



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO DE UNA SILLA DE RUEDAS POSTURAL-
BIPEDESTADORA CON SISTEMA DE REHABILITACIÓN
MUSCULAR (PANTORRILLA) PARA NIÑOS CON
PARÁLISIS CEREBRAL.**

Trabajo de Integración Curricular:

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar el grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR:

HENRY GABRIEL ROSERO CÓRDOVA

Riobamba – Ecuador

2021



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

**DISEÑO DE UNA SILLA DE RUEDAS POSTURAL-
BIPEDESTADORA CON SISTEMA DE REHABILITACIÓN
MUSCULAR (PANTORRILLA) PARA NIÑOS CON
PARÁLISIS CEREBRAL.**

Trabajo de Integración Curricular:

Tipo: Proyecto Técnico

Presentado para optar el grado académico de:

INGENIERO MECÁNICO

AUTOR: HENRY GABRIEL ROSERO CÓRDOVA

DIRECTOR: Ing. GEOVANNY GUILLERMO NOVILLO ANDRADE, MSc.

Riobamba – Ecuador

2021

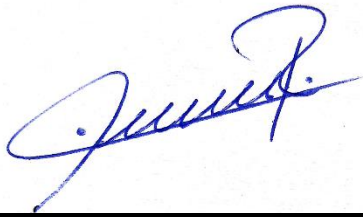
©2021, Henry Gabriel Rosero Córdova

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Henry Gabriel Rosero Córdova declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 27 de octubre del 2021



Henry Gabriel Rosero Córdova

C.I. 172218734-9

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA MECÁNICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El trabajo de integración curricular: Tipo: Proyecto Técnico, **DISEÑO DE UNA SILLA DE RUEDAS POSTURAL-BIPEDESTADORA CON SISTEMA DE REHABILITACIÓN MUSCULAR (PANTORRILLA) PARA NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL**, realizado por el señor: **HENRY GABRIEL ROSERO CÓRDOVA**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	Firma	Fecha
Ing. Edwin Fernando Viteri Núñez, MSc. PRESIDENTE DEL TRIBUNAL	_____	_____2021-10-27_____
Ing. Geovanny Guillermo Novillo Andrade, MSc. DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR	_____	_____2021-10-27_____
Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba, MSc. MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	_____2021-10-27_____

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación se lo dedico a Dios, por haberme dado la fortaleza ya que gracias a él he logrado concluir mi carrera, a mi amado hijo Derek Rosero por ser mi fuente de motivación e inspiración para poder superarme cada día más y así poder luchar para que la vida nos depara un futuro mejor, a mis amados padres y hermanos, porque siempre estuvieron a mi lado brindándome su apoyo y sus consejos para que siguiera adelante, siempre sea perseverante y cumpla con mis ideales, a mi esposa por sus palabras y su confianza, por su amor y por brindarme el tiempo necesario para realizarme profesionalmente, aunque hemos pasado momentos difíciles siempre ha estado brindándome su comprensión, cariño y amor. A mi familia, amigos, docentes y todas aquellas personas que durante estos años estuvieron a mi lado apoyándome para el logro de mis objetivos.

Henry

AGRADECIMIENTO

A Dios por darme la fuerza necesaria para superar todos los obstáculos que se me han presentado, por guiarme por el camino del bien y permitirme aprender de cada prueba que se presenta.

A mis padres Carmen y Gabriel por ser mi soporte y apoyarme incondicionalmente cuando más lo he necesitado, a mis hermanos Ximena, Jessica y Cristian por ser una fuente de inspiración y apoyarme en momentos difíciles.

A mi amiga, compañera y esposa Katty por su paciencia, comprensión y por estar conmigo en los buenos y malos momentos a lo largo de este camino, pero sobre todo por haberme hecho padre de un niño muy especial a quien amo y admiro, Derek, a quien además agradezco por estar a mi lado y ser mi principal fuente de fuerza e inspiración.

A mi amigo Ing. Juan Carlos Peñafiel porque sus consejos y enseñanzas han sido pilares fundamentales para desarrollarme como persona, por todo el cariño y apoyo incondicional hacia mi pequeña familia.

Al Ing. Miguel Aquino por ser un gran apoyo en el desarrollo de este trabajo, por brindarme su tiempo y consejos que han sido de gran ayuda a lo largo de esta travesía.

De manera especial, a mi tutor el Ing. Geovanny Novillo, por su tiempo, paciencia, confianza y apoyo incondicional para la realización de este trabajo.

Henry

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xiv
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
RESUMEN.....	xvii
SUMMARY	xviii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL.....	2
1.1. Antecedentes.....	2
1.2. Formulación del problema.....	3
1.3. Justificación.....	4
1.3.1. <i>Justificación teórica</i>	4
1.3.2. <i>Justificación metodológica</i>	4
1.3.3. <i>Justificación práctica</i>	5
1.4. Alcance.....	5
1.5. Objetivos.....	5
1.5.1. <i>Objetivo general</i>	5
1.5.2. <i>Objetivos específicos</i> :.....	6

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO	7
2.1. Parálisis cerebral	7
2.2. Clasificación de la parálisis cerebral.....	8
2.3. Sedestación correcta	10
2.3.1. <i>Silla de ruedas</i>	11
2.3.2. <i>Principios básicos de la sedestación</i>	15
2.3.3. <i>Principios básicos de la sedestación en la parálisis cerebral</i>	15
2.3.4. <i>Problemas del niño con parálisis cerebral en la sedestación</i>	19
2.4. Bipedestación	20
2.4.1. <i>Bipedestador</i>	21

2.4.2.	<i>Beneficios del uso de bipedestadores</i>	22
2.4.3.	<i>Tipos de bipedestadores</i>	24
2.5.	<i>Máquina elíptica</i>	25

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLÓGICO	27
3.1.	Antropometría	27
3.1.1.	<i>Selección de medidas</i>	31
3.1.1.1.	<i>Altura (talla) sentado erguido: HS</i>	32
3.1.1.2.	<i>Altura acromial (del hombro) (sentado): HA</i>	33
3.1.1.3.	<i>Altura de la fosa poplítea (sentado): HFP</i>	33
3.1.1.4.	<i>Largo de nalga a fosa poplítea: LNFP</i>	34
3.1.1.5.	<i>Ancho biacromial (de los hombros): AB</i>	34
3.1.1.6.	<i>Ancho de las caderas (sentado): AC</i>	35
3.1.1.7.	<i>Distancia brazo: DB</i>	35
3.1.1.8.	<i>Distancia antebrazo: DAB</i>	36
3.1.2.	<i>Selección del peso</i>	36
3.2.	Selección de material	38
3.3.	Diseño estructural	39
3.3.1.	<i>Consideraciones para el diseño</i>	39
3.3.2.	<i>Selección de perfiles</i>	40
3.3.2.1.	<i>Cálculo del perfil utilizado para la viga del asiento</i>	40
3.3.2.2.	<i>Cálculo de perfil utilizado para la columna del asiento</i>	46
3.3.2.3.	<i>Cálculo de perfil del espaldar</i>	53
3.3.2.4.	<i>Cálculo del perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación</i>	56
3.3.2.5.	<i>Cálculo del perfil utilizado para la columna del sistema de rehabilitación</i>	63
3.3.3.	<i>Selección de soldadura</i>	66
3.3.4.	<i>Selección de pasadores</i>	69
3.3.5.	<i>Selección de resortes de gas bloqueables</i>	72
3.4.	Especificaciones del diseño	74
3.4.1.	<i>Dimensiones de la silla de ruedas postural bipedestadora</i>	74
3.4.2.	<i>Partes de la silla de ruedas</i>	75
3.4.3.	<i>Funcionalidades</i>	83

3.4.3.1. <i>Usuario 1</i>	83
3.4.3.2. <i>Usuario 2</i>	88
3.4.3.3. <i>Usuario 3</i>	90
3.4.4. <i>Sistema de rehabilitación muscular adaptable a la silla de ruedas.</i>	92

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS Y RESULTADOS	95
4.1. Análisis estructural	95
4.1.1. <i>Análisis en posición de sedestación</i>	97
4.1.2. <i>Análisis en posición de sedestación con inclinación</i>	100
4.1.3. <i>Análisis en posición de bipedestación</i>	104
4.1.4. <i>Análisis posición de camilla.</i>	108
4.1.5. <i>Análisis del sistema de rehabilitación.</i>	111
4.2. Análisis de la silla de ruedas bipedestadora en el software Adams	114
4.3. Análisis de costos.	119
4.3.1. <i>Costos directos</i>	119
4.3.1.1. <i>Materiales</i>	119
4.3.1.2. <i>Mano de obra</i>	120
4.3.1.3. <i>Equipos y herramientas</i>	120
4.3.1.4. <i>Transporte</i>	121
4.3.2. <i>Costos indirectos</i>	121
4.3.3. <i>Costo total</i>	122
CONCLUSIONES	123
RECOMENDACIONES	125
BIBLIOGRAFÍA	
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Problemas comunes en la sedestación.....	19
Tabla 1-3:	Medidas antropométricas de niños con parálisis cerebral	31
Tabla 2-3:	Medidas antropométricas de niños de 5 a 10 años	32
Tabla 3-3:	Medidas máximas y mínimas de la distancia desde los hombros a la cabeza	32
Tabla 4-3:	Medidas máximas y mínimas de altura acromial	33
Tabla 5-3:	Medidas máximas y mínimas de altura de la fosa poplítea	33
Tabla 6-3:	Medidas máximas y mínimas de la nalga a la fosa poplítea.....	34
Tabla 7-3:	Medidas máximas y mínimas del ancho biacromial.....	35
Tabla 8-3:	Medidas máximas y mínimas del ancho de caderas	35
Tabla 9-3:	Medidas máximas y mínimas del brazo	35
Tabla 10-3:	Medidas máximas y mínimas del antebrazo.....	36
Tabla 11-3:	Medidas antropométricas de niños de 1 a 13 años.	36
Tabla 12-3:	Medidas antropométricas de personas de 2 a 14 años	37
Tabla 13-3:	Comparación de medidas antropométricas de niños de 5 a 12 años.....	37
Tabla 14-3:	Medidas máximas de pesos	38
Tabla 15-3:	Comparación de características del acero y aluminio.....	38
Tabla 16-3:	Medidas antropométricas de usuario 1.	83
Tabla 17-3:	Medidas antropométricas de usuario 2	88
Tabla 18-3:	Medidas antropométricas de usuario 3	90
Tabla 1-4:	Pesos relativos de las partes del cuerpo humano	97
Tabla 2-4:	Resultados en posición de sedestación	100
Tabla 3-4:	Resultados en posición de sedestación con inclinación.....	104
Tabla 4-4:	Resultados en posición de bipedestación.....	107
Tabla 5-4:	Resultados en posición de bipedestación.....	111
Tabla 6-4:	Resultados del sistema de rehabilitación	114
Tabla 7-4:	Costos de materiales	119
Tabla 8-4:	Costos de mano de obra.....	120
Tabla 9-4:	Costos de equipos y herramientas	121
Tabla 10-4:	Costos transporte	121
Tabla 11-4:	Costos directos.....	121
Tabla 12-4:	Costos indirectos	122
Tabla 13-4:	Costo total.....	122

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Persona con parálisis cerebral	7
Figura 2-2:	Clasificación de la parálisis cerebral.....	8
Figura 3-2:	Parálisis cerebral espástica.....	9
Figura 4-2:	Parálisis cerebral atetósica	9
Figura 5-2:	Parálisis cerebral atáxica	10
Figura 6-2:	Beneficios del uso de silla de ruedas	11
Figura 7-2:	Silla de ruedas eléctrica	11
Figura 8-2:	Silla de ruedas manual	12
Figura 9-2:	Clasificación de silla de ruedas manual	12
Figura 10-2:	Componentes de una silla de ruedas postural	13
Figura 11-2:	Postura de hombros, codos y brazos	16
Figura 12-2:	Postura de caderas rodillas y tobillos.....	16
Figura 13-2:	Postura de muslos	16
Figura 14-2:	Postura de pelvis	17
Figura 15-2:	Postura de glúteos	17
Figura 16-2:	Postura incorrecta de pelvis	17
Figura 17-2:	Postura de cabeza.....	18
Figura 18-2:	Postura de pies	18
Figura 19-2:	Hipotonía versus Hipertonía	18
Figura 20-2:	Bipedestación	20
Figura 21-2:	Postura de pie correcta.....	21
Figura 22-2:	Tipo de sillas bipedestadoras	22
Figura 23-2:	Órganos internos	22
Figura 24-2:	Sistema muscular	23
Figura 25-2:	Deformaciones en la cadera.....	24
Figura 26-2:	Posiciones de bipedestación.....	24
Figura 27-2:	Tipos de bipedestadores	25
Figura 28-2:	Máquina elíptica.....	25
Figura 29-2:	Músculos ejercitados en la máquina elíptica.....	26
Figura 1-3:	Altura (talla) sentado.....	28
Figura 2-3:	Altura acromial	28
Figura 3-3:	Altura de la fosa poplítea	29
Figura 4-3:	Largo de nalga a fosa poplítea	29
Figura 5-3:	Ancho biacromial.....	29

Figura 6-3:	Ancho de las caderas.....	30
Figura 7-3:	Distancia brazo.....	30
Figura 8-3:	Distancia antebrazo.....	30
Figura 9-3:	Clasificación y propiedades mecánicas de los tubos.....	39
Figura 10-3:	Carga muerta a soportar.....	41
Figura 11-3:	Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la viga del asiento.....	43
Figura 12-3:	Propiedades del tubo utilizado para la viga del asiento.....	45
Figura 13-3:	Factor de seguridad de la viga del asiento.....	46
Figura 14-3:	Factor de longitud efectiva.....	49
Figura 15-3:	Radio de giro de la sección transversal.....	49
Figura 16-3:	Área de la sección transversal.....	51
Figura 17-3:	Factor de seguridad de la columna del asiento.....	52
Figura 18-3:	Diagrama de fuerza cortante y momento flector del perfil del espaldar.....	54
Figura 19-3:	Propiedades del tubo utilizado para el espaldar.....	55
Figura 20-3:	Factor de seguridad del perfil del espaldar.....	56
Figura 21-3:	Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la viga del sistema de rehabilitación.....	59
Figura 22-3:	Propiedades del tubo utilizado para la viga del sistema de rehabilitación.....	60
Figura 23-3:	Propiedades del tubo utilizado para la viga del sistema de rehabilitación.....	62
Figura 24-3:	Factor de seguridad de la viga del sistema de rehabilitación.....	62
Figura 25-3:	Factor de seguridad de la columna del sistema de rehabilitación.....	65
Figura 26-3:	Elemento crítico de soldadura.....	66
Figura 27-3:	Cordón de soldadura.....	66
Figura 28-3:	Pasador crítico.....	69
Figura 29-3:	Espesor de horquilla.....	71
Figura 30-3:	Distancia del resorte de gas.....	73
Figura 31-3:	Ángulo del resorte de gas.....	73
Figura 32-3:	Dimensiones silla de ruedas estándar.....	74
Figura 33-3:	Dimensiones silla de ruedas postural-bipedestadora.....	75
Figura 34-3:	Partes de la silla de ruedas bipedestadora.....	75
Figura 35-3:	Chasis.....	76
Figura 36-3:	Reposacabezas.....	76
Figura 37-3:	Sistema de ajuste del reposacabezas.....	77
Figura 38-3:	Toma de medidas.....	77
Figura 39-3:	Espaldar.....	78
Figura 40-3:	Especificaciones del espaldar.....	78
Figura 41-3:	Asiento.....	79

Figura 42-3:	Especificaciones del asiento.....	79
Figura 43-3:	Abductor	79
Figura 44-3:	Apoyapiés	80
Figura 45-3:	Ruedas delanteras.....	80
Figura 46-3:	Ruedas traseras.....	81
Figura 47-3:	Apoyos de cadera.....	81
Figura 48-3:	Reposabrazos	82
Figura 49-3:	Tablero de trabajo	82
Figura 50-3:	Apoyos laterales.....	83
Figura 51-3:	Posición de sedestación usuario 1	84
Figura 52-3:	Dimensiones del resorte de gas bloqueable	85
Figura 53-3:	Resorte de gas bloqueable.....	85
Figura 54-3:	Posición de bipedestación usuario 1	86
Figura 55-3:	Bipedestador infantil.....	86
Figura 56-3:	Inmovilizadores de rodilla	87
Figura 57-3:	Movimiento hasta 30 ⁰ usuario 1.....	87
Figura 58-3:	Movimiento del espaldar hasta 180 ⁰ usuario 1.....	88
Figura 59-3:	Posición de sedestación usuario 2.....	89
Figura 60-3:	Posición de bipedestación usuario 2	89
Figura 61-3:	Usuario 2: Movimiento hasta 30 ⁰ (A), Movimiento del espaldar hasta 180 ⁰ (B).....	90
Figura 62-3:	Posición de sedestación usuario 3	91
Figura 63-3:	Posición de bipedestación usuario 3	91
Figura 64-3:	Movimiento hasta 30 ⁰ (A), Movimiento del espaldar hasta 180 ⁰ (B).....	92
Figura 65-3:	Sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla)	93
Figura 66-3:	Silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla).....	93
Figura 67-3:	Pasador con horquilla Clevis.....	94
Figura 68-3:	Pedales con canastilla	94
Figura 69-3:	Uso de velcros.....	94
Figura 1-4:	Modelo isométrico	95
Figura 2-4:	Vista lateral	96
Figura 3-4:	Vista superior	96
Figura 4-4:	Pesos ingresados en sedestación	98
Figura 5-4:	Desplazamiento en sedestación.....	98
Figura 6-4:	Deformación unitaria en sedestación	99
Figura 7-4:	Factor de seguridad en sedestación.....	99
Figura 8-4:	Factor de seguridad mínimo en sedestación	100

Figura 9-4:	Pesos ingresados en sedestación con inclinación.....	102
Figura 10-4:	Desplazamiento en sedestación con inclinación	102
Figura 11-4:	Deformación unitaria en sedestación con inclinación.....	103
Figura 12-4:	Factor de seguridad en sedestación con inclinación	103
Figura 13-4:	Factor de seguridad mínimo.....	104
Figura 14-4:	Pesos ingresados en bipedestación.....	105
Figura 15-4:	Desplazamiento en bipedestación	106
Figura 16-4:	Deformación unitaria en bipedestación.....	106
Figura 17-4:	Factor de seguridad en bipedestación	107
Figura 18-4:	Factor de seguridad mínimo es posición de bipedestación	108
Figura 19-4:	Pesos ingresados en posición de camilla.....	109
Figura 20-4:	Desplazamiento en posición de camilla	109
Figura 21-4:	Deformación unitaria en posición de camilla	110
Figura 22-4:	Factor de seguridad en posición de camilla	110
Figura 23-4:	Factor de seguridad mínimo en posición de camilla.....	111
Figura 24-4:	Pesos ingresados del sistema de rehabilitación.....	112
Figura 25-4:	Desplazamiento en el sistema de rehabilitación	112
Figura 26-4:	Deformación unitaria en el sistema de rehabilitación	113
Figura 27-4:	Factor de seguridad en el sistema de rehabilitación.....	113
Figura 28-4:	Factor de seguridad mínimo del sistema de rehabilitación	114
Figura 29-4:	Modelo importado.....	115
Figura 30-4:	Asignación del material	115
Figura 31-4:	Asignación conectores	116
Figura 32-4:	Resultados de tensión máxima de von Mises en la estructura	118

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-4:	Fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable izquierdo	116
Gráfico 2-4:	Fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable derecho	117
Gráfico 3-4:	Velocidad para posición de sedestación con inclinación.....	117
Gráfico 4-4:	Aceleración para posición de sedestación con inclinación.....	118

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: TOMA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS.

ANEXO B: CATÁLOGOS DIPAC.

ANEXO C: CATÁLOGO DE RESORTES DE GAS BLOQUEABLES.

