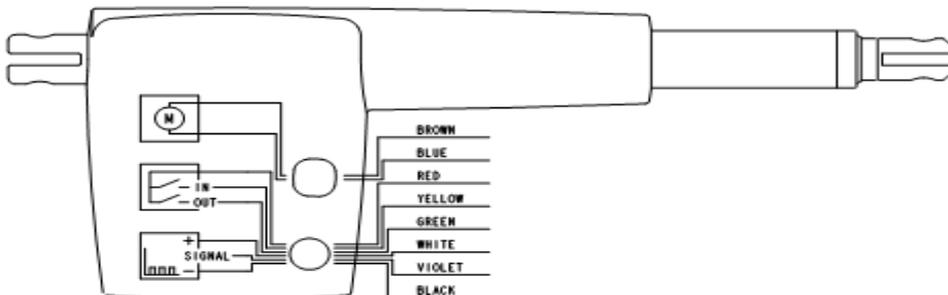
Actuator with potential free switches

Fig.2 : 35xxxxx10xxxxx



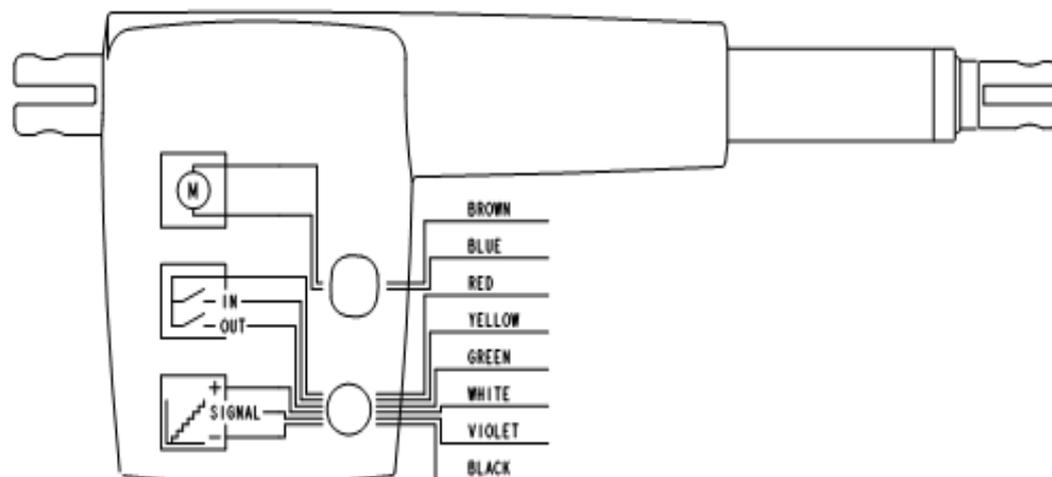
Actuator with potential free switches and relative positioning

Fig.3 : 35xxxxx0Hxxxxx & 35xxxxx1Hxxxxx



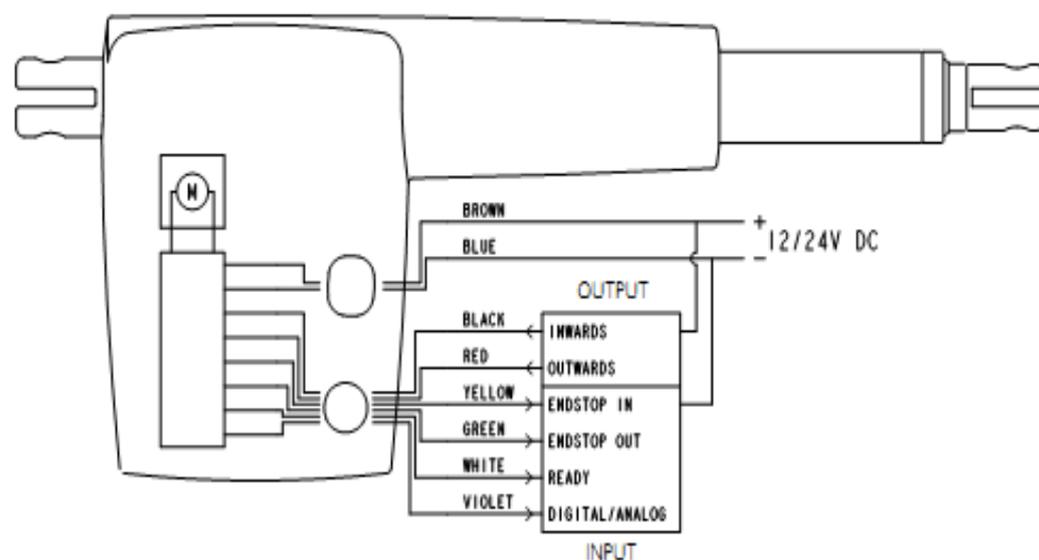
### Actuator with potential free switches and absolute positioning

Fig.4 : 35xxxxx0Axxxxx & 35xxxxx1Axxxxx



### Actuator with IC-option

Fig.5 : 35xxxxx20xxxxx & 35xxxxx2Hxxxxx & 35xxxxx2Axxxxx



## ANEXO 2: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL SISTEMA DE BIPEDESTACIÓN

### Anexo 2.1: Sistema de control del actuador lineal.

PRODUCT DATA SHEET

## CONTROL BOX CB9 CARELINE® BASIC

#### Features:

- Connection of max. 4 actuators, type LA31 and LA34 via 4-pole DIN sockets
- Extremely compact design
- Mains voltage: 230 V AC 50-60 Hz
- Output voltage: 24V DC
- Protection class: IPX4 or X6 (not for wash tunnels)
- Colour: Grey or black
- DIN-socket for handsets HB40, HB70, DP or FS
- 3.2 m fixed straight mains cable
- EOP = Electronic Overload Protection \*
  - AJ type CH1+2 (3.4A) and CH3+4 (7.0A) via common current cut-off
- Locking mechanism for DIN plugs and mains cable
- Electronic protection of the relays for extended lifetime, EAS (simple EAS).
- Double power control (FET + relay) monitoring on all AJ and AK types.
- Class 1 or 2 protection
- External battery backup and internal charger; use notation A when ordering
- External battery backup (no internal charger); use notation B when ordering
- External battery backup (and internal charger); use notation C when ordering
- All functionalities are compatible with mains cut-off
- All functionalities short cut protection 15A

#### \* Electronic Overload Protection

**AJ:** Means separate current measurement on CH1+2 and CH3+4. The current will be cut off when the total current on CH1+2 reaches approx. 3.4A and when total current on CH3+4 reaches approx. 7.0A.