ANEXO D: COTIZACIÓN

ANEXO E: COSTOS DE SILLAS DE RUEDAS

ANEXO F: PLANOS DEL DISEÑO

ABREVIATURAS

AEF	Análisis del elemento finito
AISC	American Institute of Steel Construction
ANSI	American National Standards Institute
ASTM	American Society of Mechanical Engineers
CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
ESTRN	Deformación unitaria equivalente
FEM	Método de elementos finitos
GMFCS	Sistema de clasificación de la función motora gruesa
INEN	Instituto Ecuatoriano de Normalización
LRFD	Load and Resistance Factor Design
MSP	Ministerio de Salud Pública
NTE	Norma Técnica Ecuatoriana
PCI	Parálisis cerebral infantil
RNM	Resonancia magnética nuclear
RNPT	Recién nacidos pretérmino
ROT	Reflejos osteotendinosos
SDR	Síndrome de dificultad respiratoria

RESUMEN

En el presente trabajo de titulación se diseñó una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral con un peso máximo de 50 kg, que garantizará una correcta postura en posición de sedestación y bipedestación a 80°, permitirá la inclinación en posición de sedestación hasta 30° y adoptará la posición de camilla. Al diseño se adapta un comfortable sistema de rehabilitación muscular similar al de una bicicleta común, la dimensión de cada elemento de este diseño considera medidas máximas y mínimas tomadas a 8 niños con PCI de diferentes edades en un rango de 3-12 años y medidas de tablas antropométricas infantiles ya existentes, se seleccionó el material ASTM A 500 grado A, debido a su bajo costo, alta accesibilidad, alta resistencia y durabilidad, fácil manipulación y soldadura. Para la selección de perfiles se realizó el cálculo correspondiente basándose en la especificación para construcciones de acero AISC 360-16, cuando la silla postural bipedestadora está en sus máximas dimensiones, ya que, si los perfiles seleccionados soportan el peso máximo considerado, soportarán pesos menores. Para garantizar la seguridad del usuario se realizó un análisis estático de la estructura en el software SolidWorks y el análisis dinámico en el software Adams para las diferentes posiciones, el cual determinó que se tiene valores de desplazamiento y deformación unitaria bajos y un factor de seguridad predominante y apropiado mayor a 2, valor bastante alto en cuanto a diseño estructural se refiere. Se concluye que se cumplió con cada uno de los objetivos propuestos en este trabajo de titulación, sin embargo se recomienda construir el diseño propuesto para de esta manera realizar pruebas reales y así corroborar los resultados arrojados por los software utilizados.

Palabras clave: <SISTEMA DE REHABILITACIÓN MUSCULAR> <PARÁLISIS CEREBRAL> <SEDESTACIÓN> <BIPEDESTACIÓN> <SOLIDWORKS (SOFTWARE)>.



Firmado electrónicamente por:
**HOLGER GERMAN
RAMOS UVIDIA**

2117-DBRA-UPT-2021


2021-11-18

SUMMARY

In the present degree work, a postural-standing wheelchair with a muscular rehabilitation system (calf) was designed for children with cerebral palsy with a maximum weight of 50 kg, which will guarantee a correct posture in a sitting and standing position at 800, it will allow the inclination in a sitting position up to 300 and will adopt the position of a stretcher. A comfortable muscular rehabilitation system similar to a common bicycle is adapted to the design, the dimension of each element of this design considers maximum and minimum measurements taken from 8 children with PCI of different ages in a range of 3-12 years and measurements of Already existing children's anthropometric tables, the ASTM A 500 grade A material was selected, due to its low cost, high accessibility, high strength and durability, easy handling and welding. For the selection of profiles, the corresponding calculation was made based on the specification for steel constructions AISC 360-16, when the standing postural chair is at its maximum dimensions, since, if the selected profiles support the maximum weight considered, they will support lower weights. To guarantee the safety of the user, a static analysis of the structure was performed in SolidWorks software and dynamic analysis in Adams software for the different positions, which determined that there are low displacement and strain values and a predominant safety factor and appropriate greater than 2, a fairly high value in terms of structural design. It is concluded that each of the objectives proposed in this degree work was met, however it is recommended to build the proposed design to carry out real tests and thus corroborate the results obtained by the software used.

Keywords: <MUSCULAR REHABILITATION SYSTEM> <CEREBRAL PARALYSIS>
<SEATS> <BIPEDESTATION> <SOLIDWORKS (SOFTWARE)>.

LUIS
FRANCISCO
MANTILLA
CABRERA



Firmado
digitalmente por
LUIS FRANCISCO
MANTILLA CABRERA
Fecha: 2021.11.26
10:55:14 -05'00'

INTRODUCCIÓN

Según cifras de la OMS solo en el Ecuador existe alrededor de 242,340 personas con parálisis cerebral, esta discapacidad generalmente es causada por alteraciones o lesiones del cerebro que conllevan a problemas de postura (sentado, acostado, de pie) y dificultad de movimiento, además de producir otras afecciones como: problemas de habla, vista, oído, escoliosis, contracturas, discapacidad intelectual, etc., por lo cual las personas que la padecen suelen permanecer lapsos largos de tiempo en una sola posición disminuyendo su actividad física y a su vez provocando un retroceso en su desarrollo.

El uso de sillas adaptativas es de vital importancia en el tratamiento de niños con parálisis cerebral, contribuyen con su desarrollo y evitan problemas de salud a largo plazo, por lo que es importante garantizar una correcta postura de sedestación, bipedestación y camilla, ya que, así como estos aparatos de rehabilitación pueden servir de ayuda, si se no se los maneja correctamente pueden ocasionar graves daños, por este motivo las funcionalidades de una silla pueden variar acorde a las necesidades de cada usuario. El Gobierno Nacional actualmente proporciona ciertas ayudas técnicas, con la finalidad de mejorar su calidad de vida, sin embargo, estas ayudas entre las que destaca la silla de ruedas postural, no son diseñadas acorde a las necesidades de cada usuario ocasionando que en muchos de los casos las personas cuidadoras deben realizar adecuaciones que permitan garantizar una correcta postura de sedestación y camilla que son las funcionalidades que tiene la silla antes mencionada.

Este trabajo de titulación tiene como finalidad contribuir a mejorar la calidad de vida de personas con parálisis cerebral mediante el diseño de una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla), enfocándose principalmente en las necesidades de los niños, para lo cual se ha hecho un análisis con ayuda de terapeutas físicos que permita determinar las características y funcionalidades que debe cumplir este diseño, para que posteriormente sirva como referente para el diseño y construcción de este tipo de sistemas de rehabilitación multifuncional y accesibles en cuanto a lo económico se refiere, a nivel local y nacional, debido a que en la actualidad en el país existen pocas empresas dedicadas al diseño de dispositivos terapéuticos para niños con parálisis cerebral, además el costo de los aparatos que fabrican resulta inaccesible para la mayoría de personas si se considera que el cuidado de la persona con discapacidad conlleva aún más gasto.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

En este capítulo se presentan los datos que justifican por qué se propone el diseño de una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral, presentando los antecedentes, formulación del problema, justificación, alcance y objetivos a cumplir, además se mencionan trabajos de investigación referentes al tema que servirán con guía para poder realizar un diseño innovador.

1.1. Antecedentes

En el Ecuador existen alrededor de 2,423,400 personas que poseen de algún tipo de discapacidad, según cifras de la OMS, de las cuales 242,340 han sido diagnosticadas con parálisis cerebral, la cual es considerada un síndrome con origen en el sistema nervioso central, que genera una serie de trastornos que afectan al movimiento y postura (CEEM, 2017).

Los niños con parálisis cerebral debido a su condición permanecen la mayor parte del tiempo sentados o acostados, en la mayoría de los casos adoptando una posición incorrecta, lo cual conlleva a deformaciones esqueléticas, problemas en la digestión, problemas al deglutir los alimentos, úlceras de la piel y también déficits en el sistema óseo y circulatorio, por lo cual se recomienda que los niños con PC tengan a disposición dispositivos que les permitan corregir postura y generar movimientos o posiciones que por sí solos no puedan adoptar (sentarse, estar de pie, extender las rodillas, movimiento de caderas, etc.) (Tomalá, 2015, pp.8-10).

En la actualidad el Gobierno Nacional en coordinación con el Ministerio de Salud Pública entrega de manera gratuita ayudas técnicas para personas con discapacidad, como: andador, bastón, cojín antiescaras, colchón antiescaras, muletas, pañales, silla de ruedas, silla para bañarse, silla para evacuar, etc. (MSP,2020); con la finalidad de mejorar la calidad de vida de la persona con discapacidad, así como de la persona cuidadora, sin embargo, estas ayudas son estándar y deben ser adaptadas según la necesidad, lo cual conlleva un gasto adicional.

La silla de ruedas permite en gran parte corregir la postura del niño o niña con discapacidad, sin embargo la persona se mantiene en esa posición por largos periodos de tiempo, lo que no permite el desarrollo del movimiento en las extremidades inferiores, por lo cual para reforzar piernas se hace uso de un sistema de bipedestación que permite adoptar una posición diferente y ayuda a

reforzar estas extremidades, a pesar que con el uso de este dispositivo se adopta esta nueva posición aún no se tiene movimiento de las piernas lo cual se podría lograr con el uso de un sistema elíptico motorizado que simule los movimientos de caminata.

En el Ecuador existen un sinnúmero de propuestas de sillas de ruedas bipedestadoras, sin embargo, no se adaptan a las necesidades de un niño con parálisis cerebral y se limitan a cumplir su función de postura de pie, por lo cual, al no permitir movilidad de piernas, impiden el fortalecimiento muscular y movimiento de rodillas lo cual conlleva a problemas óseos, entre las cuales se puede mencionar, “Silla bipedestadora para personas con movilidad restringida grado IV en las extremidades inferiores con una capacidad de carga de 100kg”, “Diseño y construcción de una silla para bipedestación” realizado por William Jácome, “Sistema mecatrónico de movilidad asistida para personas con paraplejia” realizado por Estefanía Ávila , “Construcción de una silla bipedestadora del prototipo LILIBOT” realizada por Michael Morillo, “Sistema de control para la movilidad y extensión de una silla de ruedas Eléctrica de bipedestación” realiza por Luis Bedón, “Diseño y construcción de una silla de bipedestación eléctrica para personas cuadripléjicas activada por voz, de bajo costo” realiza por Johanna Armijos & Tania Criollo.

1.2. Formulación del problema

Actualmente en el Ecuador el índice de discapacidad ha ido en aumento según cifras del MSP , institución gubernamental que actualmente está encargada de entregar diversas ayudas técnicas para personas con discapacidad, sin embargo estas ayudas no están diseñadas por edad o tipo de discapacidad, por lo que si bien son necesarias, en el caso de niños con parálisis cerebral deben ser adaptadas con la ayuda de un profesional que defina el tipo de modificación que se debe realizar según el niño, lo cual conlleva un gasto adicional. Además, la silla de ruedas se limita a mantener la postura correcta de sentado por lo cual el niño no tiene la posibilidad de ejercitar sus piernas ni interactuar con su entorno, el cambio de posición se puede realizar con la ayuda de un bipedestador cuyo coste en el mercado es elevado por lo que debido a la condición económica de las personas cuidadoras resulta de difícil acceso.

En el país existen pocas empresas dedicadas al diseño de dispositivos terapéuticos para niños con parálisis cerebral, además el costo de los aparatos que fabrican resulta inaccesible para la mayoría de personas si se considera que el cuidado de la persona con discapacidad conlleva aún más gasto, por lo cual se considera la necesidad de crear una silla de ruedas bipedestadora que tenga un sistema de rehabilitación de bajo costo.

1.3. Justificación

1.3.1. Justificación teórica

El uso de sillas adaptativas es de vital importancia en el tratamiento de niños con parálisis cerebral debido a que una sedestación adecuada tiene efectos beneficiosos sobre el mantenimiento de la integridad de la piel y el tejido, el tono, la prevención de la deformidad, la actividad refleja, la respiración y el habla, estabilidad postural, la alineación, la funcionalidad (Neville, 2005, pp. 3-5).

La bipedestación juega un papel fundamental en la rehabilitación de un niño con parálisis cerebral, porque permite mejorar la circulación respiración, digestión, así como también previene contracturas, pero sobre todo reduce la espasticidad y permite controlar movimientos involuntarios propios de la lesión cerebral, además de permitir la correcta formación de la cadera en los primeros años, problema que es recurrente en la PCI debido a la mala postura generada por la espasticidad. Combinar movimientos de extremidades inferiores mientras se está en un sistema de bipedestación permite ejercitar el musculo para que la persona con discapacidad sea capaz de soportar su propio peso, proceso indispensable para que un niño pueda caminar.

1.3.2. Justificación metodológica

El diseño de una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular para niños con parálisis cerebral, se realizará en el software SolidWorks y en el software Adams, los cuales son ampliamente utilizados en el diseño de máquinas debido a que proporcionan las herramientas necesarias tanto de análisis como diseño.

Este diseño se basará en recomendaciones de profesionales de manera que se ayude en la rehabilitación física eficaz del niño con parálisis, el cual será sometido a pruebas mediante software que garanticen seguridad y confort, para su posterior implementación.

La metodología de diseño se basará en etapas que permitan diseñar el sistema de rehabilitación mencionado: Primera etapa: Recopilación de información referente a la sedestación, bipedestación y movimiento de extremidades inferiores mediante el uso de una maquina elíptica, segunda etapa: Recopilación de recomendaciones dadas por un profesional que tenga experiencia en la rehabilitación física de niños con parálisis cerebral, tercera etapa: Diseño del sistema de rehabilitación en el software SolidWorks y Adams, y la cuarta etapa: Análisis dinámico del diseño mediante software.

1.3.3. Justificación práctica

En el país existen pocos centros dedicados a la fabricación de aparatos para la rehabilitación de niños con discapacidad, sin embargo en Riobamba no se encuentra ninguno, por lo cual las personas para acceder a la fabricación de cualquier instrumento adaptativo se deben movilizar fuera de la ciudad, en el país no existe en el mercado el sistema de rehabilitación adaptativo propuesto, pero se podría construir a base de prueba de error en un taller, lo que no garantizaría la seguridad de la persona por lo que se considera necesario una fase de diseño y pruebas, para su posterior implementación, además se busca disminuir el costo ya que solamente un sistema de bipedestación bordea los 600 dólares y aumenta de acuerdo a las características requeridas.

El diseño utilizando software permitirá realizar un análisis de deformación de los materiales con los cuales se podría construir el sistema de rehabilitación adaptativo propuesto, para que se pueda implementar en un futuro, lo cual mejorara la calidad de vida no solo de la persona con discapacidad sino también de la persona cuidadora al permitir que la persona con discapacidad pueda rehabilitarse en casa que es donde pasa la mayoría del tiempo y que por falta de recursos en muchas ocasiones no pueden acudir a centros especializados cuyos costos son altos.

1.4. Alcance

El presente proyecto tiene como finalidad diseñar una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral (3-12 años), tomando en consideración recomendación de profesiones en terapia física, que sea de bajo costo y brinde la seguridad y confort necesario en el tratamiento de personas con este tipo de discapacidad.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general.

- Diseñar una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral.

1.5.2. Objetivos específicos:

- Investigar y recopilar información referente a las características de una persona con parálisis cerebral, así como la importancia y correcta sedestación, bipedestación y movimiento de piernas mediante el uso de un sistema de rehabilitación para su tratamiento.
- Definir las características que debe cumplir la silla bipedestadora y el sistema de rehabilitación en base a recomendación de profesionales y del estado del arte.
- Diseñar la silla de ruedas postural-bipedestadora apoyándose con el software SolidWorks y Adams.
- Diseñar el sistema de rehabilitación muscular adaptable a la silla de ruedas.
- Realizar el análisis de costos.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se detalla fundamentación teórica de relevancia que servirá para el desarrollo de este diseño.

2.1. Parálisis cerebral

Se define a la parálisis cerebral como una discapacidad no progresiva que agrupa un conjunto de trastornos neuromotores, generalmente causados por alteraciones o lesiones del cerebro durante el desarrollo del mismo en etapa fetal o primera infancia (Ricard y Loza, 2005, p.167).

A pesar de que el principal problema en personas que padecen de parálisis cerebral sea la postura y dificultad de movimiento, este trastorno puede acarrear otras afecciones como: problemas de habla, vista, oído, escoliosis, contracturas, discapacidad intelectual, etc. (López et al., 2008, p.221).



Figura 1-2: Persona con parálisis cerebral

Fuente: (Interactúa, 2016).

2.2. Clasificación de la parálisis cerebral

Existen diversos criterios para clasificar a la parálisis cerebral, sin embargo, la más clásica y clara, es la clasificación realizada por Pereleisten (1949,1952), la cual toma en consideración los siguientes criterios: grado, tono, tipo, tipografía y posibles disfunciones asociadas (Rosa y García, 1993, p.29).

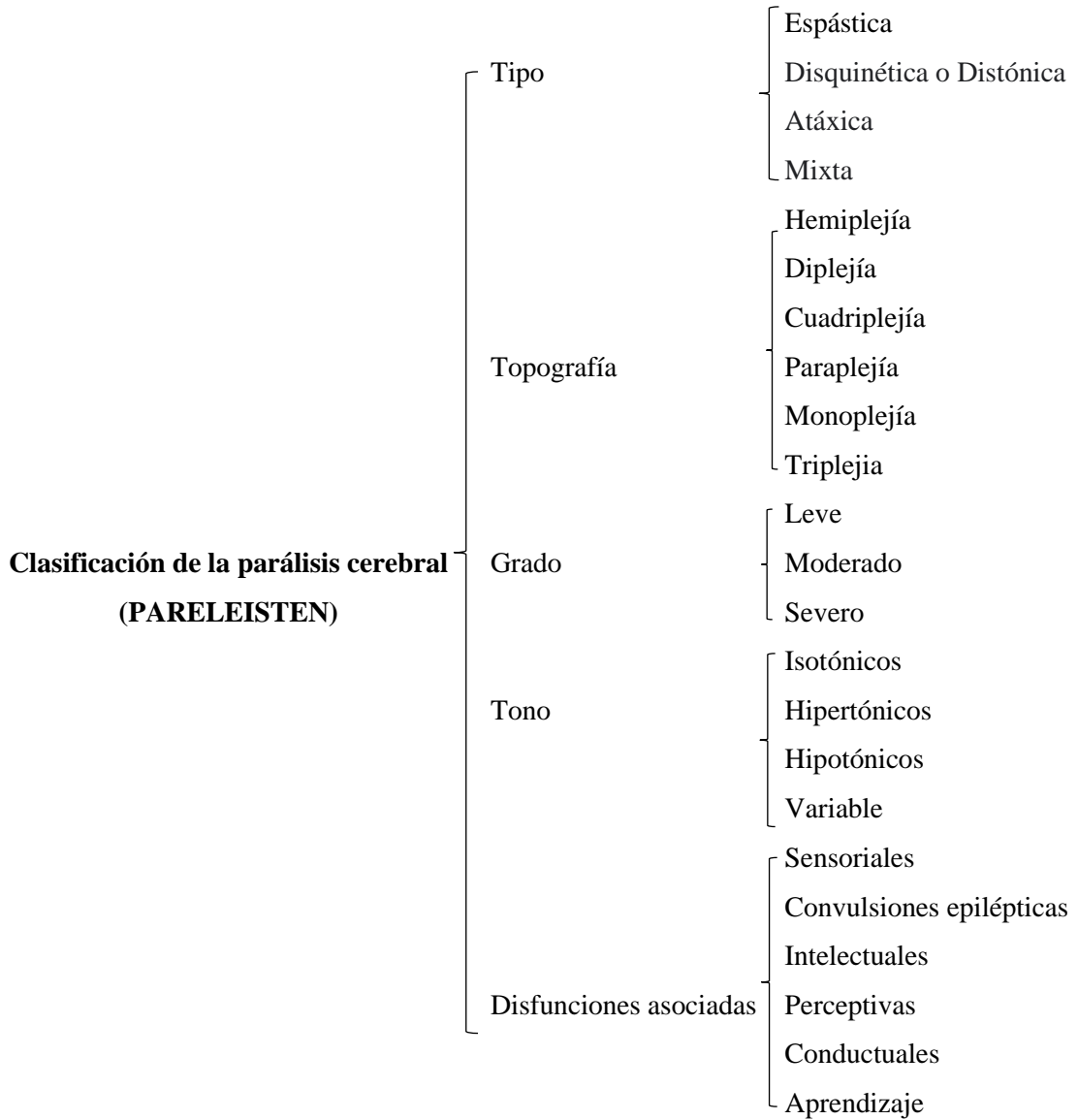


Figura 2-2: Clasificación de la parálisis cerebral

Fuente: (Rosa et al., 1993).

Los cuatro tipos más comunes de parálisis cerebral que existen generalmente hablando son:

1.- PC Espástica

Es el tipo más frecuente, los niños con este tipo de PC en su mayoría convulsionan, tienen dificultad para realizar movimientos debido a que los músculos se mantienen tensos y rígidos, y presentan nivel de inteligencia menor (Arcas, 2006, p.34).

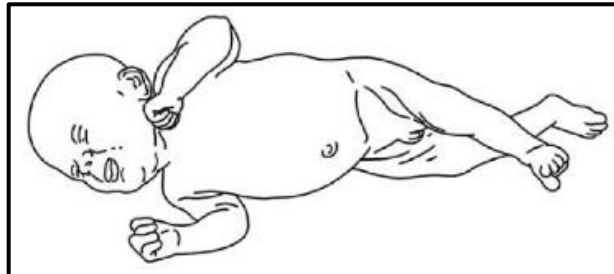


Figura 3-2: Parálisis cerebral espástica

Fuente: (Arcas, 2006)

2.-PC Disquinética o Atetósica

Los músculos en este tipo de parálisis cerebral cambian de flojos a tensos o tensos rápidamente, lo que genera movimientos descontrolados y lentos. Otra característica en los niños que padecen este tipo de PC es la dificultad de lenguaje y cambios bruscos de estados de ánimo (Arcas, 2006, p.34).

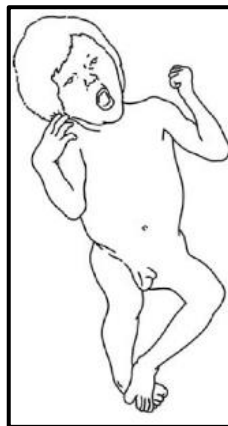


Figura 4-2: Parálisis cerebral atetósica

Fuente: (Arcas, 2006)

3.-PC Atáxica

Este tipo de parálisis, es poco común, los niños que padecen este tipo de PC presentan problemas de: equilibrio, coordinación de movimiento y de control de cabeza. Una característica notoria son los temblores en manos lo cual dificulta la realización de actividades de precisión (Arcas, 2006, p.35).



Figura 5-2: Parálisis cerebral atáxica

Fuente: (ICBF, 2017).

4.-PC Mixta

Cuando el cerebro sufre lesiones en varias regiones se produce este tipo de discapacidad que es muy común ya que por lo general no se tienen un trastorno motor puro.

2.3. Sedestación correcta

En pacientes con parálisis cerebral la elección de un correcto sistema de sedestación generalmente la silla de ruedas, juega un papel de vital importancia en su rehabilitación debido a que este debe proporcionar confort y ayudar a reducir deformaciones, por lo cual para su elección se debe tomar recomendaciones de personal calificado como es: el médico rehabilitador, terapeuta ocupacional y técnico ortopédico (García, 2009, p.53).

Para el diseño de un sistema de sedestación se debe considerar (García, 2009, p.53):

- ✓ Deformidades esqueléticas
- ✓ Tipo de parálisis
- ✓ Movimientos incontrolados
- ✓ Falta de movilidad
- ✓ Alteraciones de conducta

Generalmente el paciente con parálisis cerebral necesita ayuda para manipular sistemas de sedestación, por lo cual se recomienda el uso de sistemas no autopropulsables que brinden seguridad y confort.

2.3.1. Silla de ruedas

La silla de ruedas es considerada como una herramienta de apoyo cuyo objetivo principal es permitir el desplazamiento de una persona con algún tipo de discapacidad, sin embargo, también ayuda a mejorar la alimentación, comunicación e interacción con el entorno de la persona con discapacidad, generalmente se puede encontrar sillas de ruedas (Bilbao, 2017, pp. 141-142.):

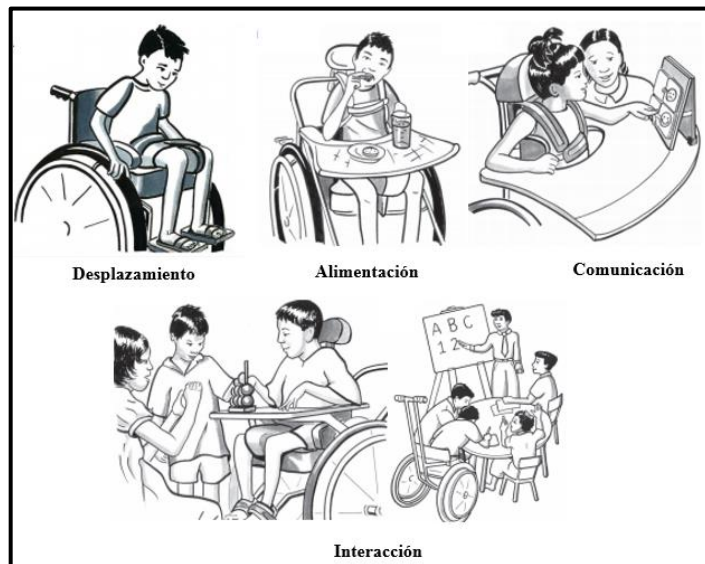


Figura 6-2: Beneficios del uso de silla de ruedas

Fuente: (OMS, 2016).

Eléctricas: está diseñada para reducir el esfuerzo físico que realice la persona con discapacidad a movilizarse, esto se realiza utilizando motores que permiten el giro de sus ruedas traseras, estas pueden ser manejadas con la mano, mentón, pie o por la persona cuidadora.



Figura 7-2: Silla de ruedas eléctrica

Fuente: (Dortomedical).

Manuales: estas sillas de ruedas necesitan ser impulsadas por el mismo usuario o alguna persona de su entorno y requieren de esfuerzo físico.



Figura 8-2: Silla de ruedas manual

Fuente: (Dortomedical).

La clasificación de las sillas de ruedas es muy amplia, ya que estas se adaptan a la necesidad del usuario, entre ellas podemos destacar las sillas pediátricas, de traslado, subir y bajar escaleras, bipedestación, etc.

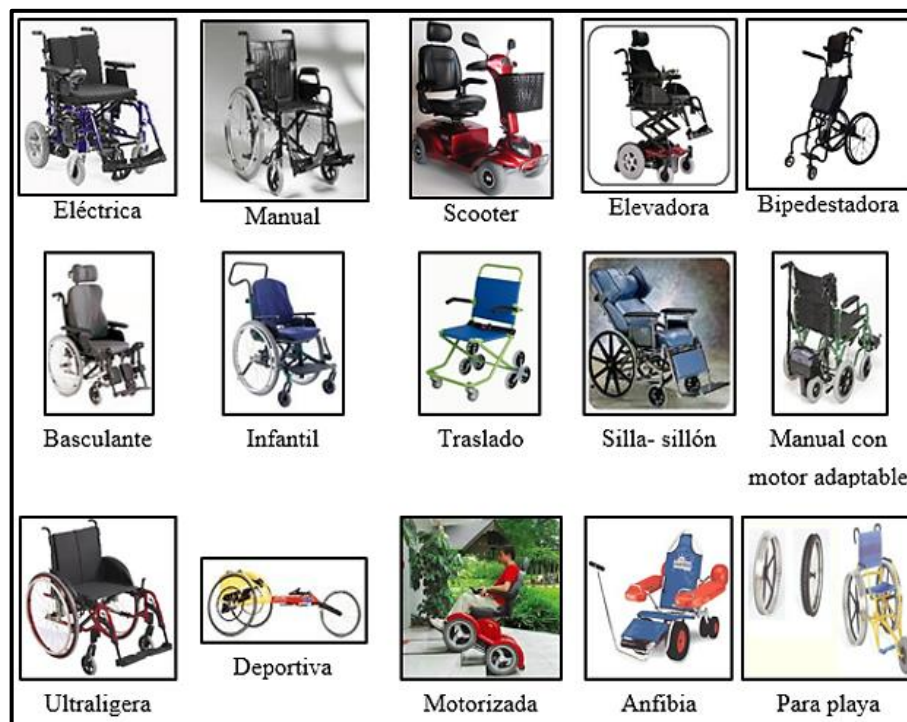


Figura 9-2: Clasificación de silla de ruedas manual

Fuente: (Fundación Lescer).

En el caso de los niños con parálisis cerebral el uso de sillas pediátricas posturales es el más demandado, debido a que estas permiten al niño mantener una correcta sedestación, cada componente de la silla de ruedas tiene una función específica, los más comunes se describen en la siguiente figura.



Figura 10-2: Componentes de una silla de ruedas postural

Fuente: (UTN, 2017).

1.- Chasis

Es la estructura o armazón de la silla de ruedas que sirve de apoyo a los demás componentes, los materiales más utilizados en este tipo de chasis son el aluminio y acero por su bajo costo, pero también se usa el carbono y titanio (Gómez et al., 2000: pp.49-52).

2.-Reposa cabeza

Como su nombre lo indica sirve de apoyo a la cabeza del usuario, su principal objetivo es evitar dolores de cabeza, cuello y ayudar a la correcta postura, generalmente tiene forma curvada para dar apoyo lateral a la cabeza, aunque se puede adecuar según la necesidad del usuario a utilizarlo (Ortopedia Mimas., 2019).

3.- Respaldo

Sirve de soporte y apoyo a la región lumbar superior, proporcionando equilibrio al usuario, su altura depende de las necesidades del usuario, a mayor lesión medular, mayor altura del respaldo y viceversa.

4.- Asiento

Proporciona soporte pélvico y apoyo a todo el cuerpo, para dimensionar óptimamente un asiento se debe considerar la distancia desde el final del asiento hasta el hueco poplíteo (3-5cm).

5.-Abductor

Es un elemento que sirve principalmente para evitar deslizamientos y mantener la posición correcta de piernas y pelvis.

6.- Cinturón para piernas

Es un accesorio de seguridad que impide alzar las piernas con el objetivo de mantener una posición correcta y evitar lesiones.

7.-Apoya pantorrillas y pies

Su función principal es mantener los pies y parte de las piernas en correcta posición, respecto al tronco, brindando confort al usuario (Tambaco, 2017, p.16).

8.- Ruedas

Permiten el movimiento de la silla de ruedas, amortiguan las irregularidades del terreno, por lo general una silla de ruedas tiene dos ruedas pequeñas (dirección) y dos ruedas grandes (motrices) (Ortopedia Mimas., 2019).

9.-Reposa brazos

Este componente tiene como objetivo brindar descanso a los brazos cuando estos están en reposo, evitando así dolores musculares o accidentes de la ropa del usuario al enredarse con el eje o ruedas (Palencia, 2016, p.17).

10.- Cinturón de seguridad para cintura y tórax

Es un accesorio de seguridad y corrección de postura, que permite al usuario evitar caídas y brindar estabilidad a la parte superior del tórax, acorde a la necesidad del usuario se puede utilizar un cinturón pélvico o una pechera de 4 puntas o de 5 puntas.

11.-Apoyos laterales

Permiten mantener una posición simétrica de sedestación, evitando curvaturas de tronco y manteniendo caderas alineadas a una misma altura.

12.-Frenos

Impiden el movimiento de las ruedas y así fijar la posición en caso de requerirlo, los más utilizados en las sillas de ruedas son: los frenos con zapata, de tijera, de una mano y frenos de tambor (Ortopedia Mimas., 2019).

2.3.2. Principios básicos de la sedestación

La correcta sedestación se basa en los siguientes principios biomecánicos (García, 2009, p.53):

1.-*Posición de la pelvis*: Proporciona estabilidad, por lo cual se debe evitar deslizamientos en la silla de ruedas.

2.-*Posición de la región lumbosacra*: Zona de conexión de la columna vertebral y pelvis, la correcta postura evita lesiones y deformaciones.

3.-*Soporte anterior*: Proporciona estabilidad y buena postura, se puede considerar un abductor, cinturón o cinta pélvica según se requiera.

2.3.3. Principios básicos de la sedestación en la parálisis cerebral

El objetivo de todo sistema de rehabilitación en el tratamiento físico de la parálisis cerebral es brindar seguridad y capacidad de adaptación al paciente de modo que se logre una correcta alineación postural que permita se reduzca la presión soportada por nalgas y muslos para lo cual se debe:

Los principios básicos de la sedestación en la parálisis cerebral son (García, 2009, pp.54-56):

- ✓ Mantener los hombros relajados y codos flexionados a 90° o los brazos libres.



Figura 11-2: Postura de hombros, codos y brazos

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Tener caderas rodillas y tobillos a 90°

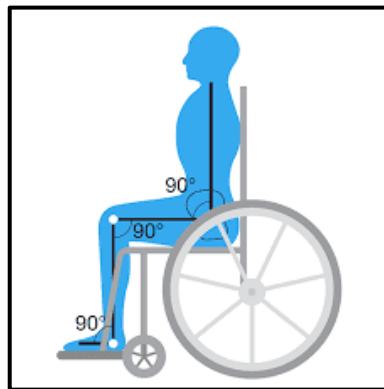


Figura 12-2: Postura de caderas rodillas y tobillos

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Muslos pegados al asiento, con una distancia de la terminación del asiento al hueco poplíteo de 3-5cm.

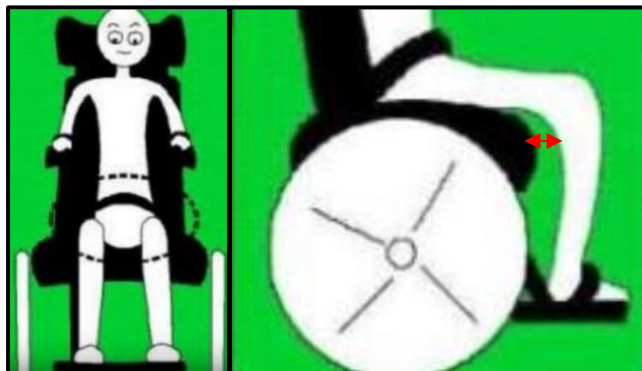


Figura 13-2: Postura de muslos

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Tronco centrado sobre la pelvis.

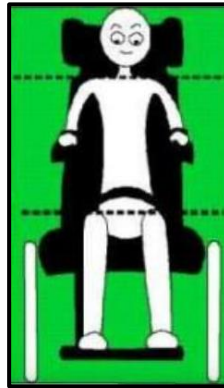


Figura 14-2: Postura de pelvis

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Glúteos bien atrás del asiento y centrados.



Figura 15-2: Postura de glúteos

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ La pelvis debe tener una pequeña inclinación hacia adelante pero no debe inclinarse lateralmente.



Figura 16-2: Postura incorrecta de pelvis

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Cabeza recta mirando hacia adelante con una pequeña inclinación de la barbilla



Figura 17-2: Postura de cabeza

Fuente: (Issuu, 2014).

- ✓ Los pies paralelos al piso o al reposapiés.



Figura 18-2: Postura de pies

Fuente: (Issuu, 2014).

Lo descrito anteriormente permitirá (García, 2009, pp.54-55):

- ✓ **Reducir reflejos primitivos:** Los niños con parálisis cerebral tienden a tener movimientos involuntarios que se pueden inhibir con una correcta sedestación.
- ✓ **Normalizar el tono postural:** Las personas con PCI generalmente presentan hipotonía (tono muscular bajo) o hipertonía (tono muscular alto), en los dos casos se necesita trabajar para normalizar el tono postural y así evitar problemas de salud.



Figura 19-2: Hipotonía versus Hipertonía

Fuente: (Hippo Nature,2016).

- ✓ **Evitar y corregir deformaciones:** el uso de un asiento correcto y el control el tronco puede ayudar a evitar luxaciones de cadera, oblicuidad pélvica o escoliosis, además el uso de un abductor en el asiento puede evitar problemas como displasia de caderas y aducción de piernas.
- ✓ **Control de cabeza:** El uso de un correcto sistema le brindará al niño con PCI estabilidad, facilitará la alimentación y comunicación con el entorno y evitará dolores de cabeza o cuello.
- ✓ **Mejorar la función del miembro superior:** Esto se puede lograr mediante el uso de soportes laterales que permitan estabilizar tronco, pelvis y cintura escapular, lo que a su vez permite a los miembros superiores la libre movilidad e interacción con el entorno.

2.3.4. Problemas del niño con parálisis cerebral en la sedestación

A continuación, se muestran los problemas de sedestación más comunes en niños con parálisis cerebral:

Tabla 1-2: Problemas comunes en la sedestación.

Mala posición de cabeza		Deslizamiento hacia adelante	
Golpes o rozaduras		El niño se pone de pie	

<p>Mala posición de brazos (codo dentro de laterales)</p>		<p>Inclinación hacia un lado</p>	
<p>Brazos en cruz</p>		<p>Introduce o saca los pies de los reposapiés</p>	

Fuente: (Pomares, 2020).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

2.4. Bipedestación

La bipedestación o bipedismo, es la capacidad que tiene una persona de ponerse de pie y moverse utilizando sus dos extremidades inferiores (Bedón, 2017, p.10).

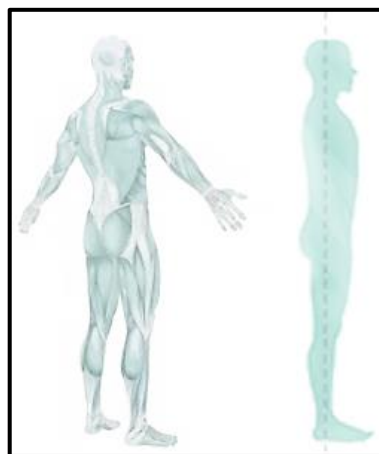


Figura 20-2: Bipedestación

Fuente: (Dolores et al., 2013).

Una adecuada postura de bipedestación es aquella que permite tener una correcta alineación corporal, donde no se tensionen músculos, ni se retuerzan articulaciones, disminuyendo así el esfuerzo muscular y otras lesiones o molestias que puedan empeorar con el paso del tiempo, para lo cual se debe mantener (Dolores et al., 2013, p.157):

1.-Barbilla al frente: Evita lesiones a nivel cervical.

2.-Hombros y caderas paralelos: Reduce tensiones musculares que pueden encadenar en contracturas.

3.-Espalda recta: Evita lesiones de la columna vertebral.

4.-Articulaciones semiflexionadas: Mantiene el tono muscular y proporciona mayor estabilidad al reducir el centro de gravedad.

5.-Pies ligeramente separados: Permite repartir el peso y mantener el equilibrio.

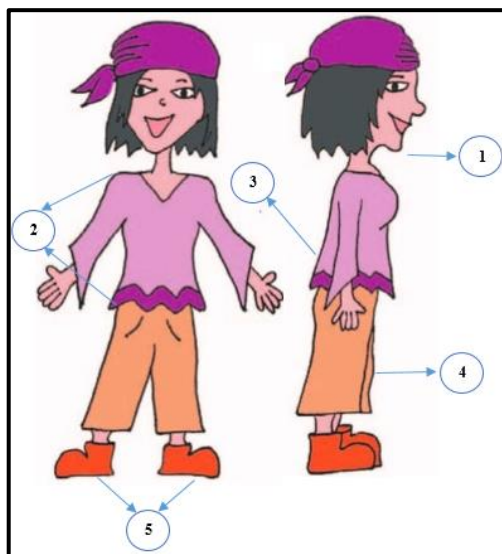


Figura 21-2: Postura de pie correcta

Fuente: (Neuro Rehab Human Brain, 2017).

2.4.1. Bipedestador

Por diferentes motivos (alteraciones cognitivas, deformidades articulares, retracciones y/o acortamientos musculares, etc.), no todos los seres humanos pueden adoptar esta posición de pie, para lo cual se hace uso de aparatos que permitan la bipedestación, los cuales son conocidos como bipedestadores.

Según la norma UNE ISO 9999: 2016, un bipedestador es un equipo de ayuda, perteneciente a la clase de órtesis y prótesis, que permite a personas con movilidad reducida mantener la posición de pie (Martínez, 2018, pp.6-7).



Figura 22-2: Tipo de sillas bipedestadoras

Fuente: (Aros y Aros, 2010).

2.4.2. Beneficios del uso de bipedestadores

Los bipedestadores permiten a los niños con parálisis cerebral mejorar su calidad de vida ya que les proporciona bienestar e independencia (Occhipinti & Mendoza., 2018, p.154), además de brindar otros beneficios como (Rehagirona, 2019):

En cuanto a los órganos internos, mejora:

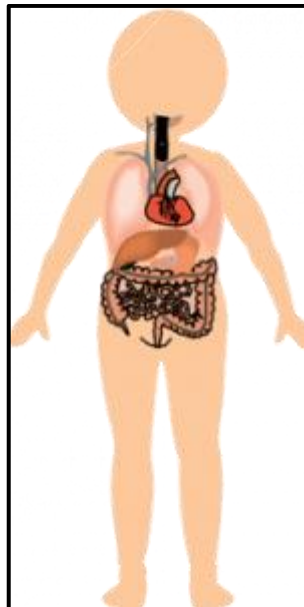


Figura 23-2: Órganos internos

Fuente: (Rehagirona, 2019).

- ✓ *La respiración:* Con la bipedestación la columna y pelvis toman una posición que libera la presión intra-abdominal permitiendo relajación del diafragma y mejorando así la oxigenación.

- ✓ *La Circulación:* La postura de pie permite aumentar el tono muscular favoreciendo al retorno venoso, lo cual a su vez reduce el riesgo de edemas y previene la trombosis e insuficiencia venosa.
- ✓ *La Digestión y función intestinal:* La postura de bipedestación activa el movimiento intestinal, lo cual permite evacuar la materia fecal y con esto disminuir el estreñimiento que es muy común en PCI.
- ✓ *La función vesical:* al estar de pie la vejiga puede vaciarse por completo debido a la gravedad, con esto se puede evitar, infección de vías urinarias y la formación de cálculos.

En el sistema muscular, la postura de pie permite el estiramiento de los músculos de cadera, rodilla y planta del pie, lo cual mejora la longitud de los isquiotibiales, reduce la espasticidad y el riesgo de contracturas (Leckey, 2011).