**AK:** Means a common current measurement on all channels. The current will be cut off when the total current on all channels reaches approx. 7.0A.  
Example of EOP: CH1 = 3A, CH2 = 4A = 7.0A in total.



The CARELINE® Basic CB9 has been developed for use together with LA31 and LA34 in the Care & Rehab industry.

CB9 and LA31 can be fully integrated thus saving mounting and wiring or they can be installed separately.

Exchangeable mains cables, Electronic Overload Protection (EOP) and earth connection (Class 1) mains fuse makes CB9 a good choice for simple hospital and care beds.

The CARELINE® Basic CB9 series is only available as an analogue (Ax) type.

Consult the ordering example for a detailed description of the article number.



## Anexo 2.2: Especificaciones técnicas del actuador lineal.

### PRODUCT DATA SHEET

## ACTUATOR LA35

#### Features:

- 12 / 24V DC permanent magnet motor
- Thrust up to 6000 N in push and up to 4000 N in pull
- Heavy duty aluminum housing for harsh conditions
- Elegant and compact design with small installation dimensions
- Protection class: IP66 for outdoor use (dynamic), furthermore the actuator can be washed down by a high pressure cleaner (IP69K – static)
- Integrated brake, high self-lock ability
- Built-in limit switches
- Strong wear and corrosion resistant stainless steel inner tube
- Noise level 48dB(A); measuring method DS/EN ISO 3743-1, actuator not loaded

#### Options:

- Hall effect sensor
- Potential free signal switches for detecting inner and outer position
- Long life absolute feedback
- IC option - Easy to use interface – with integrated power electronics
- Large variety of back fixtures and piston rod eyes
- Exchangeable cables in different lengths
- Safety nut in push
- Special anodised housing for extreme environments

#### Usage:

- Duty cycle: Max 10% or 2 minutes continuous use followed by 18 minutes not in use, at an ambient temperature of 25° C
- Ambient temperature -25°C to +60°C



The LA35 is a very quiet and powerful actuator, and provides a practical and cost-effective solution with low power consumption. The actuator is designed for a variety of both indoor and outdoor applications.

## Technical specifications:

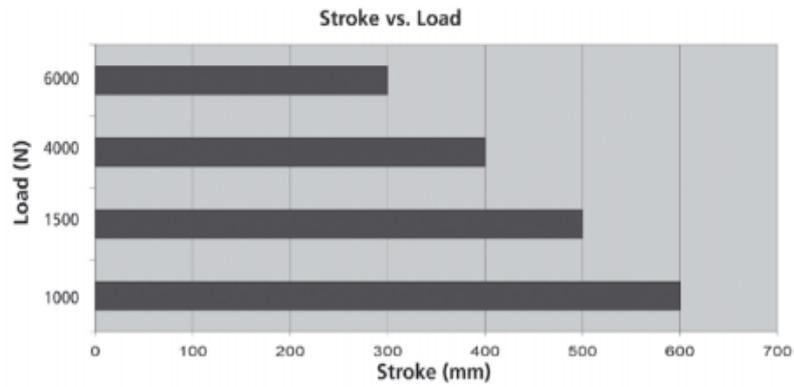
## LA35 with 12V motor

Order number	Push Max. (N)	Pull Max. (N)	Self-lock min. (N) Push	Self-lock min. (N) Pull	pitch (mm/spindle rev.)	Typical speed (mm/s)		Standard stroke lengths (mm) in steps of 50mm	Typical amp.	
						No load	Full load		No load	Full load
3510xx.	6000	4000	6000	4000	3	4.7	3.3	100-300	1.6	7.5
3520xx.	4000	4000	1500	1500	5	7.7	5.3	100-400	1.7	7.7
3521xx. push brake	4000	4000	2500	1500	5	7.2	5.4	100-400	3.2	7.8
3522xx. pull brake	4000	4000	1500	2500	5	6.9	5.9	100-400	4.2	8.4
3530xx.	1500	1500	750	750	9	14.0	12.3	100-500	1.7	5.9
3531xx. push brake	1500	1500	1000	750	9	14.2	12.6	100-500	2.9	5.5
3532xx. pull brake	1500	1500	750	1000	9	14.4	11.2	100-500	3.0	5.4
3540xx.	1000	1000	750	750	12	19.0	17.0	100-600	1.9	5.3
3541xx. push brake	1000	1000	1000	750	12	17.9	16.9	100-600	5.5	5.5
3542xx. pull brake	1000	1000	750	900	12	16.9	15.4	100-600	5.6	5.6