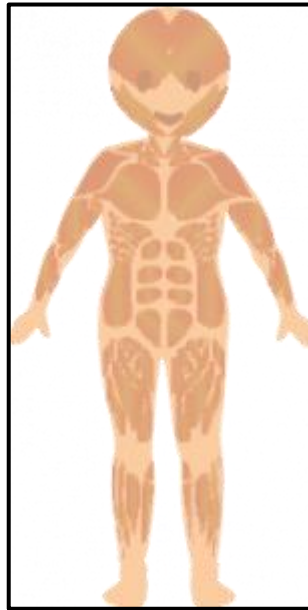


Figura 24-2: Sistema muscular

Fuente: (Rehagirona, 2019).

En lo que al sistema óseo se refiere, la postura de pie permite generar fuerza muscular, lo que a su vez permite aumentar la densidad ósea y con esto disminuir fracturas. Además, la correcta alineación y extensión del cuerpo previene deformidades en las articulaciones de la cadera.

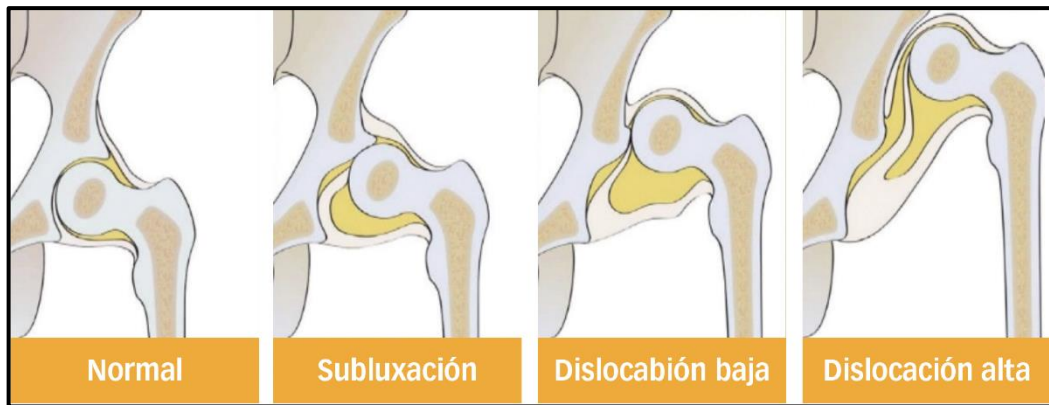


Figura 25-2: Deformaciones en la cadera

Fuente: (Rehagirona, 2019).

2.4.3. Tipos de bipedestadores

En la actualidad se puede encontrar algunos tipos de bipedestadores utilizados en el tratamiento de niños con parálisis cerebral, la posición de estos depende de la necesidad del usuario (Arango & Velásquez., 2018, p.32):

- ✓ Posición vertical, usada generalmente en niños con mínimo soporte del tronco.
- ✓ Posición en prono, usado generalmente en niños con control de cabeza en desarrollo
- ✓ Posición en supino, usado generalmente en niños con problemas de flexión de rodillas y control deficiente de la cabeza y hombros, este además puede adoptar la posición vertical.



Figura 26-2: Posiciones de bipedestación

Fuente: (Mundo Dependencia, 2020).

Los bipedestadores más comunes que se encuentra en el mercado se muestran en la siguiente figura:

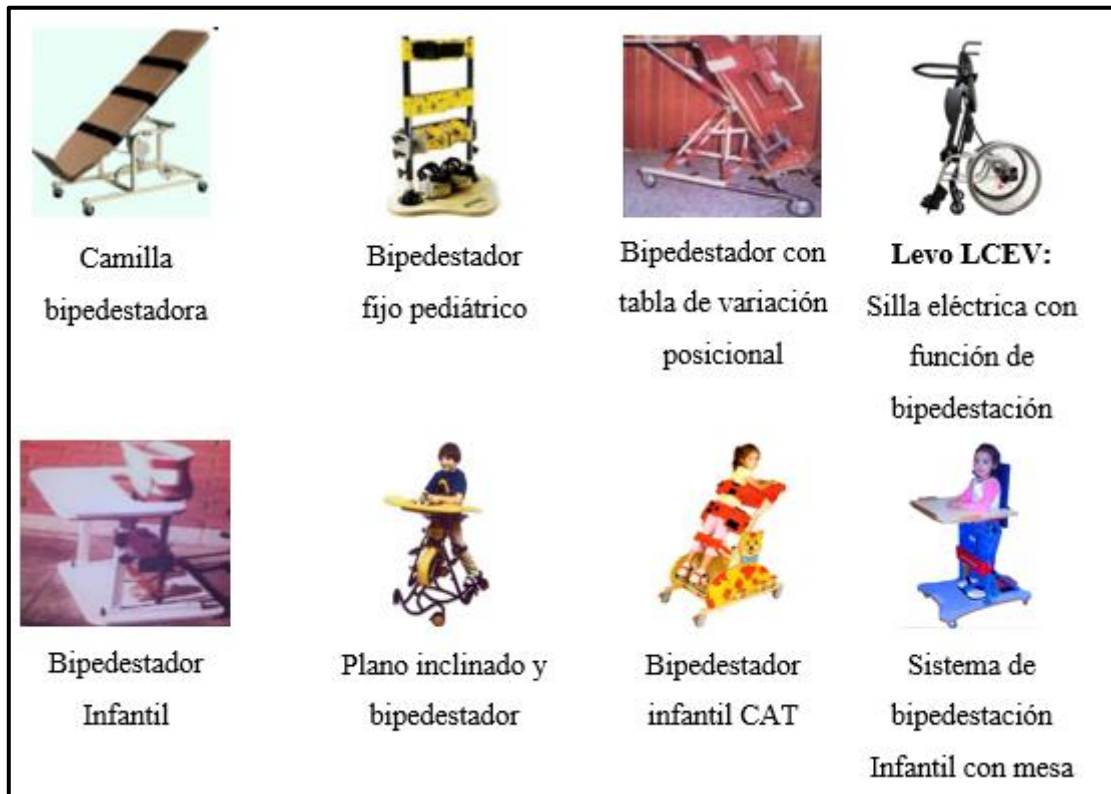


Figura 27-2: Tipos de bipedestadores

Fuente: (Mundo Dependencia, 2020).

2.5. Máquina elíptica

Una máquina elíptica es una herramienta estática de ejercicio físico que permite simular movimientos de caminar, correr o escalar. Permite generar un movimiento suave y agradable lo que a su vez ejercita los músculos, con lo cual se reducen las posibilidades de sufrir lesiones o daños por impacto en articulaciones (Ordoñez & Paidá, 2015, p.6).



Figura 28-2: Máquina elíptica

Fuente: (Rehabmart).

Con este tipo de máquinas se trabaja:

- ✓ Parte superior: Brazos, el pecho y la espalda
- ✓ Parte inferior: Cuádriceps, isquiotibiales, glúteos y pantorrillas.

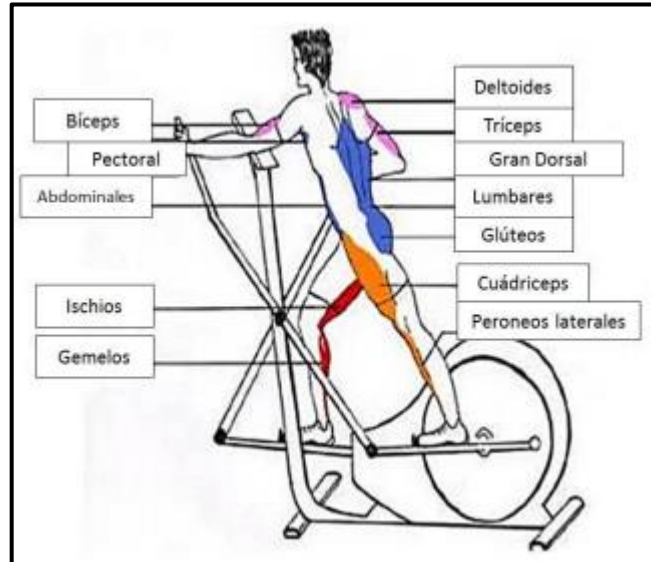


Figura 29-2: Músculos ejercitados en la máquina elíptica

Fuente: (Esenza Pilates, 2013).

CAPÍTULO III

3. MACO METODOLÓGICO

El diseño de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral, se realiza fundamentalmente en 5 fases:

1. Selección de las medidas antropométricas.
2. Selección del material.
3. Selección de perfiles.
4. Diseño de los elementos de la silla de ruedas postural-bipedestadora para niños con parálisis cerebral.
5. Diseño del sistema de rehabilitación muscular adaptable a la silla de ruedas.

En la primera fase se seleccionan las medidas máximas y mínimas que debe tener cada elemento de la silla de ruedas bipedestadora a diseñar, además se define el peso máximo que debe soportar, para lo cual se toman medidas de tablas antropométricas existentes, así como también se realizan mediciones a 8 niños con PCI de diferentes edades, seguidamente se procede con la selección del material y selección de los perfiles a utilizar.

Con las medidas antropométricas, material y perfiles definidos se procede a diseñar los elementos de la silla de ruedas postural-bipedestadora, de manera que estos se adapten al usuario y cumplan con los requerimientos que se necesitan para garantizar una correcta postura en posición de sedestación y bipedestación. Realizado el diseño de la silla se procede a diseñar un sistema de rehabilitación muscular adaptable a la silla de ruedas y al usuario, culminando así la fase de diseño.

3.1. Antropometría

La antropometría comprende una variedad de medidas tomadas a partir de diferentes métodos, en este caso se utilizó para determinar las dimensiones máximas y mínimas de cada pieza de la silla de ruedas. Actualmente se tiene poca información antropométrica de niños con discapacidad, siendo aún más escasa la información de niños con parálisis cerebral, sin embargo, se puede encontrar información de niños sin discapacidad la cual puede servir como referente pero no es la adecuada, debido a que el desarrollo de un niño con parálisis cerebral es diferente al desarrollo de un niño sin discapacidad, ya que existen diferentes factores relacionados a su propia

discapacidad que generan enfermedades crónicas entre las que se destacan la desnutrición y falla de crecimiento lineal (Amezquita & Hodgson, 2014).

Con la finalidad de adecuar este diseño a los requerimientos de niños de nuestro país se consideran medidas tomadas a 8 niños con PCI de diferentes edades, medidas tomadas de tablas antropométricas infantiles, así como también medidas realizadas a niños con PCI tomadas de una tesis y de un artículo. Las especificaciones, valores y autores se detallan en tablas para mejor comprensión. A continuación, se especifican las medidas consideradas para este diseño:

Altura (talla) sentado erguido: HS

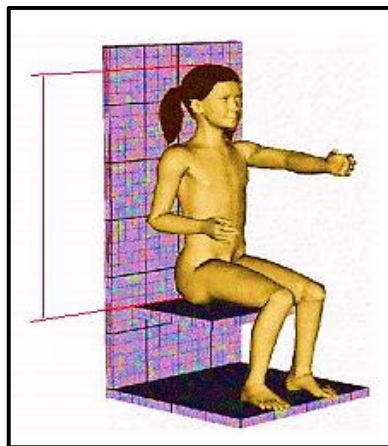


Figura 1-3: Altura (talla) sentado

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Altura acromial (del hombro) (sentado): HA

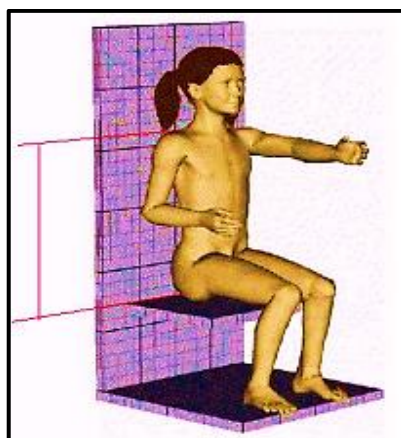


Figura 2-3: Altura acromial

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Altura de la fosa poplítea (sentado): HFP

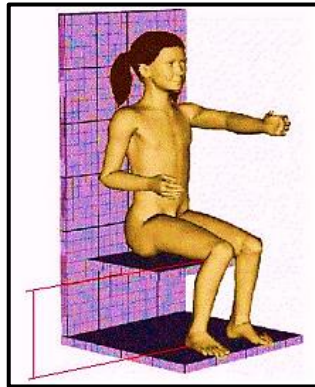


Figura 3-3: Altura de la fosa poplítea

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Largo de nalga a fosa poplítea: LNFP

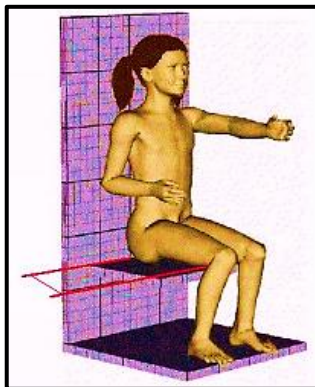


Figura 4-3: Largo de nalga a fosa poplítea

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Ancho biacromial (de los hombros): AB

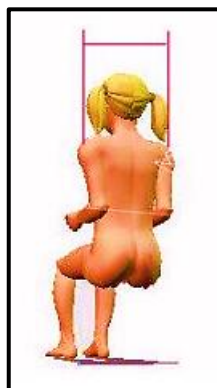


Figura 5-3: Ancho biacromial

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Ancho de las caderas (sentado): AC



Figura 6-3: Ancho de las caderas

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Distancia brazo: DB

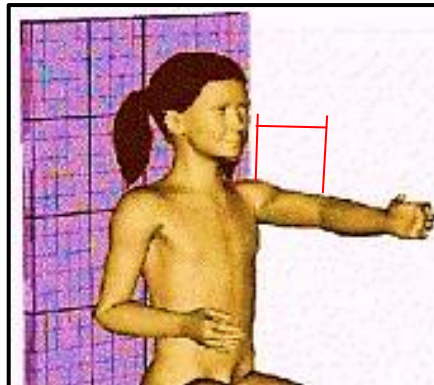


Figura 7-3: Distancia brazo

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Distancia antebrazo: DAB

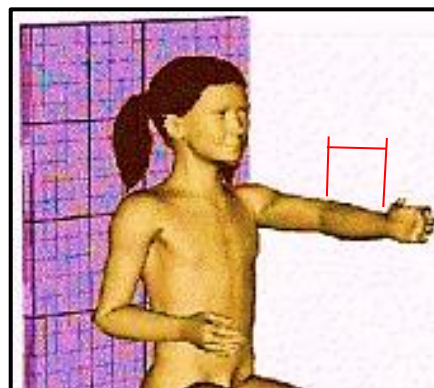


Figura 8-3: Distancia antebrazo

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

3.1.1. Selección de medidas

Como se mencionó anteriormente las medidas y peso en un niño con discapacidad tienden a variar bruscamente debido a su condición, es por ello que para este diseño se analizaron las medidas máximas y mínimas que servirán para el dimensionamiento de las partes de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla), sin embargo, se enfocó el análisis en las medidas tomadas.

En la siguiente tabla se muestran las medidas realizadas utilizando una cinta métrica, a 8 niños con PCI de diferentes edades, para lo cual se contó con el permiso de los padres y se respetó todas las medidas de bioseguridad al ser niños con mayor vulnerabilidad como se muestra en el ANEXO A.

Tabla 1-3: Medidas antropométricas de niños con parálisis cerebral

Nro.	USUARIO	SEXO	EDAD	PESO (kg)	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (cm)							
					HS	HA	HFP	LN- FP	AB	AC	DB	DA
1	A.A.O. A	Femenino	3	11	47	27	18	20	20	18	19	15
2	A.C.P. T	Femenino	5	14	55	38	24	29	26	24	20	17
3	M.P. L	Masculino	7	15	55	30	23	24	22	23	23	17
4	D.J.R.C	Masculino	8	14	56	33	24	26	24	22	23	18
5	C.R. P	Femenino	9	13	64	41	28	32	22	21	28	22
6	D.L.P. V	Masculino	10	20	63	43	31	33	31	25	35	24
7	C.D.P. T	Masculino	11	25	70	45	31	45	34	35	30	36
8	J.J.B. Q	Masculino	13	17	57	39	30	32	30	26	24	27

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

A continuación, se muestra medidas antropométricas promedio obtenidas de la tesis titulada “*Tablas antropométricas infantiles: Niños y niñas de 5 a 10 años Estratos 1 y 2*”, en la cual se toma una muestra de 250 niños de cada género, con la finalidad de poder realizar una comparación entre las dimensiones de un niño sin discapacidad y un niño con PCI. Aquí se añade un dato adicional correspondiente al perímetro cefálico PC.

Tabla 2-3: Medidas antropométricas de niños de 5 a 10 años

Nro.	USUARIO	EDAD	PESO (kg)	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (cm)						
				HS	HA	HFP	LN-FP	AB	AC	PC
1	Femenino	5	18.4	57.6	34.9	26.3	27.9	25.8	21.5	49.9
2	Masculino	5	19.5	58.6	35.9	26.6	27.6	27.7	22.9	50.5
3	Femenino	6	20.9	60.9	38.3	28.9	30.9	26.3	21.4	50.3
4	Masculino	6	23.2	62	38.9	29.6	30.5	27.1	22.7	50.8
5	Femenino	7	22.4	63.8	40.7	30.8	32.9	29.3	22.5	51.3
6	Masculino	7	22.4	63.6	40	30.8	30.9	29	23.4	51.5
7	Femenino	8	24.4	65.9	41.9	32.6	34.6	30.2	23.9	51.7
8	Masculino	8	25.5	66.8	42	33.2	34.7	30.5	23.7	52.1
9	Femenino	9	27.2	66.6	42	33.6	37.4	30.8	25	52.3
10	Masculino	9	26.4	67.2	42.4	34.1	35.4	30.8	25.1	51.8
11	Femenino	10	33.2	70.3	45.2	35.5	40.2	32.8	27.4	51.7
12	Masculino	10	30.8	69.4	44.5	35.5	38.7	31.4	25.5	50.9

Fuente: (Ruiz Ortiz, 2001).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.1. Altura (talla) sentado erguido: HS

Esta medida servirá como dato para el cálculo de la distancia desde los hombros a la cabeza ($HC=HS-HA$), la cual a su vez permitirá elegir la medida adecuada que tendrá que recorrer el reposa cabeza para adaptarse a cada niño según la edad. La distancia menor desde los hombros a la cabeza medida es de 17 cm y la mayor de 25.1 cm.

Tabla 3-3: Medidas máximas y mínimas de la distancia desde los hombros a la cabeza

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	17	25
Niños sanos	22.6	25.1
Selección	17	25.1

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

De la Tabla 2-3 se tiene que el perímetro cefálico mínimo para niños de 5 a 10 años es de 49.9 cm y el perímetro cefálico máximo es de 52.3, estos datos servirán como referencia para el diseño del reposa cabeza.

3.1.1.2. Altura acromial (del hombro) (sentado): HA

Esta medida servirá para el dimensionamiento de la altura del espaldar, en este caso se considera la medida mayor debido a que a un niño no le afecta tener un espaldar de la dimensión de la espalda, sin embargo, si le afectaría el uso de un espaldar más pequeño al no tener un apoyo completo.

Como se observa en la Tabla 4-3, la altura acromial mínima para niños con PC es 27 cm mientras que para niños sanos es de 34.9 cm, por lo cual se consideró la medida menor para la altura del espaldar que es de 27 cm. Así mismo la medida máxima para niños con PC es 45 cm mientras que para niños sanos es de 45.2 cm, por lo cual se consideró la medida de 45 cm para determinar la altura del espaldar, en este caso la altura del espaldar será de 40cm debido a que el diseño permitirá adaptar el espaldar a los 45cm en caso de ser necesario.

Tabla 4-3: Medidas máximas y mínimas de altura acromial

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	27	45
Niños sanos	34.9	45.2
Selección	27	45

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.3. Altura de la fosa poplítea (sentado): HFP

La medida de la altura de la fosa poplítea mínima para niños con PC es 18 cm, mientras que para niños sanos es de 31 cm, por lo tanto, se seleccionó la medida mínima para el reposapiés de 18 cm, de igual manera la medida de la altura de la fosa poplítea máxima para niños con PC es 31 cm mientras que para niños sanos es de 35.5 cm, por lo cual se seleccionó una medida máxima para el reposapiés de 36cm. Con estas medidas se garantiza que el niño o niña pueda tener confort, pero sobre todo una postura de sedestación correcta.

Tabla 5-3: Medidas máximas y mínimas de altura de la fosa poplítea

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	18	31
Niños sanos	26.3	35.5
Selección	18	36

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.4. Largo de nalga a fosa poplítea: LNFP

De la Tabla 1-3 se tiene que la medida de la nalga a la fosa poplítea mínima para niños con pc es 20 cm mientras que para niños sanos es de 27.6 cm, por lo cual inicialmente se consideró una medida mínima del asiento de 20 cm, sin embargo, la medida mínima utilizada fue de 15 cm ya que se debe considerar la distancia desde el final del asiento hasta el hueco poplíteo (3-5cm), con la finalidad de prevenir afectaciones causadas por la presión generada sobre la parte posterior de la rodilla.

Además, se tiene que la medida de la nalga a la fosa poplítea máxima para niños con pc es 45 cm mientras que para niños sanos es de 40.2 cm, por lo cual se consideró la medida máxima para el asiento de 40 cm debido a que se debe considerar 3-5cm desde el final del asiento hasta el hueco poplíteo.

Tabla 6-3: Medidas máximas y mínimas de la nalga a la fosa poplítea

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	20	45
Niños sanos	27.6	40.2
Selección	15+5	40+5

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.5. Ancho biacromial (de los hombros): AB

Esta medida servirá para el dimensionamiento del ancho de espaldar y apoyos laterales, en el caso del asiento se considera la medida mayor debido a que a un niño no le afecta tener un espaldar más ancho, sin embargo, si le afectaría el uso de un espaldar más pequeño al no tener un apoyo completo.

Para el ancho biacromial se tiene que la medida mínima para niños con PC es 20 cm, mientras que para niños sanos es de 25.8 cm, por lo cual se consideró la medida menor que es de 20cm, la misma que será utilizada en el dimensionamiento de los apoyos laterales. Así mismo la medida máxima para niños con pc es 34 cm mientras que para niños sanos es de 32.8 cm, por lo cual se consideró una medida de 35cm en el dimensionamiento de los apoyos laterales debido a que la máxima anchura biacromial es de 34 dejando un a holgura de 1cm.

En lo que respecta al ancho del espaldar, se tiene la medida máxima biacromial de 34cm sin embargo se consideró medida de 36.5 cm para que coincida con el ancho del asiento.

Tabla 7-3: Medidas máximas y mínimas del ancho biacromial

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	20	34
Niños sanos	25.8	32.8
Selección	20	35

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.6. Ancho de las caderas (sentado): AC

Esta medida servirá para el dimensionamiento del ancho de asiento y apoyos laterales de cadera, en el caso del asiento se considera la medida mayor debido a que a un niño no le afecta tener un asiento más ancho, sin embargo, si le afectaría el uso de un asiento más pequeño al no tener un apoyo completo.

Para el ancho de las caderas se tiene que la medida mínima para niños con PC es 18 cm, mientras que para niños sanos es de 21.4 cm, por lo cual se consideró la medida menor que es de 18 cm, la misma que será utilizada en el dimensionamiento de los apoyos laterales de caderas. Así mismo la medida máxima para niños con PC es 36.5 cm mientras que para niños sanos es de 27.4 cm, por lo cual se consideró la medida mayor de 36.5 cm para el ancho máximo de los apoyos laterales, así como también para el asiento.

Tabla 8-3: Medidas máximas y mínimas del ancho de caderas

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	18	36.5
Niños sanos	21.4	27.4
Selección	18	36.5

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.7. Distancia brazo: DB

La distancia de brazo mínima medida en niños con PC es de 19 cm y la medida máxima es de 35 cm, esta medida servirá como referencia para definir la altura del reposa brazo.

Tabla 9-3: Medidas máximas y mínimas del brazo

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	19	35

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.1.8. Distancia antebrazo: DAB

La distancia de antebrazo mínima medida en niños con PC es de 15 cm y la medida máxima es de 36 cm, al igual que la distancia de brazo esta medida servirá como referencia para el diseño del largo del reposa brazo.

Tabla 10-3: Medidas máximas y mínimas del antebrazo

	Mínimo(cm)	Máximo (cm)
PCI	15	36

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.1.2. Selección del peso

El peso de un niño con parálisis cerebral es muy variante con respecto de un niño sano, para la selección de este peso se tomó en consideración los pesos máximos de la Tablas 1-3 y la Tabla 2-3, así también se considera pesos tomados en diferentes páginas de investigación y tesis cuyos datos se describen en las Tablas 11-3, 12-3 y 13-3.

La siguiente tabla muestra talla, peso y edad de niños ecuatorianos de 1 a 13 años de edad, obtenidos de la página web medicosecuador.com:

Tabla 11-3: Medidas antropométricas de niños de 1 a 13 años.

EDAD	NIÑOS		NIÑAS	
	Peso (kg)	Talla (cm)	Peso (Kg)	Talla (cm)
1	9,7	74,7	9,2	73,5
2	12,2	86,6	11,8	84,9
3	14,1	95,0	13,7	93,7
4	15,7	101,9	15,3	100,8
5	17,6	107,9	17,2	107,1
6	19,9	113,4	19,4	112,8
7	22,2	118,6	21,9	118,3
8	24,8	123,7	24,6	123,7
9	27,3	128,7	27,7	128,9
10	29,9	135,5	29,9	133,8
11	32,6	138,1	33	138,8
12	35,7	141,7	37,1	145,6
13	39,7	147,8	42	151,2

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

La siguiente tabla detalla medidas antropométricas de 10 niños, obtenidas de la tesis titulada “*Alternativas nutricionales para niños y adolescentes de 1-18 años con parálisis cerebral infantil (PCI)*”.

Tabla 12-3: Medidas antropométricas de personas de 2 a 14 años

Usuario	Edad	Peso (kg)	Talla(m)
Dieder Villamar	2	10	0.9
Jeferson Córdoba	3	8.3	1.02
Daniela Romero	5	18	1.20
Jeancy Aguirre	5	14	1.06
María Puente	6	15	1.11
Narcisa Arrega Cedeño	7	8.1	0.96
Gregori Noboa	12	21.3	1.20
Franklin Suarez	13	22	1.10
Rubén Quinto	13	20	1.30
Ronny Cabrera	14	26	1.47

Fuente: (Doylet, 2014).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los datos que se muestran en la siguiente tabla fueron tomados del artículo: Análisis biomecánico (antropométrico y cinemático) en niños con parálisis cerebral espástica, estos datos se obtuvieron de una muestra de 20 niños de la ciudad de Manizales-Colombia, 10 niños sanos y 20 niños con parálisis cerebral.

Tabla 13-3: Comparación de medidas antropométricas de niños de 5 a 12 años

	NIÑOS SANOS		NIÑOS CON PC	
	Mínima	Máxima	Mínima	Máxima
Edad	5	12	5	12
Peso (kg)	17.50	41	15.90	37
Talla (cm)	93.90	154.50	74.3	143.40
Altura sentada (cm)	58,50	74,60	51,30	80

Fuente: (Vidarte, 2010).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

De todas las tablas mencionadas anteriormente se seleccionó el peso mayor que deberá soportar la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) a diseñar, el cual es de 42 kg, sin embargo, se consideró una holgura de 8 kg para garantizar aún más la seguridad al usuario, obteniendo así un peso máximo de 50 kg.

Tabla 14-3: Medidas máximas de pesos

	Máximo (kg)
Tabla 1-3	25
Tabla 2-3	33.2
Tabla 11-3	42
Tabla 12-3	26
Tabla 13-3	41
Selección	42+8

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.2. Selección de material

Los materiales más utilizados en la fabricación de sillas de ruedas son el acero, aluminio, titanio y fibra de carbono, sin embargo, el titanio y la fibra de carbono tienen un costo elevado con respecto al acero y aluminio, es por ello que para la selección de material a utilizar en este diseño se consideró realizar una comparativa entre los dos últimos mencionados debido a que son más económicos y fáciles de conseguir en el mercado ecuatoriano.

Tabla 15-3: Comparación de características del acero y aluminio.

	Acero	Aluminio
Accesibilidad	Alta	Alta
Costo	Económico	Económico
Manipulación	Fácil de moldear, cortar y manipular	Fácil de moldear, cortar y manipular.
Resistencia	Alta	Media
Corrosión	Baja	Media
Peso	Medio	Bajo
Durabilidad	Con mantenimiento adecuado puede durar indefinidamente.	No es tan buena como el acero
Conductividad térmica y eléctrica.	Alta	Buena
Densidad	7850 kg/m ³	2700 kg/m ³
Soldabilidad	Fácil de soldar	Requiere suelda TIG o MIG.

Fuente: (JN ACEROS).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Se seleccionó ASTM A 500 grado A como material para este diseño, respetando los parámetros establecidos en la norma NTE INEN 2415 (Figura 9-3), debido a su bajo costo, alta accesibilidad ya que en Ecuador dos grandes empresas NOVACERO y DIPAC se encargan de su distribución, además este material tiene alta resistencia, alta durabilidad, es de fácil manipulación y soldadura, a pesar de ser más pesado que el aluminio proporcionará rigidez y estabilidad a la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular, que es lo que se requiere para brindar un nivel alto de seguridad al usuario al momento de cambiar de una postura a otra.

Grado	Descripción	Límite de fluencia mínima (MPa)	Resistencia a la tracción mínima (MPa)	Elongación mínima en 50 mm ^A %
AC	Tubo para usos generales	--	290	≥ 35
A	Tubos estructurales sección circular	230	310	25 ^B
B		290	400	23 ^C
C		315	425	21 ^D
D		250	400	23 ^C
A	Tubos estructurales sección cuadrada, rectangular o especial	270	310	25 ^B
B		315	400	23 ^C
C		345	425	21 ^D
D		250	400	23 ^C

¹ ASTM A500/A500M Table 2 Tensile requirements.
^A El mínimo valor de elongación especificado aplica únicamente a los ensayos realizados antes del envío del tubo.
^B Se aplica a espesor de pared (e) igual o mayor a 3,05 mm. Para espesores menores del especificado, el valor mínimo de elongación en 50 mm debe ser calculado por la ecuación % = 2,2 e + 17,5 redondeado al espesor más cercano.
^C Se aplica a espesor de pared (e) igual o mayor a 4,57 mm. Para espesores más ligeros el mínimo valor de elongación en 50 mm debe ser calculado por la fórmula = 2,4 e + 12 redondeado al espesor más cercano.
^D Se aplica a espesor de pared (e) igual o mayor a 3,05 mm. Para espesores más ligeros el mínimo valor de elongación en 50 mm, puede ser por acuerdo con el fabricante.

Figura 9-3: Clasificación y propiedades mecánicas de los tubos.

Fuente: (NTE INEN 2205, 2016).

3.3. Diseño estructural

3.3.1. Consideraciones para el diseño

Este diseño deberá en cumplir con los siguientes requisitos:

- ✓ La silla de ruedas postural-bipedestadora debe ser adaptable a las medidas de cada niño.
- ✓ Se debe garantizar una correcta sedestación.
- ✓ Se debe garantizar una correcta bipedestación.
- ✓ La silla de ruedas postural-bipedestadora debe adoptar una posición de camilla.
- ✓ La silla de ruedas postural-bipedestadora debe permitir una inclinación en la posición de sedestación de hasta 30°.

- ✓ A la silla de ruedas postural-bipedestadora debe adaptarse un sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla).

3.3.2. Selección de perfiles

Para el cálculo de perfiles, se debe tomar en consideración que la silla de ruedas postural-bipedestadora es adaptable, por lo cual los cálculos se realizan cuando esta está en sus máximas dimensiones, ya que, si los perfiles seleccionados soportan el peso máximo considerado, soportarán pesos menores.

Los parámetros tomados en consideración para el cálculo del perfil a utilizar en la estructura del chasis son:

- ✓ Carga máxima de la persona (Tabla 14-3): 50 Kilogramos (110 libras)
- ✓ Dimensiones aproximadas de la silla: L 97 x A 63 x H 98 cm
- ✓ Material: Tubo redondo y cuadrado, Acero ASTM A500
- ✓ Límite de fluencia (mínimo) (Figura 9-3): $F_y=230$ MPa
- ✓ Módulo de elasticidad $E = 200$ GPa

3.3.2.1. Cálculo del perfil utilizado para la viga del asiento

En la estructura del asiento se tiene 3 vigas, la viga base es la que soporta a las 2 vigas superiores sobre las cuales se ubica el asiento, una de ellas es utilizada para el cambio de posición de sedestación y la otra es usada para la función de bipedestación y soporte del asiento, calculadas las dimensiones adecuadas para que esta viga soporte el peso requerido, esta servirá de referencia para el uso de las otras dos vigas mencionadas con anterioridad.

Además, es importante considerar que cuando el usuario adopta la posición de sedestación, el perfil a calcular utilizado para la viga del asiento soportará la carga muerta correspondiente al asiento, espaldar y accesorios como se muestra en la siguiente figura.

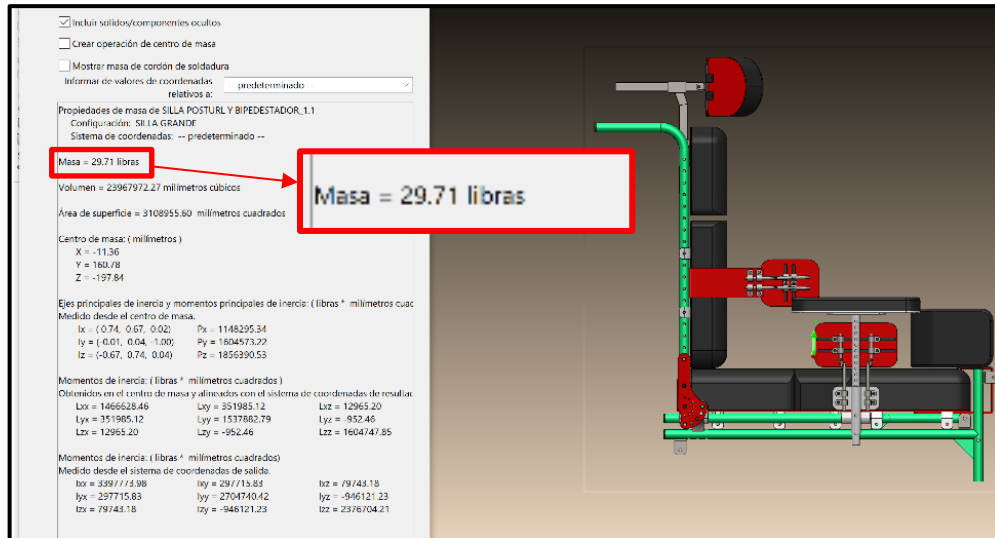


Figura 10-3: Carga muerta a soportar

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Carga viva (de la persona): 50 kg

Carga muerta: 29.71lb = 13.505 kg

Longitud del perfil: 513 mm

Para poder conocer las características de las secciones se procede a determinar si el perfil circular utilizado para la viga es de sección compacta (Ecuación 3-1), no compacta (Ecuación 3-2) o esbelta (Ecuación 3-3), para lo cual se tiene que (AISC 360, 2016, p.16):

$$\lambda < \lambda_p \quad (3-1)$$

$$\lambda_p \leq \lambda \leq \lambda_r \quad (3-2)$$

$$\lambda > \lambda_r \quad (3-3)$$

En las ecuaciones anteriores:

λ : Razón ancho espesor

λ_p : Límite superior para sección compacta

λ_r : Límite superior para sección no compacta

Entonces, según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1b para perfiles tubulares circulares se tiene que:

$$\lambda = \frac{D}{t} \quad (3-4)$$

$$\lambda_p = 0.07 \frac{E}{F_y} \quad (3-5)$$

$$\lambda_r = 0.31 \frac{E}{F_y} \quad (3-6)$$

Entonces:

$$\begin{aligned} \lambda &= \frac{D}{t} & \lambda_p &= 0.07 \frac{E}{F_y} & \lambda_r &= 0.31 \frac{E}{F_y} \\ \lambda &= \frac{19.05 [mm]}{1.5 [mm]} & \lambda_p &= 0.07 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} & \lambda_r &= 0.31 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} \\ \lambda &= 12.7 & \lambda_p &= 60.869 & \lambda_r &= 269.56 \end{aligned}$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_p$, se determina que se tiene una sección compacta y se procede a determinar los cálculos respectivos establecidos en la Especificación ANSI/AISC 360-16 sección F8 para comprobar que el perfil utilizado para la viga del asiento soporte las cargas requeridas sin deformarse o sufrir fallos, para lo cual se debe calcular la relación demanda/capacidad, que establece que si $M_u < \phi_b M_n$, el perfil soportará la carga máxima requerida, caso contrario no es el adecuado para el diseño (ANSI/AISC 360, 2016, p.12).

Además, para poder utilizar las fórmulas de la sección F8 se debe cumplir que (ANSI/AISC 360, 2016, p.59):

$$\begin{aligned} \lambda &\leq 0.45 \frac{E}{F_y} & (3-7) \\ 12.7 &\leq 0.45 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} \\ 12.7 &\leq 391.304 \end{aligned}$$

Como la condición dada anteriormente es verdadera, se procede al cálculo del factor de carga uniforme (w_u), según la Parte 2 del Manual de AISC usando combinaciones de cargas viene dado por (Manual ANSI/AISC 360, 2016, p.8):

$$w_u = 1.2D + 1.6L \quad (3-8)$$

Donde:

D: Carga muerta

L: Carga viva

$$\begin{aligned} w_u &= 1.2D + 1.6L \\ w_u &= 1.2(13.505 [kg]) + 1.6(50 [kg]) \end{aligned}$$

$$w_u = 96.206 \text{ [kg]}$$

$$w_u = 942.8188 \text{ [N]}$$

Con el valor del factor de carga uniforme calculado y la ayuda del Software MDSolids, se procede a realizar el diagrama de momento de flexión uniforme (M_u), obteniendo:

$$M_u = 60430.18 \text{ [Nmm]}$$

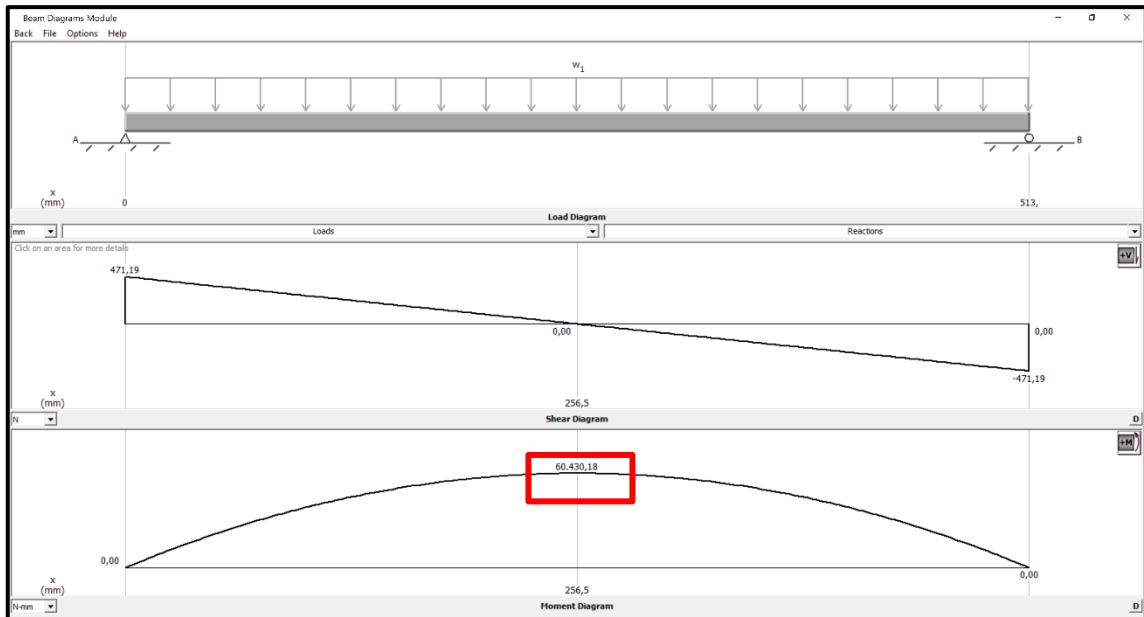


Figura 11-3: Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la viga del asiento

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Ecuación F8-1, la resistencia de flexión nominal (M_n) viene dado por:

$$M_n = M_p = F_y Z_x \quad (3-9)$$

Donde:

F_y : Resistencia mínima de fluencia

Z_x : Módulo de sección plástico en torno al eje x

Para poder realizar el cálculo de la resistencia de flexión nominal (M_n), se necesita conocer el valor del módulo de sección plástico en torno al eje x, dado a que no se conoce el valor, se procede a calcularlo, para lo cual se tiene que la resistencia de diseño en flexión ($\phi_b M_n$) (Manual ANSI/AISC 360, 2016, p.94):

$$\phi_b M_n = \phi_b F_y Z_x \quad (3-10)$$

El factor de resistencia a la tensión (ϕ_b) para el método LRFD es (ANSI/AISC 360, 2016, p.46):

$$(\phi_b = 0.90)$$

Además, se conoce el que momento de flexión uniforme (M_u), viene dado por (ANSI/AISC 360, 2016, p.46):

$$\phi_b M_n = M_u \quad (3-11)$$

Igualando la Ecuación 3-10 y la Ecuación 3-11, se tiene que:

$$M_u = \phi_b F_y Z_x \quad (3-12)$$

Dado a que no se conoce el valor del módulo de sección plástico en torno al eje x, se procede a calcularlo, según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla 17-27, módulo de sección plástico en torno al eje x viene dado por:

$$Z_x = \frac{d^3}{6} - \frac{d_1^3}{6} \quad (3-13)$$

Donde:

d : Diámetro exterior

d_1 : Diámetro interior

Con los datos descritos anteriormente se calcula finalmente el módulo de sección plástico en torno al eje x:

$$Z_x = \frac{(19.05 [mm])^3}{6} - \frac{(16.05 [mm])^3}{6}$$
$$Z_x = 463.128 [mm^3]$$

Calculado el módulo de sección plástico se procede al cálculo de la resistencia de diseño en flexión para posteriormente calcular la relación demanda capacidad:

$$M_n = F_y Z_x$$
$$M_n = 230 \left[\frac{N}{mm^2} \right] (463.128 [mm^3])$$
$$M_n = 106519.44 [Nmm]$$

Finalmente se calcula la resistencia de diseño en flexión ($\phi_b M_n$):

$$\phi_b M_n = 0.90(106519.44 [Nmm])$$

$$\phi_b M_n = 95867.496 [Nmm]$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular circular sometido a flexión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$M_u < \phi_b M_n$$

$$60430.18 [Nmm] < 95867.496 [Nmm]$$

Dado a que la resistencia de diseño en flexión es mayor que el momento de flexión uniforme, se concluye que el tubo circular con dimensiones de diámetro exterior =19.05 mm y espesor =1.5 mm (Figura 12-3) es adecuado, con lo cual se garantiza que el perfil utilizado para la viga de asiento soportará la carga máxima requerida.