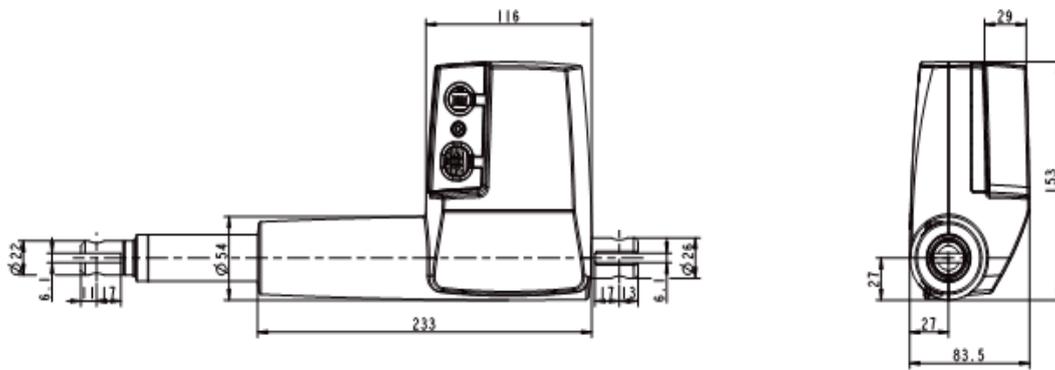
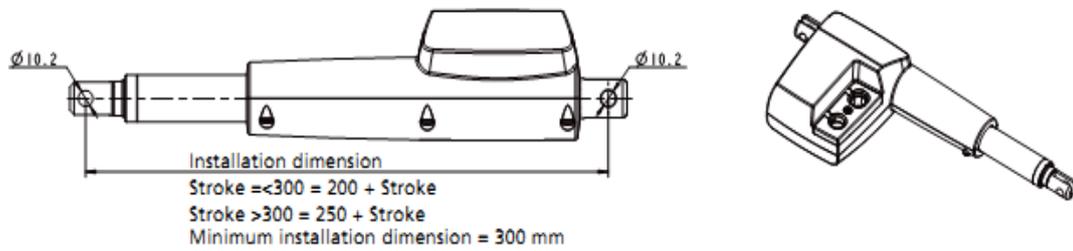
## LA35 with 24V motor

Order number	Push Max. (N)	Pull Max. (N)	Self-lock min. (N) Push	Self-lock min. (N) Pull	pitch (mm/spindle rev.)	Typical speed (mm/s)		Standard stroke lengths (mm) in steps of 50mm	Typical amp.	
						No load	Full load		No load	Full load
3510xx.	6000	4000	6000	4000	3	5.1	4.0	100-300	0.9	4.2
3520xx.	4000	4000	1500	1500	5	8.3	6.6	100-400	0.8	4.8
3521xx. push brake	4000	4000	2500	1500	5	8.0	6.7	100-400	1.4	4.3
3522xx. pull brake	4000	4000	1500	2500	5	8.0	7.0	100-400	2.1	4.6
3530xx.	1500	1500	750	750	9	15.0	13.9	100-500	0.6	2.6
3531xx. push brake	1500	1500	1000	750	9	14.5	14.1	100-500	1.2	2.9
3532xx. pull brake	1500	1500	750	1000	9	14.7	13.9	100-500	1.5	3.0
3540xx.	1000	1000	750	750	12	19.5	18.9	100-600	0.9	2.8
3541xx. push brake	1000	1000	1000	750	12	18.9	17.8	100-600	1.3	2.8
3542xx. pull brake	1000	1000	750	900	12	18.7	18	100-600	1.5	2.9

Stroke length vs. load:



Dimensions:



Drawing no.: 0359012

Back fixtures:

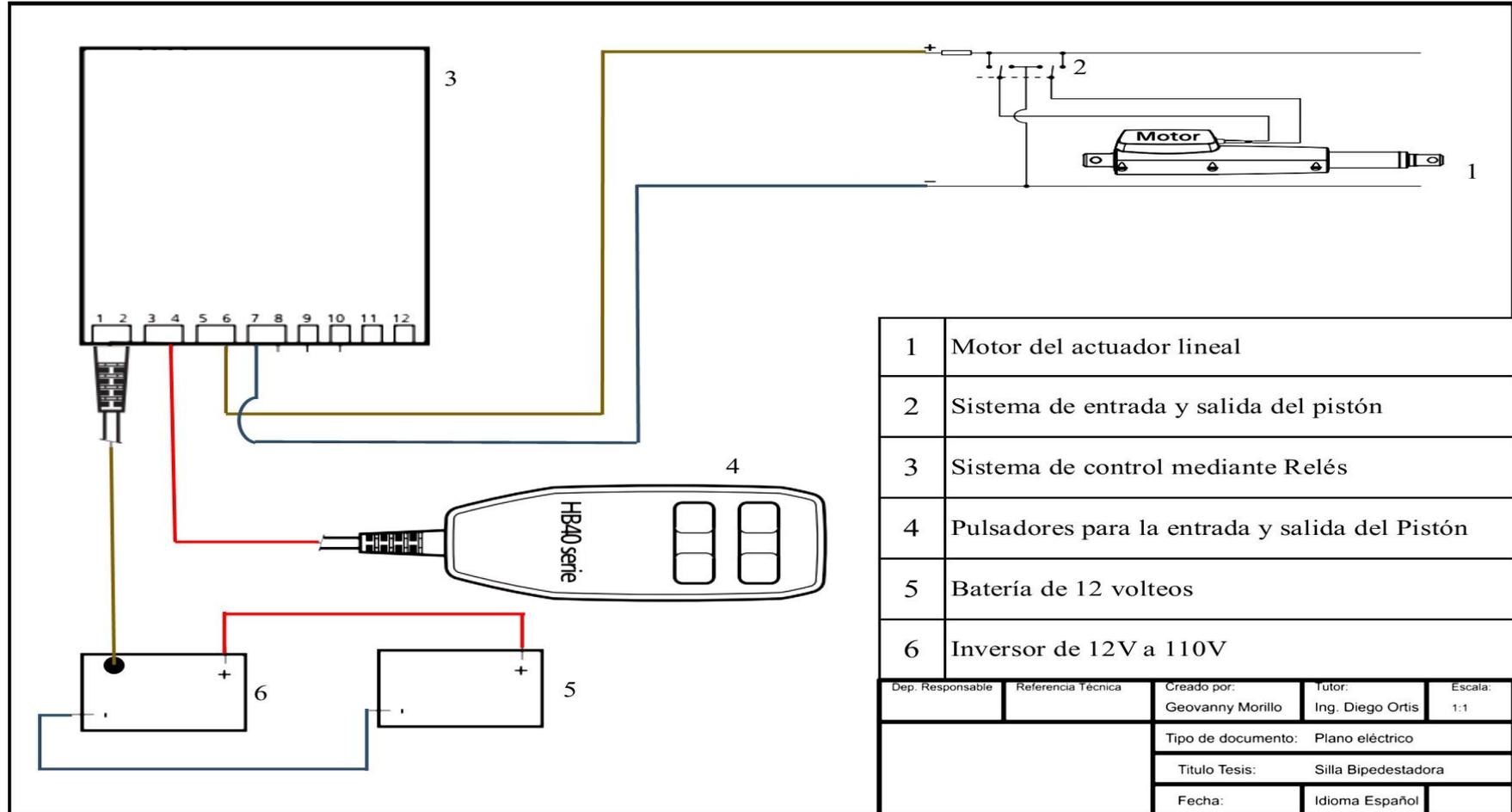


Type 1, 3, A



Type 2, 4, B

ANEXO 3: PLANO DE CONEXIÓN ELECTRICA DE LA SILLA BIPEDESTADORA



## ANEXO 4: PROPIEDADES MECÁNICAS DEL MATERIAL

### Anexo 4.1: Catalogo DIPAC



**DIPAC**<sup>®</sup>  
PRODUCTOS DE ACERO

TUBO POSTE

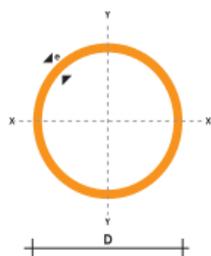
### TUBO POSTE Cerramientos, Estructuras y Funiculares

#### Especificaciones Generales

<b>Norma</b>	ASTM A-500
<b>Recubrimiento</b>	Galvanizado
<b>Largo normal</b>	6 mts.
<b>Otros largos</b>	Previa Consulta
<b>Dimensiones</b>	Desde 1/2" a 4"
<b>Espesor</b>	Desde 1.8mm a 2.0mm



DIMENSIONES				PROPIEDADES			
DIAMETRO EXTERIOR		ESPESOR	PESO	AREA	I	W	I
D		e	P	A			
Pulg.	mm	mm	Kg/m	cm2	cm3	cm3	cm
1"	25.40	1.80	1.09	1.34	0.93	0.73	0.83
1"	25.40	2.00	1.21	1.47	1.01	0.79	0.83
1 1/4"	31.75	1.80	1.37	1.69	1.90	1.20	1.06
1 1/4"	31.75	2.00	1.52	1.87	2.07	1.30	1.05
1 1/2"	38.10	1.80	1.65	2.05	3.38	1.78	1.28
1 1/2"	38.10	2.00	1.84	2.27	3.70	1.94	1.28
1 3/4"	44.45	1.80	1.98	2.41	5.48	2.47	1.51
1 3/4"	44.45	2.00	2.20	2.67	6.01	2.70	1.50
1 7/8"	47.63	1.80	2.11	2.59	6.80	2.86	1.62
1 7/8"	47.63	2.00	2.34	2.87	7.46	3.13	1.61
2"	50.80	1.80	2.22	2.77	8.32	3.27	1.73
2"	50.80	2.00	2.48	3.07	9.13	3.59	1.73
2 3/8"	60.33	2.00	2.92	3.67	15.58	5.17	2.06
2 1/2"	63.50	2.00	3.09	3.86	18.27	5.75	2.17
2 7/8"	73.03	2.00	3.56	4.46	28.14	7.71	2.51
3"	88.90	2.00	4.35	5.46	51.54	11.60	3.07
4"	114.30	2.00	5.67	7.06	111.23	19.46	3.97



#### NOMENCLATURA

- A= Area de la selección transversal del tubo, cm<sup>2</sup>
- I= Momento de inercia de la sección, cm<sup>4</sup>
- W= Módulo resistente de la sección, cm<sup>3</sup>
- I= Radio de giro de la sección cm



**DIPAC**<sup>®</sup>  
PRODUCTOS DE ACERO

**D**IPAC  
SERVICIOS

PLANCHAS

**PLANCHAS**  
**PL**



REDUCCION DE FRACCIONES DE PULGADAS A MILIMETROS					
PULGADAS	MILIMETROS	PULGADAS	MILIMETROS	PULGADAS	MILIMETROS
1/128	= 0.20	25/64	= 9.92	27/32	= 21.43
1/64	= 0.40	13/32	= 10.32	55/64	= 21.83
3/128	= 0.60	27/64	= 10.72	7/8	= 22.23
1/40	= 0.64	7/16	= 11.11	57/64	= 22.62
1/32	= 0.79	29/64	= 11.51	29/32	= 23.02
1/25	= 1.02	15/32	= 11.91	59/64	= 23.42
3/64	= 1.19	31/64	= 12.30	15/16	= 23.81
1/20	= 1.27	1/2	= 12.70	61/64	= 24.21
1/16	= 1.59	33/64	= 13.10	61/32	= 24.61
5/64	= 1.98	17/32	= 13.49	63/64	= 25.00
3/32	= 2.38	35/64	= 13.89	1	= 25.40
7/64	= 2.78	9/16	= 14.29	11/10	= 27.00
1/8	= 3.18	37/64	= 14.68	11/8	= 28.60
9/64	= 3.57	19/32	= 15.08	18/16	= 30.20
5/32	= 3.97	39/64	= 15.48	11/4	= 31.70
11/64	= 4.37	5/8	= 15.88	15/16	= 33.30
3/16	= 4.76	41/64	= 16.27	13/8	= 34.90
13/64	= 5.16	21/32	= 16.67	17/16	= 36.50
7/32	= 5.56	46/64	= 17.07	11/2	= 38.10
15/64	= 5.95	11/16	= 17.46	19/10	= 39.70
1/4	= 6.35	45/64	= 17.86	15/8	= 41.30
17/64	= 6.75	23/32	= 18.26	111/16	= 42.90
9/32	= 7.14	47/64	= 18.65	13/4	= 44.40
19/64	= 7.54	3/4	= 19.05	113/16	= 46.00
5/16	= 7.94	49/64	= 19.45	17/8	= 47.60
21/64	= 8.33	25/32	= 19.84	115/16	= 49.20
11/32	= 8.73	51/64	= 20.24	2	= 50.80
23/64	= 9.13	13/16	= 20.64		
3/8	= 9.53	53/64	= 21.03		

DIMENSIONES EN (mm)			PESOS
ANCHO	LARGO	ESPESOR	KG
1220	2440	2	46.74
1220	2440	3	70.10
1220	2440	4	93.47
1500	2440	4	114.92
1220	2440	5	116.84
1500	2440	5	143.66
1800	2440	5	172.39
1220	2440	6	140.21
1500	2440	6	172.39
1800	2440	6	206.86
1220	2440	8	186.94
1500	2440	8	229.85
1800	2440	8	275.82
1220	2440	10	233.68
1500	2440	10	287.31
1800	2440	10	344.77
1220	6000	12	689.54

**METODO PRACTICO PARA CALCULAR PESO DE LAS PLANCHAS DE ACERO**

NOMENCLATURA  
 L = Largo (mm)  
 A = Ancho (mm)  
 E = Espesor (mm)  
 Peso = Kgs.

$$\text{Peso} = \frac{L \times A \times E \times 7,85}{1,000.00}$$

Ejemplo:  $\frac{(L = 1220\text{mm} \times A = 2440 \text{ mm} \times E = 1,0\text{mm}) \times 7,85}{1,000.00} = 23.368 \text{ Kg}$

## Anexo 4.2: Tabla de materiales del libro de BEER JHONSTON y MOTT

### Apéndice B. Propiedades típicas de materiales seleccionados usados en ingeniería<sup>1,5</sup> 747 (Unidades SI)

Material	Densidad, kg/m <sup>3</sup>	Resistencia última			Cedencia <sup>3</sup>		Módulo de elasticidad, GPa	Módulo de rigidez, GPa	Coeficiente de expansión térmica, 10 <sup>-6</sup> /°C	Ductilidad, porcentaje de elongación en 50 mm
		Tensión, MPa	Compresión, <sup>2</sup> MPa	Corriente, MPa	Tensión, MPa	Corriente, MPa				
<b>Acero</b>										
Estructural (ASTM-A36)	7 860	400			250	145	200	77.2	11.7	21
Alta resistencia-aleación baja										
ASTM-A709 Grado 345	7 860	450			345		200	77.2	11.7	21
ASTM-A913 Grado 450	7 860	550			450		200	77.2	11.7	17
ASTM-A992 Grado 345	7 860	450			345		200	77.2	11.7	21
Templado										
ASTM-A709 Grado 690	7 860	760			690		200	77.2	11.7	18
Inoxidable, AISI 302										
Laminado en frío	7 920	860			520		190	75	17.3	12
Recocido	7 920	655			260	150	190	75	17.3	50
Acero de refuerzo										
Resistencia media	7 860	480			275		200	77	11.7	
Alta resistencia	7 860	620			415		200	77	11.7	
<b>Fundición</b>										
Fundición gris										
4.5% C, ASTM A-48	7 200	170	655	240			69	28	12.1	0.5
Hierro fundido										
2% C, 1% Si, ASTM A-47	7 300	345	620	330	230		165	65	12.1	10
<b>Aluminio</b>										
Aleación 1100-H14 (99% Al)										
	2 710	110		70	95	55	70	26	23.6	9
Aleación 2014-T6										
	2 800	455		275	400	230	75	27	23.0	13
Aleación 2024-T4										
	2 800	470		280	325		73		23.2	19
Aleación 5456-H116										
	2 630	315		185	230	130	72		23.9	16
Aleación 6061-T6										
	2 710	260		165	240	140	70	26	23.6	17
Aleación 7075-T6										
	2 800	570		330	500		72	28	23.6	11
<b>Cobre</b>										
Libre de oxígeno (99.9% Cu)										
Recocido	8 910	220		150	70		120	44	16.9	45
Endurecido	8 910	390		200	265		120	44	16.9	4
Latón amarillo (65% Cu, 35% Zn)										
Laminado en frío	8 470	510		300	410	250	105	39	20.9	8
Recocido	8 470	320		220	100	60	105	39	20.9	65
Latón rojo (85% Cu, 15% Zn)										
Laminado en frío	8 740	585		320	435		120	44	18.7	3
Recocido	8 740	270		210	70		120	44	18.7	48
Estaño bronce (88 Cu, 8 Sn, 4 Zn)										
	8 800	310			145		95		18.0	30
Manganeso bronce (63 Cu, 25 Zn, 6 Al, 3 Mn, 3 Fe)										
	8 360	655			330		105		21.6	20
Aluminio bronce (81 Cu, 4 Ni, 4 Fe, 11 Al)										
	8 330	620	900		275		110	42	16.2	6

(La tabla continúa en la página 749)