DIAMETRO EXTERIOR (D)		ESPESOR	PESO		PROPIEDADES		
Pulg	mm	e mm	P kg/6m	A cm	I cm4	W cm3	i cm
1/2	12.70	0.60	1.14	0.23	0.04	0.07	0.43
		0.75	1.44	0.28	0.05	0.08	0.42
		0.95	1.86	0.35	0.06	0.09	0.41
		1.10	2.10	0.40	0.07	0.11	0.41
		1.50	2.82	0.53	0.08	0.13	0.39
5/8	15.88	0.60	1.44	0.29	0.08	0.11	0.54
		0.75	1.86	0.36	0.10	0.13	0.53
		0.95	2.28	0.44	0.12	0.15	0.51
		1.10	2.64	0.51	0.14	0.18	0.52
		1.50	3.54	0.68	0.18	0.22	0.51
3/4	19.05	0.60	1.74	0.35	0.15	0.16	0.65
		0.75	2.16	0.43	0.19	0.19	0.65
		0.95	2.70	0.54	0.22	0.23	0.64
		1.10	3.18	0.62	0.25	0.26	0.63
		1.50	4.20	0.83	0.32	0.34	0.62

Figura 12-3: Propiedades del tubo utilizado para la viga del asiento

Fuente: (DIPAC, 2016).

Complementariamente a la selección de perfil según lo establecido en la Especificación ANSI/AISC 360-16 se validó los resultados obtenidos mediante un análisis estático en el software SolidWorks, obteniendo los siguientes resultados:

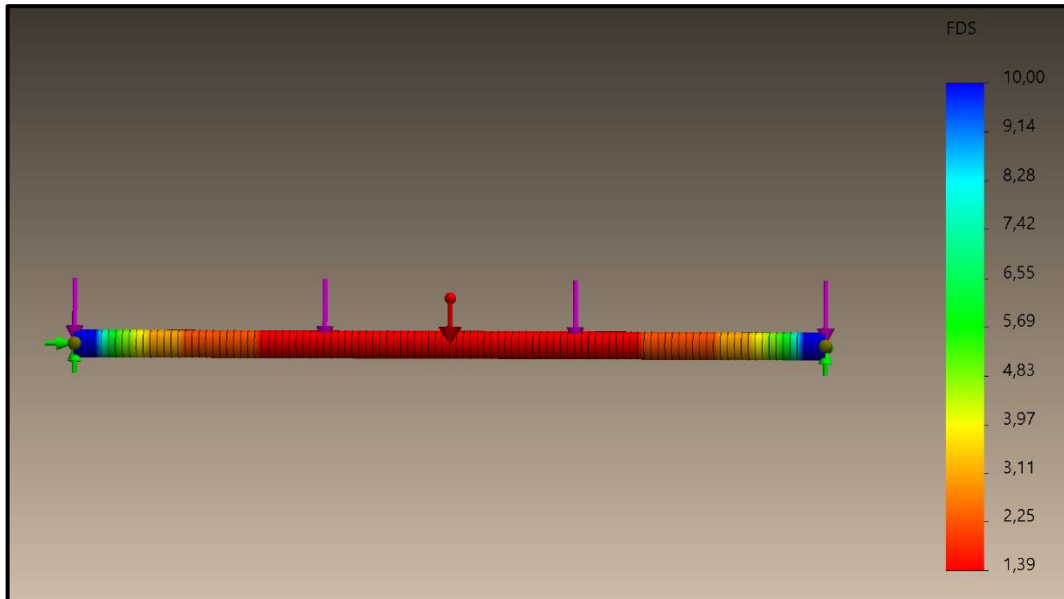


Figura 13-3: Factor de seguridad de la viga del asiento

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En la figura anterior se observa que se tiene un factor de seguridad de la viga del asiento mínimo de 1.39, con lo cual se corrobora que el perfil utilizado para la viga del asiento es adecuado para el diseño.

3.3.2.2. Cálculo de perfil utilizado para la columna del asiento

Se tiene 2 columnas a cada lado de la silla de ruedas-bipedestadora que servirán de soporte a las vigas, el par de la parte delantera soportará la carga de bipedestación, mientras que las de la parte trasera deberán soportar la carga de sedestación cuando la silla bipedestadora se posicione según el ángulo requerido. En los dos casos las columnas deberán soportar la carga del asiento, espaldar, y accesorios, la cual ya fue calculada anteriormente.

Dado a que las dimensiones de la viga del asiento ya fueron calculadas de acuerdo a lo establecido en la norma ANSI/AISC 360-16 método LRFD, se decide usar el mismo tubo redondo de acero ASTM A500 de diámetro exterior =19.05 mm y espesor =1.5 mm utilizado como vigas del asiento, sin embargo, se realiza el cálculo y análisis en el software SolidWorks para corroborar que la columna soporte la carga máxima requerida.

Se tiene como datos:

Carga viva (de la persona): 50 kg

Carga muerta: 29.71lb =13.505 kg

Longitud del perfil: 190 mm

Para poder conocer las características de las secciones se procede a determinar si el perfil circular utilizado para columna del asiento es esbelto (Ecuación 3-14) o no esbelto (Ecuación 3-15) (ANSI/AISC 360, 2016, p.16):

$$\lambda > \lambda_r \quad (3-14)$$

$$\lambda < \lambda_r \quad (3-15)$$

En las ecuaciones anteriores:

λ : Razón ancho espesor

λ_r : Límite superior para sección de no esbeltos

Entonces, según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1a para perfiles tubulares circulares se tiene que:

$$\lambda = \frac{D}{t}$$

$$\lambda_r = 0.11 \frac{E}{F_y} \quad (3-16)$$

Entonces:

$$\lambda = \frac{D}{t} \quad \lambda_r = 0.11 \frac{E}{F_y}$$

$$\lambda = \frac{19.05 [mm]}{1.5 [mm]} \quad \lambda_r = 0.11 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]}$$

$$\lambda = 12.7 \quad \lambda_r = 95.652$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_r$, se determina que se tiene una sección no esbelta y se procede a determinar los cálculos respectivos establecidos en la Especificación ANSI/AISC 360-16 sección E3, para comprobar que el perfil utilizado para columna del asiento soporte las cargas requeridas sin deformarse o sufrir fallos, para lo cual se debe calcular la relación demanda/capacidad, que establece que si $P_u < \phi_c P_n$, el perfil soportará la carga máxima requerida, caso contrario no es el adecuado para el diseño (ANSI/AISC 360, 2016, p.12).

Según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Ecuación E3-1, la resistencia de compresión nominal (P_n) viene dado por:

$$P_n = F_{cr} A_g \quad (3-17)$$

Donde:

F_{cr} : Esfuerzo de pandeo por flexión

A_g : Área bruta de la sección transversal

Para el cálculo de la resistencia de compresión nominal primero se determina el esfuerzo de pandeo por flexión (F_{cr}), para lo cual se tiene las siguientes restricciones (ANSI/AISC 360, 2016, p.35):

Si $\frac{KL}{r} \leq 4.71 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$ o $\frac{F_y}{F_e} \leq 2.25$, entonces:

$$F_{cr} = (0.658^{\frac{F_y}{F_e}})F_y \quad (3-18)$$

E = Módulo de elasticidad del acero

F_y : Resistencia mínima de fluencia

F_e : Esfuerzo de pandeo elástico

Si $\frac{KL}{r} > 4.71 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$ o $\frac{F_y}{F_e} > 2.25$, entonces:

$$F_{cr} = 0.877F_e \quad (3-19)$$

Ahora se procede al cálculo de la relación de esbeltez, la cual viene dada por (ANSI/AISC 360, 2016, p.35):

$$\text{Relacion de esbeltez} = \frac{KL}{r} \quad (3-20)$$

Donde:

K : Factor de longitud efectiva

L : Longitud de la columna

r : Radio de giro de la sección transversal

El factor de longitud efectiva se selecciona según el tipo de sujeción de los extremos de la columna, en este caso se tiene una columna empotrada a los extremos por lo que el valor de diseño recomendado según la especificación ANSI/AISC 360-16 es de $K = 0.65$, como se muestra en la figura a continuación.

Tabla 5.1 Valores aproximados del factor de longitud efectiva, K .						
Las líneas punteadas muestran la forma pandeada de la columna	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
Valor K teórico	0.5	0.7	1.0	1.0	2.0	2.0
Valores recomendados de diseño cuando las condiciones reales son aproximadas	0.65	0.80	1.2	1.0	2.10	2.0
Símbolos para las condiciones de extremo						
	<p> Rotación y traslación impedidas Rotación libre y traslación impedida Rotación impedida y traslación libre Rotación y traslación libres </p>					

Figura 14-3: Factor de longitud efectiva

Fuente: (AISC).

El radio de giro de la sección transversal se obtiene de catálogo en este caso es de $0.62 \text{ cm} = 6.2$ [mm].

DIAMETRO EXTERIOR (D)		ESPESOR	PESO	PROPIEDADES			
Pulg	mm	e	P	A	I	W	i
		mm	kg/6m	cm	cm ⁴	cm ³	cm
1/2	12.70	0.60	1.14	0.23	0.04	0.07	0.43
		0.75	1.44	0.28	0.05	0.08	0.42
		0.95	1.86	0.35	0.06	0.09	0.41
		1.10	2.10	0.40	0.07	0.11	0.41
		1.50	2.82	0.53	0.08	0.13	0.39
5/8	15.88	0.60	1.44	0.29	0.08	0.11	0.54
		0.75	1.86	0.36	0.10	0.13	0.53
		0.95	2.28	0.44	0.12	0.15	0.51
		1.10	2.64	0.51	0.14	0.18	0.52
		1.50	3.54	0.68	0.18	0.22	0.51
3/4	19.05	0.60	1.74	0.35	0.15	0.16	0.65
		0.75	2.16	0.43	0.19	0.19	0.65
		0.95	2.70	0.54	0.22	0.23	0.64
		1.10	3.18	0.62	0.25	0.26	0.63
		1.50	4.20	0.83	0.32	0.34	0.62

Figura 15-3: Radio de giro de la sección transversal

Fuente: (DIPAC, 2016).

Con los datos anteriores se procede al cálculo de la relación de esbeltez:

$$\text{Relacion de esbeltez} = \frac{KL}{r}$$

$$\text{Relacion de esbeltez} = \frac{0.65(190 \text{ [mm]})}{6.2 \text{ [mm]}}$$

$$\text{Relacion de esbeltez} = 19.920$$

Ahora se procede al cálculo de F_{cr} , para determinar la ecuación correspondiente, se procede a cálculo de las restricciones descritas anteriormente:

$$\frac{KL}{r} \leq 4.71 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

$$19.920 \leq 4.71 \sqrt{\frac{200000 \text{ [MPa]}}{230 \text{ [MPa]}}}$$

$$19.920 \leq 138.89$$

Dado a que $\frac{KL}{r} \leq 4.71 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$, se procede al cálculo de F_{cr} , para lo cual primero se calcula el esfuerzo de pandeo elástico (F_e) (ANSI/AISC 360, 2016, p.36):

$$F_e = \frac{\pi^2 E}{\left(\frac{KL}{r}\right)^2} \quad (3-21)$$

$$F_e = \frac{\pi^2(200000 \text{ [MPa]})}{(19.920)^2}$$

$$F_e = 4974.519 \text{ [MPa]}$$

Con el valor del esfuerzo de pandeo elástico, se procede al cálculo de esfuerzo de pandeo por flexión:

$$F_{cr} = (0.658^{\frac{F_y}{F_e}})F_y$$

$$F_{cr} = (0.658^{\frac{230 \text{ [MPa]}}{4974.519 \text{ [MPa]}}})230 \text{ [MPa]}$$

$$F_{cr} = 225.591 \text{ [MPa]}$$

Con los datos anteriores se procede al cálculo de la resistencia de diseño ($\phi_c P_n$), según el método diseño en base a factores de carga y resistencia (LRFD), viene dado por (ANSI/AISC 360, 2016, p.36):

$$\phi_c P_n = \phi_c F_{cr} A_g \quad (3-22)$$

Donde:

ϕ_c : Factor de resistencia a la compresión

A_g : Área de la sección transversal de la columna

El factor de resistencia a la compresión para el método LRFD es (ANSI/AISC 360, 2016, p.33):

$$(\phi_c = 0.90)$$

El área de la sección transversal se obtiene de catálogo en este caso es de $0.83 \text{ cm}^2 = 83 \text{ mm}^2$.

DIAMETRO EXTERIOR (D)		ESPESOR		PESO		PROPIEDADES	
Pulg	mm	e mm	P kg/6m	A cm	I cm4	W cm3	i cm
1/2	12.70	0.60	1.14	0.23	0.04	0.07	0.43
		0.75	1.44	0.28	0.05	0.08	0.42
		0.95	1.86	0.35	0.06	0.09	0.41
		1.10	2.10	0.40	0.07	0.11	0.41
		1.50	2.82	0.53	0.08	0.13	0.39
5/8	15.88	0.60	1.44	0.29	0.08	0.11	0.54
		0.75	1.86	0.36	0.10	0.13	0.53
		0.95	2.28	0.44	0.12	0.15	0.51
		1.10	2.64	0.51	0.14	0.18	0.52
		1.50	3.54	0.68	0.18	0.22	0.51
3/4	19.05	0.60	1.74	0.35	0.15	0.16	0.65
		0.75	2.16	0.43	0.19	0.19	0.65
		0.95	2.70	0.54	0.22	0.23	0.64
		1.10	3.18	0.62	0.25	0.26	0.63
		1.50	4.20	0.83	0.32	0.34	0.62

Figura 16-3: Área de la sección transversal

Fuente: (DIPAC, 2016).

Entonces se tiene que:

$$\phi_c P_n = 0.9(225.591 \left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right])(83[\text{mm}^2])$$

$$\phi_c P_n = 16851.648 \text{ [N]}$$

Con la resistencia de diseño se procede al cálculo de la resistencia axial en compresión requerida (P_u), según la Parte 2 del Manual de AISC usando combinaciones de cargas viene dado por (Manual ANSI/AISC 360, 2016, p.8):

$$P_u = 1.2D + 1.6L$$

Donde:

D: Carga muerta

L: Carga viva

Entonces:

$$P_u = 1.2(13.505 \text{ [kg]}) + 1.6(50 \text{ [kg]})$$

$$P_u = 96.206 \text{ [kg]}$$

$$P_u = 942.819 \text{ [N]}$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular circular sometido a compresión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$P_u < \phi_c P_n$$
$$942.819 \text{ [N]} < 16851.648 \text{ [N]}$$

Dado a que la resistencia de diseño en compresión es mayor que la resistencia axial en compresión, se concluye que el tubo circular con dimensiones de diámetro exterior = 19.05 mm y espesor = 1.5 mm es adecuado, con lo cual se garantiza que el perfil utilizado para columna del asiento soportará la carga máxima requerida.

Complementariamente a la selección de perfil según lo establecido en la Especificación ANSI/AISC 360-16 se validó los resultados obtenidos mediante un análisis estático en el software SolidWorks, obteniendo los siguientes resultados:

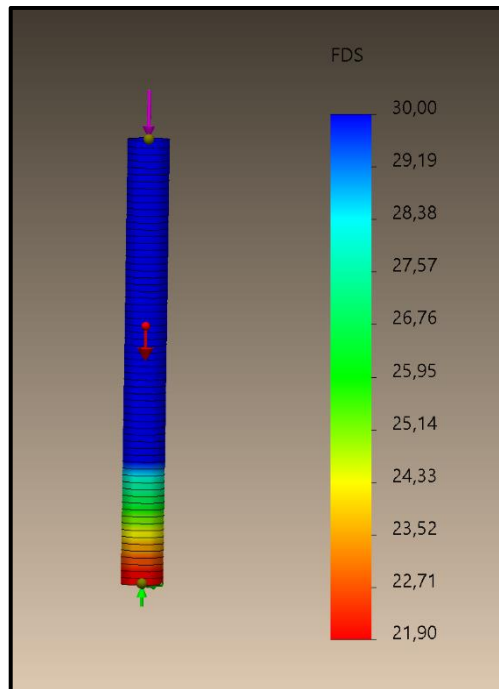


Figura 17-3: Factor de seguridad de la columna del asiento

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En la figura anterior se observa que se tiene un factor de seguridad de la columna del asiento mínimo de 21.9, con lo cual se corrobora que el perfil utilizado para columna del asiento es adecuado para el diseño.

3.3.2.3. Cálculo de perfil del espaldar

En el espaldar se tiene 2 perfiles en posición vertical, que deberán soportar el mayor peso en posición de sedestación con inclinación. Se debe considerar que cuando el usuario adopta esta posición, la carga máxima que soportará la estructura del espaldar en la posición de sedestación con inclinación (Tabla 1-4) será = 7% cabeza + 43% tronco + 6% brazos + 4% antebrazos + 2% manos = 62% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 31kg. La carga muerta está compuesta por el reposacabezas, apoyos laterales y el espaldar.

Carga viva (de la persona): 31 kg

Carga muerta: 5.08 kg

Longitud del perfil: 460 mm

Para poder conocer las características de las secciones se procede a determinar si el perfil circular es de sección compacta (Ecuación 3-1), no compacta (Ecuación 3-2) o esbelta (Ecuación 3-3), según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1b para perfiles tubulares circulares se tiene que:

$$\begin{aligned} \lambda &= \frac{D}{t} & \lambda_p &= 0.07 \frac{E}{F_y} & \lambda_r &= 0.31 \frac{E}{F_y} \\ \lambda &= \frac{19.05 [mm]}{1.5 [mm]} & \lambda_p &= 0.07 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} & \lambda_r &= 0.31 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} \\ \lambda &= 12.7 & \lambda_p &= 60.869 & \lambda_r &= 269.56 \end{aligned}$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_p$, se determina que se tiene una sección compacta y se procede a determinar los cálculos respectivos establecidos en la Especificación ANSI/AISC 360-16 sección F8 para comprobar que el perfil horizontal soporte las cargas requeridas sin deformarse o sufrir fallos, para lo cual se debe calcular la relación demanda/capacidad, que establece que si $M_u < \phi_b M_n$, el perfil soportará la carga máxima requerida, caso contrario no es el adecuado para el diseño (ANSI/AISC 360, 2016, p.12).