## APÉNDICE 7 PROPIEDADES DE LOS ACEROS ESTRUCTURALES

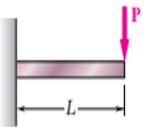
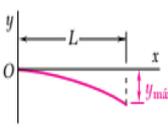
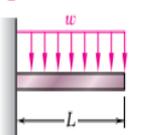
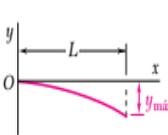
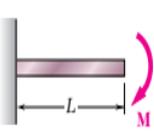
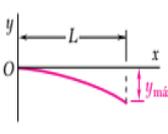
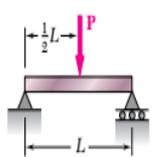
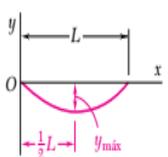
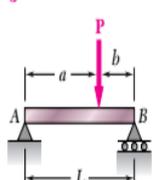
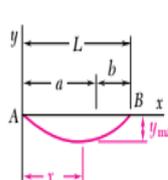
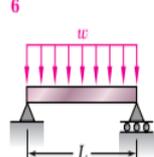
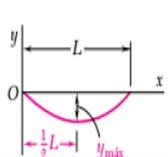
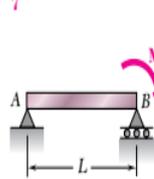
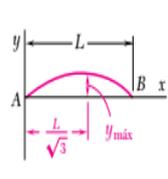
Designación del material (número ASTM)	Grado, producto o espesor	Resistencia a la tensión		Resistencia de fluencia		Ductilidad (porcentaje de elongación en 2 pulgadas)
		(ksi)	(MPa)	(ksi)	(MPa)	
A36	$t \leq 8$ pulg	58	400	36	250	21
A242	$t \leq 3/4$ pulg	70	480	50	345	21
A242	$t \leq 1\frac{1}{2}$ pulg	67	460	46	315	21
A242	$t \leq 4$ pulg	63	435	42	290	21
A500	Tubo estructural formado en frío, redondo o de otras formas					
	Redondo, grado A	45	310	33	228	25
	Redondo, grado B	58	400	42	290	23
	Redondo, grado C	62	427	46	317	21
	Otra forma, grado A	45	310	39	269	25
	Otra forma, grado B	58	400	46	317	23
	Otra forma, grado C	62	427	50	345	21
A501	Tubo estructural formado en caliente, redondo o de otras formas	58	400	36	250	23
A514	Templado y revenido, $t \leq 2\frac{1}{2}$ pulg	110-130	760-895	100	690	18%
A572	42, $t \leq 6$ pulg	60	415	42	290	24
A572	50, $t \leq 4$ pulg	65	450	50	345	21
A572	60, $t \leq 1\frac{1}{2}$ pulg	75	520	60	415	18
A572	65, $t \leq 1\frac{1}{2}$ pulg	80	550	65	450	17
A588	$t \leq 4$ pulg	70	485	50	345	21
A992	Perfiles W	65	450	50	345	21

Nota: ASTM A572 es uno de los aceros de alta resistencia y baja aleación (HSLA), y sus propiedades son similares a las del acero SAE J410b, especificadas por la SAE.

## Anexo 4.3: deflexiones del libro de BEER JHONSTON

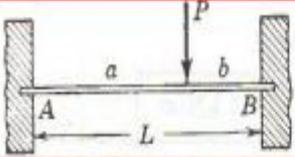
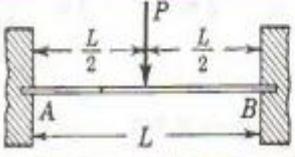
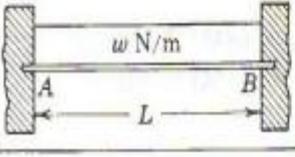
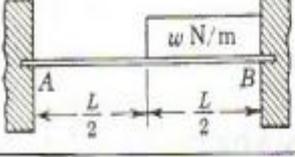
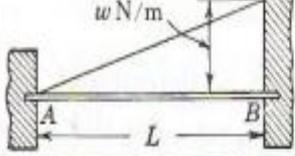
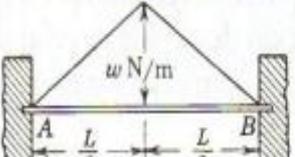
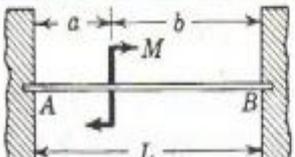
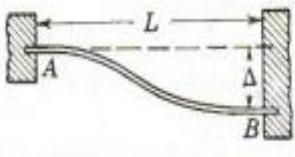
762

## Apéndice D. Deflexiones y pendientes de vigas

Viga y carga	Curva elástica	Deflexión máxima	Pendiente en el extremo	Ecuación de la curva elástica
<p>1</p> 		$-\frac{PL^3}{3EI}$	$-\frac{PL^2}{2EI}$	$y = \frac{P}{6EI}(x^3 - 3Lx^2)$
<p>2</p> 		$-\frac{wL^4}{8EI}$	$-\frac{wL^3}{6EI}$	$y = -\frac{w}{24EI}(x^4 - 4Lx^3 + 6L^2x^2)$
<p>3</p> 		$-\frac{ML^2}{2EI}$	$-\frac{ML}{EI}$	$y = -\frac{M}{2EI}x^2$
<p>4</p> 		$-\frac{PL^3}{48EI}$	$\pm \frac{PL^2}{16EI}$	Para $x \leq \frac{1}{2}L$ : $y = \frac{P}{48EI}(4x^3 - 3L^2x)$
<p>5</p> 		Para $a > b$ : $-\frac{Pb(L^2 - b^2)^{3/2}}{9\sqrt{3}EIL}$ con $x_m = \sqrt{\frac{L^2 - b^2}{3}}$	$\theta_A = -\frac{Pb(L^2 - b^2)}{6EIL}$ $\theta_B = +\frac{Pa(L^2 - a^2)}{6EIL}$	Para $x < a$ : $y = \frac{Pb}{6EIL}[x^3 - (L^2 - b^2)x]$ Para $x = a$ : $y = -\frac{Pa^2b^2}{3EIL}$
<p>6</p> 		$-\frac{5wL^4}{384EI}$	$\pm \frac{wL^3}{24EI}$	$y = -\frac{w}{24EI}(x^4 - 2Lx^3 + L^3x)$
<p>7</p> 		$\frac{ML^2}{9\sqrt{3}EI}$	$\theta_A = +\frac{ML}{6EI}$ $\theta_B = -\frac{ML}{3EI}$	$y = -\frac{M}{6EIL}(x^3 - L^2x)$

## Anexo 4.4: Vigas con doble empotramiento

TABLA 7-2. Vigas doblemente empotradas con diversos tipos de carga

CASO No.	TIPO DE CARGA	MOMENTOS EN LOS EXTREMOS	VALOR DE $EIy$ (y es positiva hacia abajo)
1		$M_A = -\frac{Pab^2}{L^2}$ $M_B = -\frac{Pa^2b}{L^2}$	$EIy \text{ en el centro} = \frac{Pb^2}{48}(3L-4b)$ Nota: sólo para $a > b$
2		$M_A = M_B = -\frac{PL}{8}$	$EIy \text{ máximo} = \frac{PL^3}{192}$
3		$M_A = M_B = -\frac{wL^2}{12} = -\frac{WL}{12}$	$EIy \text{ máximo} = \frac{wL^4}{384} = \frac{WL^3}{384}$
4		$M_A = -\frac{5}{192}wL^2 = -\frac{5}{96}WL$ $M_B = -\frac{11}{192}wL^2 = -\frac{11}{96}WL$	$EIy \text{ en el centro} = \frac{wL^4}{768} = \frac{WL^3}{384}$
5		$M_A = -\frac{wL^2}{30} = -\frac{WL}{15}$ $M_B = -\frac{wL^2}{20} = -\frac{WL}{10}$	$EIy \text{ en el centro} = \frac{wL^4}{768} = \frac{WL^3}{384}$
6		$M_A = M_B = -\frac{5wL^2}{96} = -\frac{5WL}{48}$	$EIy \text{ máximo} = \frac{7wL^4}{3840} = \frac{7WL^3}{1920}$
7		$M_A = \frac{Mb}{L}\left(\frac{3a}{L}-1\right)$ $M_B = -\frac{Ma}{L}\left(\frac{3b}{L}-1\right)$	
8		$M_A = -\frac{6EI\Delta}{L^2}$ $M_B = \frac{6EI\Delta}{L^2}$	

## Anexo 4.5: Tabla de propiedades geométricas del libro de SHIRLEY

Tabla A-18

Propiedades  
geométricas

## Parte 1 Propiedades de las secciones

 $A$  = área $G$  = ubicación del centroide

$$I_x = \int y^2 dA = \text{segundo momento de área con respecto al eje } x$$

$$I_y = \int x^2 dA = \text{segundo momento de área con respecto al eje } y$$

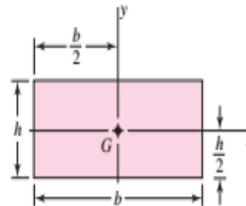
$$I_{xy} = \int xy dA = \text{momento mixto de área con respecto a los ejes } x \text{ y } y$$

$$J_G = \int r^2 dA = \int (x^2 + y^2) dA = I_x + I_y$$

= segundo momento polar de área con respecto al eje que pasa por  $G$ 

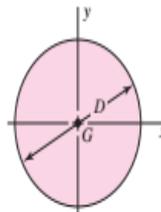
$$k_x^2 = I_x/A = \text{radio de giro al cuadrado con respecto al eje } x$$

Rectángulo



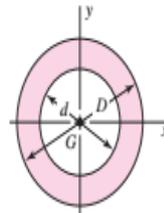
$$A = bh \quad I_x = \frac{bh^3}{12} \quad I_y = \frac{b^3h}{12} \quad I_{xy} = 0$$

Círculo



$$A = \frac{\pi D^2}{4} \quad I_x = I_y = \frac{\pi D^4}{64} \quad I_{xy} = 0 \quad J_G = \frac{\pi D^4}{32}$$

Círculo hueco



$$A = \frac{\pi}{4}(D^2 - d^2) \quad I_x = I_y = \frac{\pi}{64}(D^4 - d^4) \quad I_{xy} = 0 \quad J_G = \frac{\pi}{32}(D^4 - d^4)$$

## **ANEXO 5: MANUAL DE OPERACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DE LA SILLA BIPEDESTADORA:**

Para las personas con paraplejía, el mantenerse de pie es muy importante por ejemplo para aumentar la circulación sanguínea, activar la función renal, y la profilaxis contra osteoporosis y contracturas. La finalidad del manual de operación y funcionamiento de la silla bipedestadora es servir de ayuda para un óptimo funcionamiento y seguridad de la persona con paraplejía es importante leer el manual antes de poner en marcha el sistema bipedestador.

### **Normas de seguridad de la silla bipedestadora:**

Estas normativas de seguridad son muy esenciales antes de poner en marcha la máquina como observamos en el cuadro sinóptico.



**Figura 1:** Medidas de seguridad de la silla bipedestadora.

**Fuente:** Autor

### **Protección personal:**

La protección de la persona con paraplejía es muy importante antes de realizar el cambio de posición. El sistema de seguridad que se utiliza en la silla es la parte donde va sujetar el pecho al momento de la bipedestación los cuales sirven para a

sujetar el cuerpo del paciente de forma estable, bloqueando el movimiento de inclinación a la derecha e izquierda en cualquier posición que se encuentre la persona con discapacidad; esto mantiene al usuario sujeto y en una posición correcta sin afectar a la columna y ningún otro parte del cuerpo humano.



**Figura 2:** Protección de la persona con paraplejía.

**Fuente:** Autor.

### Datos técnicos:

Estos datos técnicos nos describen las características de la silla bipedestadora.

*Tabla 1:* Datos técnicos de la silla bipedestadora.

Descripción	Datos	Medidas
<b>Base</b>	Ancho	44 cm
	Largo	45 cm
	Alto	40 cm
	Ancho	44 cm

<b>Instalación del sistema automático (actuador lineal, circuito eléctrico)</b>	Largo	45 cm
	Alto	40 cm
<b>Asiento</b>	Ancho	44 cm
	Largo	45 cm
	Alto	10 cm
<b>Espaldar</b>	Ancho	48 cm
	Largo	44 cm
	Alto	20 cm
<b>Peso máximo del paciente</b>	Peso	100 kg
<b>Peso mínimo del paciente</b>	Peso	50 kg
<b>Peso de la silla bipestadora</b>	Peso	25 kg
<b>Altura de alcance</b>	Alto bipedestación	80 cm a 120 cm

**Fuente:** Autor.

### **Mantenimiento:**

Los problemas de mantenimiento son muy comunes en la silla bipestadora por eso siempre se recomienda revisar paulatinamente a la máquina. El mantenimiento es el siguiente:

- Mantenimiento Diario.
- Mantenimiento Mensual.