Además, para poder utilizar las fórmulas de la sección F8 se debe cumplir la Ecuación 3-7:

$$\begin{aligned} \lambda &\leq 0.45 \frac{E}{F_y} \\ 12.7 &\leq 0.45 \frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]} \\ 12.7 &\leq 391.304 \end{aligned}$$

Como la condición dada anteriormente es verdadera, se procede al cálculo del factor de carga uniforme (w_u) (Ecuación 3-8):

$$w_u = 1.2D + 1.6L$$

$$w_u = 1.2(5.08 [kg]) + 1.6(31 [kg])$$

$$w_u = 55.696 [kg]$$

$$w_u = 545.8208 [N]$$

Con el valor del factor de carga uniforme calculado y la ayuda del Software MDSolids, se procede a realizar el diagrama de momento de flexión uniforme (M_u), obteniendo:

$$M_u = 69674.54 [Nmm]$$

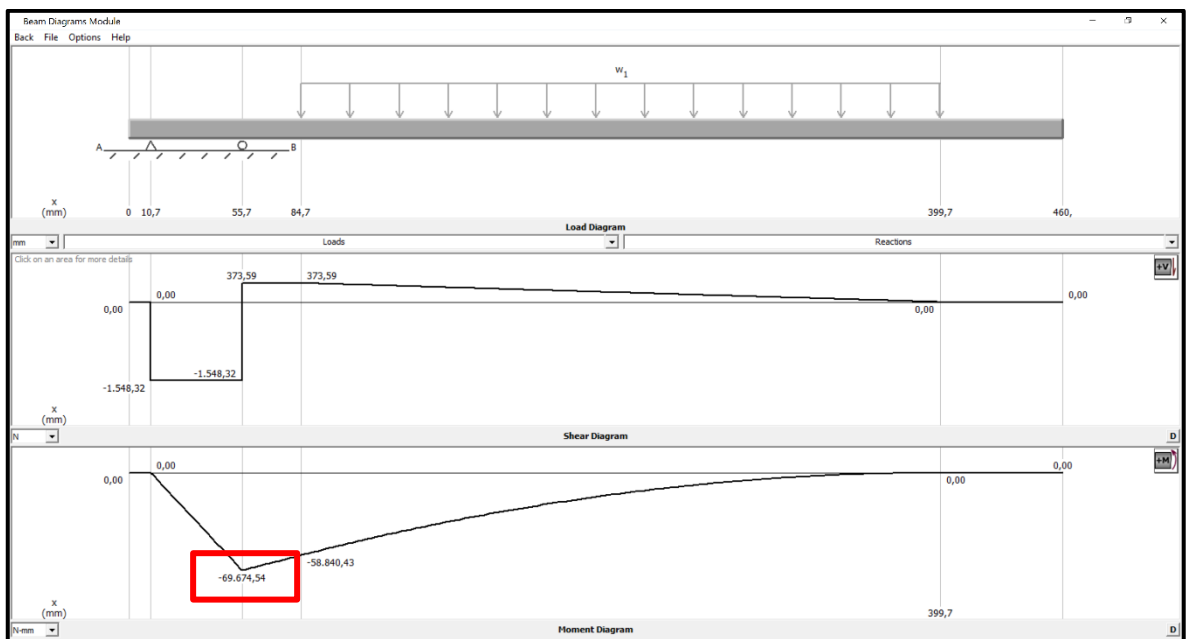


Figura 18-3: Diagrama de fuerza cortante y momento flector del perfil del espaldar

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Ahora se calcula la resistencia de flexión nominal (M_n) (Ecuación 3-9), para lo cual se necesita conocer el valor del módulo de sección plástica en torno al eje x (Ecuación 3-13), teniendo en cuenta que se analiza un tubo circular con dimensiones de diámetro exterior = 19.05 mm y espesor = 1.5 mm y el valor del factor de resistencia a la tensión $\phi_b = 0.90$:

$$Z_x = \frac{d^3}{6} - \frac{d_1^3}{6}$$

$$Z_x = \frac{(19.05 [mm])^3}{6} - \frac{(16.05 [mm])^3}{6}$$

$$Z_x = 463.128 [mm^3]$$

Con los datos del módulo de sección plástico calculado, se procede al cálculo de la resistencia de diseño nominal para posteriormente calcular la resistencia de diseño en flexión:

$$M_n = F_y Z_x$$

$$M_n = 230 \left[\frac{N}{mm^2} \right] (463.128 [mm^3])$$

$$M_n = 106519.44 [Nmm]$$

Finalmente se calcula la resistencia de diseño en flexión ($\phi_b M_n$):

$$\phi_b M_n = 0.90(106519.44 [Nmm])$$

$$\phi_b M_n = 95867.496 [Nmm]$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular circular sometido a flexión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$M_u < \phi_b M_n$$

$$69674.54 [Nmm] < 95867.496 [Nmm]$$

Dado a que la resistencia de diseño en flexión es mayor que el momento de flexión uniforme, se concluye que el tubo circular con dimensiones de diámetro exterior =19.05 mm y espesor =1.5 mm (Figura 19-3) es adecuado, con lo cual se garantiza que el perfil soportará la carga máxima requerida.

DIAMETRO EXTERIOR (D)		ESPESOR		PESO		PROPIEDADES	
Pulg	mm	e mm	P kg/6m	A cm	I cm4	W cm3	i cm
1/2	12.70	0.60	1.14	0.23	0.04	0.07	0.43
		0.75	1.44	0.28	0.05	0.08	0.42
		0.95	1.86	0.35	0.06	0.09	0.41
		1.10	2.10	0.40	0.07	0.11	0.41
		1.50	2.82	0.53	0.08	0.13	0.39
5/8	15.88	0.60	1.44	0.29	0.08	0.11	0.54
		0.75	1.86	0.36	0.10	0.13	0.53
		0.95	2.28	0.44	0.12	0.15	0.51
		1.10	2.64	0.51	0.14	0.18	0.52
		1.50	3.54	0.68	0.18	0.22	0.51
3/4	19.05	0.60	1.74	0.35	0.15	0.16	0.65
		0.75	2.16	0.43	0.19	0.19	0.65
		0.95	2.70	0.54	0.22	0.23	0.64
		1.10	3.18	0.62	0.25	0.26	0.63
		1.50	4.20	0.83	0.32	0.34	0.62

Figura 19-3: Propiedades del tubo utilizado para el espaldar

Fuente: (DIPAC, 2016).

Complementariamente a la selección de perfil según lo establecido en la Especificación ANSI/AISC 360-16 se validó los resultados obtenidos mediante un análisis estático en el software SolidWorks, obteniendo los siguientes resultados:

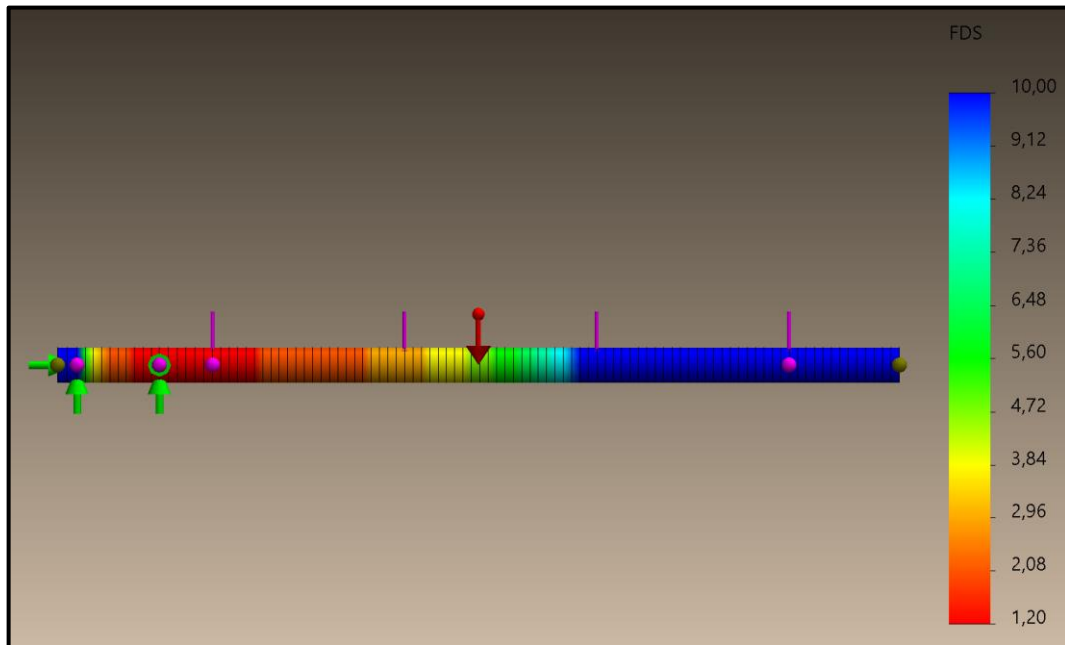


Figura 20-3: Factor de seguridad del perfil del espaldar

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En la figura anterior se observa que se tiene un factor de seguridad del perfil del espaldar mínimo de 1.2, con lo cual se corrobora que el perfil es adecuado para el diseño.

3.3.2.4. Cálculo del perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación

Para el sistema de rehabilitación se tiene una viga que sirve de soporte al asiento, la carga máxima que esta debe soportar, se detalla a continuación:

Carga viva (de la persona): 200 kg

Carga muerta (asiento): 5.54 kg

Longitud del perfil: 420 mm

Para poder conocer las características de las secciones se procede a determinar si el perfil cuadrado utilizado para la viga del sistema de rehabilitación es de sección compacta (Ecuación 3-1), no compacta (Ecuación 3-2) o esbelta (Ecuación 3-3), según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1b para perfiles tubulares cuadrados se tiene que:

Entonces, según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1b para perfiles tubulares cuadrados se tiene que:

La razón ancho espesor para el ala (λ_{ala}) y para el alma (λ_{alma}) son:

$$\lambda_{ala} = \frac{b}{t} \quad (3-23)$$

$$\lambda_{alma} = \frac{h}{t} \quad (3-24)$$

El límite superior para sección compacta (λ_p) y el límite superior para sección no compacta (λ_r) del ala vienen dados por:

$$\lambda_p = 1.12 \sqrt{\frac{E}{F_y}} \quad (3-25)$$

$$\lambda_r = 1.40 \sqrt{\frac{E}{F_y}} \quad (3-26)$$

El límite superior para sección compacta (λ_p) y el límite superior para sección no compacta (λ_r) del alma vienen dados por:

$$\lambda_p = 2.42 \sqrt{\frac{E}{F_y}} \quad (3-27)$$

$$\lambda_r = 5.70 \sqrt{\frac{E}{F_y}} \quad (3-28)$$

Se realiza el cálculo respectivo para determinar el tipo de sección, tomando en consideración que por ser un perfil cuadrado la razón ancho espesor será la misma para el alma y ala, por lo cual se realiza el cálculo para una de ellas, obteniendo:

Ala

$$\lambda = \frac{b}{t}$$

$$\lambda = \frac{25 [mm]}{1.5 [mm]}$$

$$\lambda = 16.667$$

$$\lambda_p = 1.12 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

$$\lambda_p = 1.12 \sqrt{\frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]}}$$

$$\lambda_p = 33.027$$

$$\lambda_r = 1.40 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

$$\lambda_r = 1.40 \sqrt{\frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]}}$$

$$\lambda_r = 41.284$$

Alma

$$\lambda_p = 2.42 \sqrt{\frac{E}{F_y}} \qquad \lambda_r = 5.70 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

$$\lambda_p = 2.42 \sqrt{\frac{200000 \text{ [MPa]}}{230 \text{ [MPa]}}} \qquad \lambda_r = 5.70 \sqrt{\frac{200000 \text{ [MPa]}}{230 \text{ [MPa]}}}$$

$$\lambda_p = 71.362$$

$$\lambda_r = 168.083$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_p$ para el alma y ala, se determina que se tiene una sección compacta y se procede a determinar los cálculos respectivos establecidos en la Especificación ANSI/AISC 360-16 sección F7 para comprobar que el perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación soporte las cargas requeridas sin deformarse o sufrir fallos, para lo cual se debe calcular la relación demanda/capacidad, que establece que si $M_u < \phi_b M_n$, el perfil soportara la carga máxima requerida, caso contrario no es el adecuado para el diseño (AISC 360, 2016, p.12).

Se calcula el factor de carga uniforme (w_u) (Ecuación 3-8), según la Parte 2 del Manual de AISC usando combinaciones de cargas viene dado por:

$$\begin{aligned} w_u &= 1.2D + 1.6L \\ w_u &= 1.2(5.54 \text{ [kg]}) + 1.6(200 \text{ [kg]}) \\ w_u &= 326.648 \text{ [kg]} \\ w_u &= 3201.150 \text{ [N]} \end{aligned}$$

Con el valor del factor de carga uniforme calculado y la ayuda del Software MDSolids, se procede a realizar el diagrama de momento de flexión uniforme (M_u) (Figura 21-3), obteniendo:

$$M_u = 168065.10 \text{ [Nmm]}$$

Ahora se calcula la resistencia de flexión nominal (M_n) (Ecuación 3-9), según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Ecuación F7-1, para lo cual se necesita conocer el valor del módulo de sección plástico en torno al eje x, que según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla 17-27 para tubos cuadrados, viene dado por:

$$Z_x = \frac{d^3}{4} - \frac{d_1^3}{4} \qquad (3-29)$$

Donde:

d : Lado exterior

d_1 : Lado interior

Dado a que se analiza un tubo cuadrado con dimensiones de diámetro exterior = 25 mm y espesor = 1.5, entonces:

$$Z_x = \frac{(25[mm])^3}{4} - \frac{(22[mm])^3}{4}$$
$$Z_x = 1244.25 [mm^3]$$

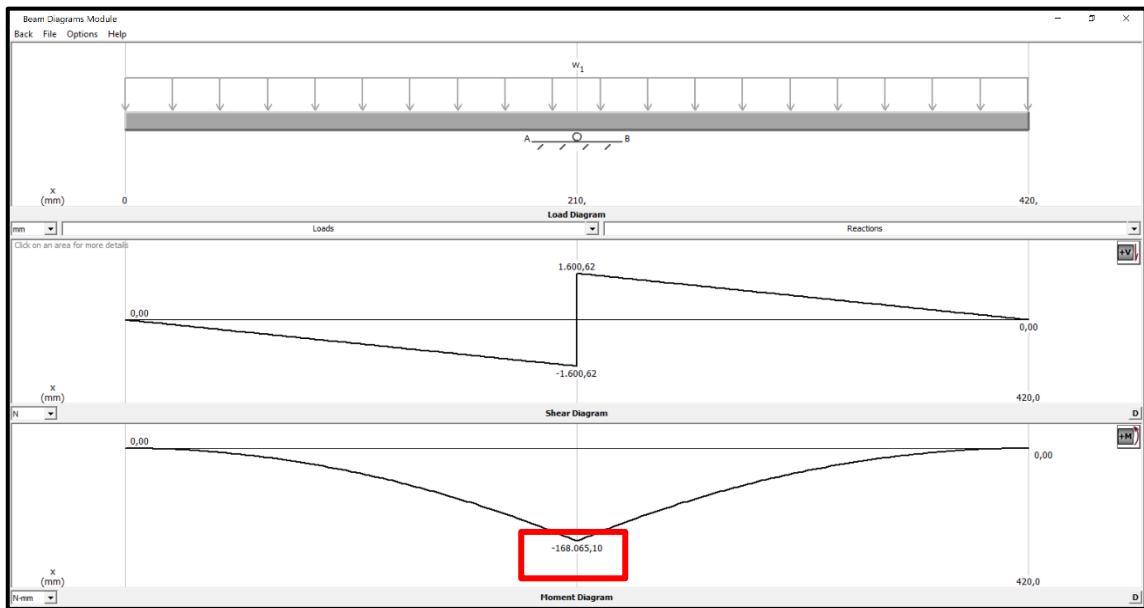


Figura 21-3: Diagrama de fuerza cortante y momento flector de la viga del sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Con los datos del módulo de sección plástica calculado, se procede al cálculo de la resistencia de diseño nominal para posteriormente calcular la resistencia de diseño en flexión:

$$M_n = F_y Z_x$$
$$M_n = 230 \left[\frac{N}{mm^2} \right] (1244.25 [mm^3])$$
$$M_n = 286177.5 [Nmm]$$

Finalmente se calcula la resistencia de diseño en flexión ($\phi_b M_n$), teniendo en cuenta que el valor del factor de resistencia a la tensión $\phi_b = 0.90$:

$$\phi_b M_n = 0.90(286177.5 [Nmm])$$

$$\phi_b M_n = 257559.75 [Nmm]$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular cuadrado sometido a flexión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$M_u < \phi_b M_n$$

$$168065.10 [Nmm] < 257559.75 [Nmm]$$

Dado a que la resistencia de diseño en flexión es mayor que el momento de flexión uniforme, se concluye que el tubo cuadrado con dimensiones de diámetro exterior = 25 mm y espesor = 1.5 mm (Figura 22-3) es adecuado, con lo cual se garantiza que el perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación soportará la carga máxima requerida.

DIMENSIONES		PESO Kg/m	AREA cm ²	EJES X-Xe Y-Y		
A mm	ESPESOR mm			I cm ⁴	W cm ³	i cm
12	0,8	0,30	0,37	0,09	0,14	0,48
12	1,0	0,37	0,50	0,11	0,18	0,47
15	0,8	0,36	0,45	0,15	0,20	0,58
15	1,0	0,45	0,61	0,20	0,26	0,57
20	0,8	0,49	0,61	0,38	0,38	0,79
20	1,0	0,60	0,83	0,50	0,50	0,77
20	1,2	0,72	0,90	0,53	0,53	0,77
20	1,5	0,88	1,05	0,58	0,58	0,74
25	0,8	0,61	0,77	0,76	0,61	0,99
25	1,0	0,76	1,05	1,00	0,80	0,98
25	1,2	0,90	1,14	1,08	0,87	0,97
25	1,5	1,12	1,35	1,21	0,97	0,95
30	0,8	0,74	0,93	1,33	0,89	1,19
30	1,0	0,92	1,27	1,77	1,18	1,18
30	1,2	1,09	1,38	1,91	1,28	1,18
30	1,5	1,35	1,65	2,19	1,47	1,15

Figura 22-3: Propiedades del tubo utilizado para la viga del sistema de rehabilitación

Fuente: (DIPAC, 2016).

Inicialmente por cálculo se seleccionó un tubo cuadrado de 25×1.5 mm, sin embargo, con la finalidad de obtener resultados óptimos se optó por trabajar con un tubo cuadrado de 40×1.5 mm, los cálculos se muestran a continuación:

Se determina el tipo de sección, tomando en consideración que por ser un perfil cuadrado la razón ancho espesor será la misma para el alma y ala, y λ_p y λ_r no varían.

$$\lambda = \frac{b}{t}$$

$$\lambda = \frac{40 [mm]}{1.5 [mm]}$$

$$\lambda = 26.667$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_p$ para el alma y ala, se determina que se tiene una sección compacta y se procede a calcular el módulo de sección plástico (Ecuación 3-29).

$$Z_x = \frac{d^3}{4} - \frac{d_1^3}{4}$$

$$Z_x = \frac{(40[mm])^3}{4} - \frac{(37[mm])^3}{4}$$

$$Z_x = 3336.75 [mm^3]$$

Con el módulo de sección plástico calculado se procede al cálculo de la resistencia de diseño nominal para posteriormente calcular la resistencia de diseño en flexión:

$$M_n = F_y Z_x$$

$$M_n = 230 \left[\frac{N}{mm^2} \right] (3336.75 [mm^3])$$

$$M_n = 767452.5 [Nmm]$$

Finalmente se calcula la resistencia de diseño en flexión ($\phi_b M_n$):

$$\phi_b M_n = 0.90(767452.5 [Nmm])$$

$$\phi_b M_n = 690707.25 [Nmm]$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular circular sometido a flexión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$M_u < \phi_b M_n$$

$$168065.10 [Nmm] < 690707.25 [Nmm]$$

Dado a que la resistencia de diseño en flexión es mayor que el momento de flexión uniforme, se concluye que el tubo cuadrado con dimensiones de diámetro exterior = 40 mm y espesor = 1.5 mm (Figura 23-3) es adecuado, con lo cual se garantiza que el perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación soportará la carga máxima requerida.

DIMENSIONES			AREA	EJES X-Xe Y-Y		
A mm	ESPESOR mm	PESO Kg/m	AREA cm ²	I cm ⁴	W cm ³	i cm
12	0,8	0,30	0,37	0,09	0,14	0,48
12	1,0	0,37	0,50	0,11	0,18	0,47
15	0,8	0,36	0,45	0,15	0,20	0,58
15	1,0	0,45	0,61	0,20	0,26	0,57
20	0,8	0,49	0,61	0,38	0,38	0,79
20	1,0	0,60	0,83	0,50	0,50	0,77
20	1,2	0,72	0,90	0,53	0,53	0,77
20	1,5	0,88	1,05	0,58	0,58	0,74
25	0,8	0,61	0,77	0,76	0,76	0,99
25	1,0	0,76	1,05	1,00	0,80	0,98
25	1,2	0,90	1,14	1,08	0,87	0,97
25	1,5	1,12	1,35	1,21	0,97	0,95
30	0,8	0,74	0,93	1,33	0,89	1,19
30	1,0	0,92	1,27	1,77	1,18	1,18
30	1,2	1,09	1,38	1,91	1,28	1,18
30	1,5	1,35	1,65	2,19	1,47	1,15
40	0,8	0,99	1,25	3,21	1,61	1,60
40	1,0	1,23	1,71	4,32	2,16	1,59
40	1,2	1,47	1,86	4,68	2,34	1,59
40	1,5	1,82	2,25	5,48	2,74	1,56
50	1,2	1,84	2,34	9,30	3,72	1,99
50	1,5	2,29	2,85	11,06	4,42	1,97

Figura 23-3: Propiedades del tubo utilizado para la viga del sistema de rehabilitación

Fuente: (DIPAC, 2016).