- Fallas

### **Mantenimiento Diario:**

Lo realizamos mediante la limpieza de la silla bipedestadora cumpliendo las siguientes condiciones:

- Utilizar detergente pH neutro y un paño húmedo.
- Cuando sea necesario utilizar alcohol para desinfectar.
- No utilizar líquidos agresivos, dado que puede dañar la pintura de la silla bipedestadora.

### **Mantenimiento Mensual:**

Para este tipo de mantenimiento se cumplirá las siguientes condiciones:

- Verificar que los botones funcionen correctamente.
- Verificar que los cables estén intactos.
- Hacer funcionar el actuador lineal de la silla bipedestadora hacia arriba y hacia abajo para verificar su desplazamiento normal y sin producir ruidos extraños.
- Limpie el sistema de mando con alcohol o algún líquido similar para quitar la grasa.

### Como hallar fallas:

Aquí analice las fallas más comunes durante el tiempo de uso de la silla bipedestadora, en la siguiente tabla indicamos cada uno de estos problemas:

*Tabla 2: Posibles fallas de la silla bipedestadora*

Problema	Posible causa	solución
<b>Mecánicos</b>	<p>Los pernos de fijación no están correctamente ajustados en la silla bipedestadora.</p> <p>El asiento o el espaldar rotos.</p> <p>Oxidación de la silla bipedestadora.</p>	<p>Ajustar los pernos de fijación para que la persona con paraplejía no sufra un accidente, cambio de asiento o el espaldar y realizar un mantenimiento mensual.</p>
<b>Eléctricos</b>	<p>La posible causa del fallo en el mando es que no se realizó la limpieza adecuada.</p> <p>problema de corto en el circuito eléctrico en el mando.</p> <p>El mando se encuentre desconectado.</p> <p>Falla del motor o el pistón del actuador lineal.</p> <p>La detección de la parada de emergencia este activa.</p>	<p>Para solucionar este problema es cambiar cada una de las partes del circuito eléctrico para su buen funcionamiento, no dejar que se ensucie de grasas saturadas y siempre realizar un mantenimiento preventivo.</p>

**Fuente:** Autor.

**Funcionamiento:**

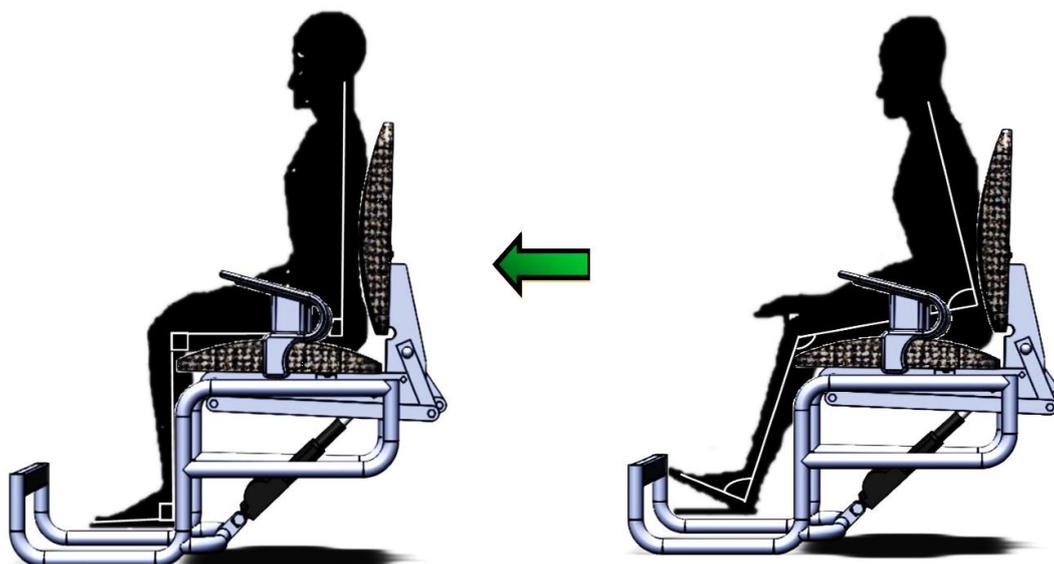
Aquí explico cómo funciona el mando de la silla bipeDESTADORA en los siguientes ítems:

**Como utilizar el mando:**

El mando está compuesto por dos botones uno de ascenso y otro de descenso de forma independiente de los demás sistemas.

**Elevación:**

Para la elevación de la persona con paraplejía es importante mantener una correcta postura para que no existan problemas en la espalda o en otra parte del cuerpo.



**Figura 3:** Postura correcta de la persona en la silla bipeDESTADORA.

**Fuente:** Autor

Para el traslado del usuario a la silla bipedestador es importante que el usuario se encuentre en la posición en la que él se siente mejor o cómoda.

**Recomendaciones:**

- Para una adecuada utilización de la silla bipedestadora es importante leer el manual de usuario de la silla bipedestadora.
- Se recomienda realizar un chequeo de todos los componentes de la silla bipedestadora tanto mecánicos como eléctricos antes de empezar su uso.
- Se recomienda realizar un adecuado mantenimiento con el fin de que la cumpla con una buena vida útil esperada.
- Para garantizar un correcto funcionamiento se debe cumplir con las normas de seguridad antes de comenzar el cambio de posición.
- Es necesario que las ruedas de silla de ruedas se encuentren bloqueadas y en una posición correcta para el cambio a la silla bipedestadora antes de realizar el movimiento de elevar al usuario.
- Se recomienda que no excedan el peso máximo para el cual fue diseñada la silla bipedestadora.

**ANEXO 6: PLANOS DE LA SILLA BIPEDESTADORA**