Complementariamente a la selección de perfil según lo establecido en la Especificación ANSI/AISC 360-16 se validó los resultados obtenidos mediante un análisis estático en el software SolidWorks, obteniendo los siguientes resultados:

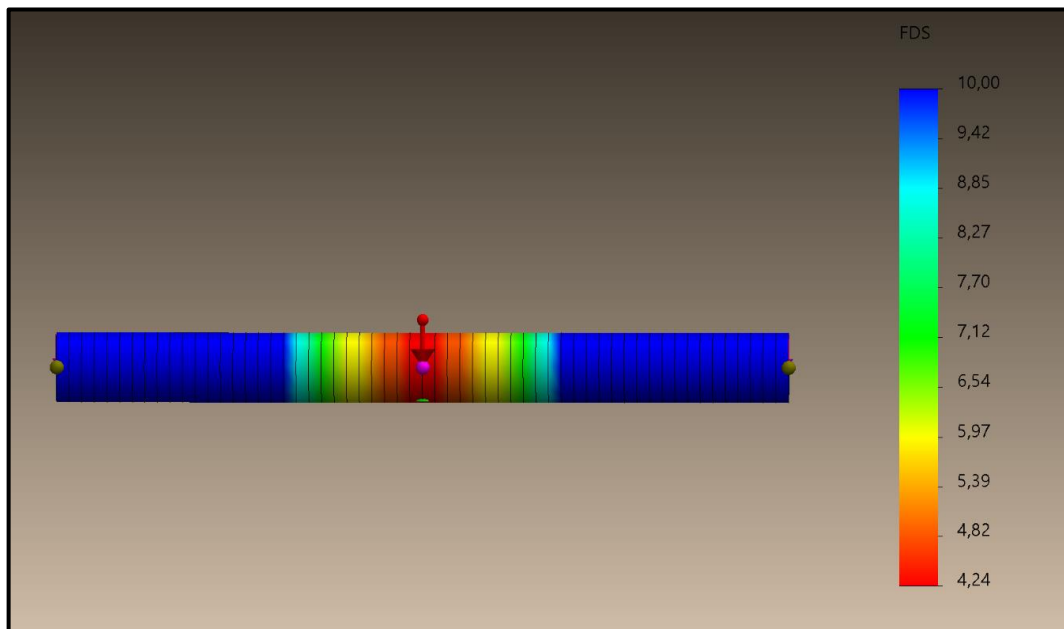


Figura 24-3: Factor de seguridad de la viga del sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En la figura anterior se observa que se tiene un factor de seguridad de la viga del sistema de rehabilitación mínimo de 4.24, con lo cual se corrobora que el perfil utilizado para la viga del sistema de rehabilitación es adecuado para el diseño.

3.3.2.5. Cálculo del perfil utilizado para la columna del sistema de rehabilitación

Se tiene una columna que soportará al asiento del sistema de rehabilitación, la carga máxima que esta debe soportar, así como su dimensión es igual al de la viga del sistema de rehabilitación.

Carga viva (de la persona): 200 kg

Carga muerta (asiento): 9.33 kg

Longitud del perfil: 420 mm

Para poder conocer las características de las secciones se procede a determinar si el perfil cuadrado es esbelto (Ecuación 3-14) o no esbelto (Ecuación 3-15), según lo establecido en Especificación ANSI/AISC 360-16 Tabla B 4.1a se tiene que:

$$\lambda = \frac{b}{t} \qquad \lambda_r = 1.40 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

$$\lambda = \frac{40 [mm]}{1.5 [mm]} \qquad \lambda_r = 1.40 \sqrt{\frac{200000 [MPa]}{230 [MPa]}}$$

$$\lambda = 26.667 \qquad \lambda_r = 41.284$$

Debido a que se cumple que $\lambda < \lambda_r$, se determina que se tiene una sección no esbelta y se procede a determinar los cálculos respectivos establecidos en la Especificación ANSI/AISC 360-16 sección E3, para comprobar que el perfil utilizado para la columna del sistema de rehabilitación soporte las cargas requeridas sin deformarse o sufrir fallos, para lo cual se debe calcular la relación demanda/capacidad, que establece que si $P_u < \phi_c P_n$, el perfil soportará la carga máxima requerida, caso contrario no es el adecuado para el diseño (ANSI/AISC 360, 2016, p.12).

Se procede a calcular el esfuerzo de pandeo por flexión (ecuación 3-28), para con este valor calcular la resistencia de compresión nominal.

Esfuerzo de pandeo por flexión viene dado por $F_{cr} = (0.658^{\frac{F_y}{F_e}})F_y$, si:

$$\frac{KL}{r} \leq 4.71 \sqrt{\frac{E}{F_y}}$$

Caso contrario se deberá utilizar la Ecuación 3-19, para este caso se tiene que $K = 0.65$ (Figura 14-3) y el radio de giro de la sección transversal se obtiene de catálogo (Figura 23-3), en este caso es de $1.56 \text{ cm} = 15.6 \text{ mm}$, entonces:

$$\frac{0.65(420 \text{ [mm]})}{15.6 \text{ [mm]}} \leq 4.71 \sqrt{\frac{200000 \text{ [MPa]}}{230 \text{ [MPa]}}}$$

$$17.5 \leq 138.89$$

Como la condición anterior se cumple se calcula $F_{cr} = (0.658^{\frac{F_y}{F_e}})F_y$, para lo cual se necesita conocer el valor del esfuerzo de pandeo elástico (Ecuación 3-21):

$$F_e = \frac{\pi^2 E}{\left(\frac{KL}{r}\right)^2}$$

$$F_e = \frac{\pi^2 (200000 \text{ [MPa]})}{\left(\frac{0.65(420 \text{ [mm]})}{15.6 \text{ [mm]}}\right)^2}$$

$$F_e = 6445.456 \text{ [MPa]}$$

Con el esfuerzo de pandeo elástico, se determina el esfuerzo de pandeo por flexión:

$$F_{cr} = (0.658^{\frac{F_y}{F_e}})F_y$$

$$F_{cr} = (0.658^{\frac{230 \text{ [MPa]}}{6445.456 \text{ [MPa]}}})(230 \text{ [MPa]})$$

$$F_{cr} = 226.590 \text{ [MPa]}$$

Con los datos anteriores se procede al cálculo de la resistencia de diseño ($\phi_c P_n$), según el método diseño en base a factores de carga y resistencia (LRFD) (Ecuación 3-22), el área de la sección transversal se obtiene de catálogo (Figura 23-3) en este caso es de $2.25 \text{ cm}^2 = 225 \text{ mm}^2$:

$$\phi_c P_n = \phi_c F_{cr} A_g$$

$$\phi_c P_n = 0.9(226.590 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right])(225 \text{ [mm}^2])$$

$$\phi_c P_n = 45884.475 \text{ [N]}$$

Con la resistencia de diseño se procede al cálculo de la resistencia axial en compresión requerida (P_u), según la Parte 2 del Manual de AISC usando combinaciones de cargas viene dado por (Manual ANSI/AISC 360, 2016, p.8):

$$P_u = 1.2D + 1.6L$$

$$P_u = 1.2(9.33 \text{ [kg]}) + 1.6(200 \text{ [kg]})$$

$$P_u = 331.196 \text{ [kg]}$$

$$P_u = 3245.721 \text{ [N]}$$

Según el método LRFD (Diseño por Factores de Carga y Resistencia), para que un perfil tubular circular sometido a compresión, sea el apropiado para un diseño se debe cumplir que:

$$P_u < \phi_c P_n$$

$$3245.721 \text{ [N]} < 45884.475 \text{ [N]}$$

Dado a que la resistencia de diseño en compresión es mayor que la resistencia axial en compresión, se concluye que el tubo cuadrado con dimensiones de diámetro exterior = 40 mm y espesor = 1.5 mm es adecuado con lo cual se garantiza que el perfil utilizado para la columna del sistema de rehabilitación soportará la carga máxima requerida.

Complementariamente a la selección de perfil según lo establecido en la Especificación ANSI/AISC 360-16 se validó los resultados obtenidos mediante un análisis estático en el software SolidWorks, obteniendo los siguientes resultados:

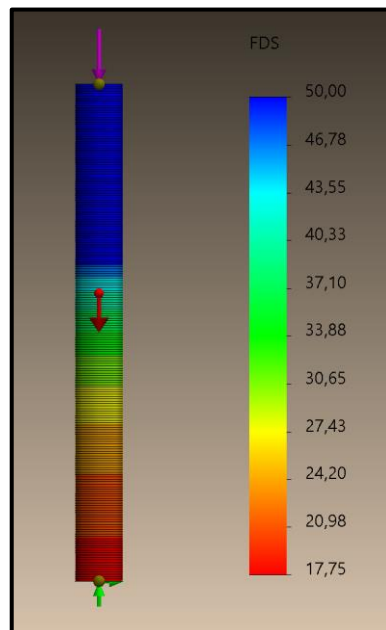


Figura 25-3: Factor de seguridad de la columna del sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En la figura anterior se observa que se tiene un factor de seguridad de la columna del sistema de rehabilitación mínimo de 17.75, con lo cual se corrobora que el perfil utilizado para la columna del sistema de rehabilitación es adecuado para el diseño.

3.3.3. Selección de soldadura

Para el diseño se considera una soldadura manual por arco eléctrico SMAW, se realiza el cálculo proponiendo una altura de la garganta de $1/8 \text{ plg} = 3.175 \text{ mm}$, de manera que se tenga un factor de seguridad mínimo de 2, lo cual garantizará que el elemento crítico donde se aplica la soldadura soporte la carga máxima considerada.

En la siguiente figura se muestra el elemento que va a soportar la mayor carga, el cual corresponde al perfil horizontal de la parte trasera de la estructura que sirve de soporte a los pistones.

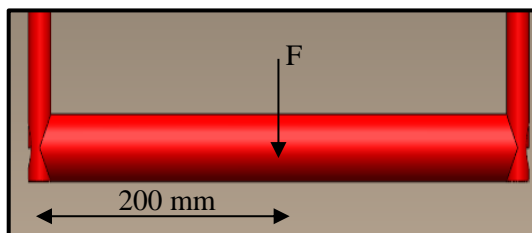


Figura 26-3: Elemento crítico de soldadura

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El cordón de soldadura se muestra en la siguiente figura, donde además se detalla la altura de la garganta.

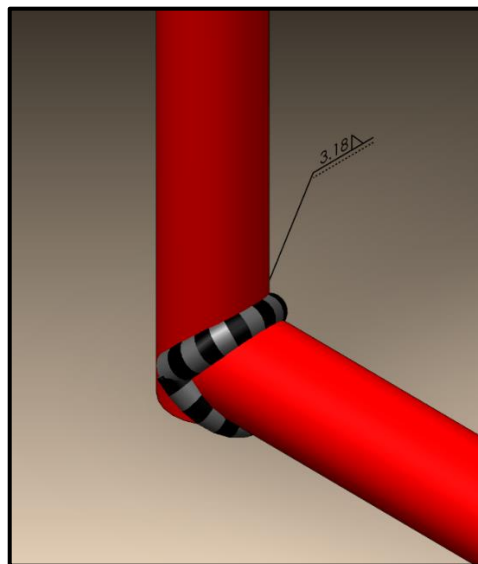


Figura 27-3: Cordón de soldadura

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Para el cálculo de la altura de garganta se tiene que:

Factor de seguridad: 2

Fuerza a soportar: $F = 490 / 2 = 245 \text{ N}$

Radio de soldadura: $r = 9.525 \text{ mm}$

Distancia: $d = 400 \text{ mm}$

Altura de la garganta: $h = 3.175 \text{ mm}$

Con los datos descritos anteriormente se procede al cálculo del cortante primario en la soldadura (τ') y del cortante secundario en la soldadura (τ''), para posteriormente calcular el cortante total (τ), según Budynas et al. (2012: p.467), la fórmula del cortante primario en la soldadura (τ') viene dada por:

$$\tau' = \frac{V}{A} = \frac{F}{A} \quad (3-30)$$

Donde:

V = fuerza cortante

A = área del cordón de soldadura

Se calcula el área del cordón de soldadura (Budynas et al., 2012: p.467):

$$\begin{aligned} A &= 1,414\pi hr \\ A &= 1,414\pi(3,175 [mm])(9,525 [mm]) \\ A &= 134,341 [mm^2] \end{aligned} \quad (3-31)$$

Con el resultado anterior se procede al cálculo del cortante primario en la soldadura:

$$\begin{aligned} \tau' &= \frac{F}{A} \\ \tau' &= \frac{245 [N]}{134,341 [mm^2]} \\ \tau' &= 1,824 [MPa] \end{aligned}$$

Ahora se calcula el cortante secundario (Budynas et al., 2012: p.465):

$$\tau'' = \frac{Mr}{I} \quad (3-32)$$

Donde:

M = momento

I = segundo momento del área

El momento viene dado por:

$$M = Fd$$

$$M = (245 [N]) (200 [mm])$$

$$M = 49000 [Nmm]$$

Para el cálculo del segundo momento del área (I), se necesita calcular el momento del área unitaria (I_u), como se muestra a continuación (Budynas et al., 2012: p.465):

$$I = 0,707hI_u \quad (3-33)$$

El momento del área unitaria (I_u), viene dado por (Budynas et al., 2012: p.465):

$$I_u = \pi r^3 \quad (3-34)$$

$$I_u = \pi(9,525 [mm])^3$$

$$I_u = 2714,844 [mm^3]$$

Entonces:

$$I = 0,707hI_u$$

$$I = 0,707(3,175 [mm])(2714,844 [mm^3])$$

$$I = 6094,078 [mm^4]$$

Con el momento (M), y el segundo momento del área(I), se calcula el cortante secundario (Ecuación 3-17):

$$\tau'' = \frac{(49000[Nmm])(9,525 [mm])}{6094,078 [mm^4]}$$

$$\tau'' = 76,587 [MPa]$$

Finalmente se realiza el cálculo del cortante total para posteriormente calcular el factor de seguridad, el cortante total (τ) viene dado por (Budynas et al., 2012: p.465):

$$\tau = (\tau'^2 + \tau''^2)^{1/2} \quad (3-35)$$

$$\tau = ((1,824 [MPa])^2 + (76,587 [MPa])^2)^{1/2}$$

$$\tau = 76,609 [MPa]$$

Para el cálculo del factor de seguridad (n) se tiene que $S_y(E60xx) = 345 [MPa]$ (Budynas et al., 2012: p.468):

$$n = \frac{S_{sy}}{\tau} \quad (3-36)$$

$$S_y(E60xx) = 345 [MPa]$$

$$n = \frac{0,577(345 \text{ [MPa]})}{76,609 \text{ [MPa]}}$$

$$n = 2,598$$

Como resultado, se considera una soldadura manual por arco eléctrico SMAW, con una altura de la garganta de 3.175 mm, que arroja un factor de seguridad mínimo de 2.598, lo cual garantizará que el elemento crítico donde se aplica la soldadura soporte la carga máxima considerada.

3.3.4. Selección de pasadores

Para la selección de pasador se considera el pasador que soportará la mayor carga, en este caso es el mostrado en la Figura 28-3, ya que en la posición de bipedestación la mayor parte del peso recae sobre el reposapiés, además se requiere que este sea fácil de sacar para que el sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) se adapte a la silla de ruedas bipedestadora.

Debido a que en posición de bipedestación se requiere un mayor soporte se ha considerado un factor de seguridad de 4.

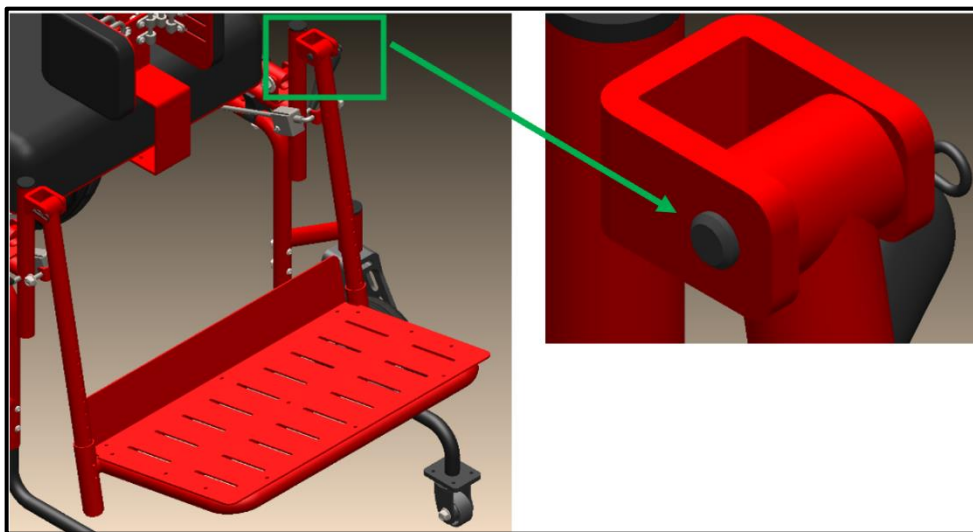


Figura 28-3: Pasador crítico

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Para el cálculo de pasadores se tiene que:

Factor de seguridad: $N = 4$

Fuerza a soportar: $F = 245 \text{ N}$

Límite de fluencia del pasador: $S_y = 235 \text{ MPa}$

Límite de fluencia de la horquilla: $S_y = 230 \text{ MPa}$

Con los datos anteriores se calcula el esfuerzo cortante admisible (τ_d), para posteriormente calcular el diámetro del pasador (d), y el espesor de la horquilla (e), según Mott. (2006, p.189), el esfuerzo cortante admisible viene dado por:

$$\tau_d = \frac{0,5S_y}{N} \quad (3-37)$$

$$\tau_d = \frac{0,5 (235 [MPa])}{4}$$

$$\tau_d = 29,375 [MPa]$$

Ahora se calcula el diámetro del pasador, conociendo que el esfuerzo cortante doble debido a las cargas axiales en la sección transversal del pasador, viene dado por (Mott, 2006, p.92):

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (3-38)$$

Donde $A = \frac{\pi}{4}d^2$, entonces:

$$\tau = \frac{F}{\frac{\pi}{4}d^2}$$

$$d^2 = \frac{F}{\frac{\pi}{4}\tau}$$

$$d^2 = \frac{245 [MPa]}{\frac{\pi}{4}(29,375 [MPa])}$$

$$d^2 = 10,619 [mm^2]$$

$$d = \sqrt{10,619 [mm^2]}$$

$$d = 3,259 [mm]$$

Con el diámetro de 3 mm, se verifica nuevamente el factor de seguridad:

$$\tau = \frac{F}{A}$$

$$\tau = \frac{F}{\frac{\pi}{4}d^2}$$

$$\tau = \frac{245 [N]}{\frac{\pi}{4}(3 [mm])^2}$$

$$\tau = 34.66 [MPa]$$

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau}$$

$$N = \frac{0,5 (235 [MPa])}{34.66 [MPa]}$$

$$N = 3.39$$

Inicialmente se consideró un factor de seguridad de 4, debido a que el pasador deberá soportar la carga de bipedestación, por lo cual se selecciona un pasador de 4 mm, el cual nos arroja un factor de seguridad de 6 como se muestra a continuación.

$$\tau = \frac{F}{A}$$

$$\tau = \frac{F}{\frac{\pi}{4}d^2}$$

$$\tau = \frac{245 [N]}{\frac{\pi}{4}(4 [mm])^2}$$

$$\tau = 19.496 [MPa]$$

$$N = \frac{S_{sy}}{\tau}$$

$$N = \frac{0,5 (235 [MPa])}{19.496 [MPa]}$$

$$N = 6.02$$

A continuación, se analiza la parte de la horquilla, para determinar su espesor:

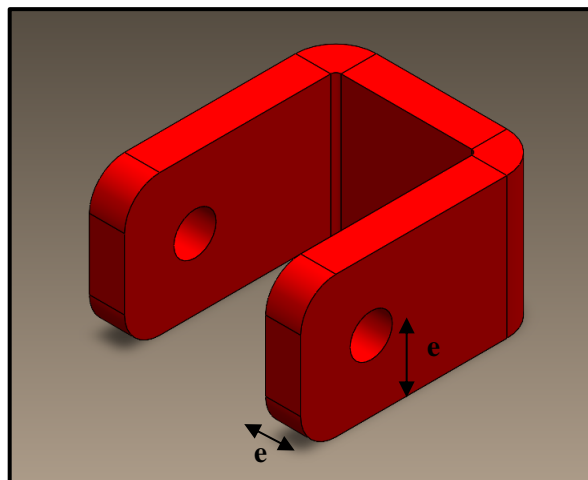


Figura 29-3: Espesor de horquilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El esfuerzo cortante será (Ecuación 3-37);

$$\tau_d = \frac{0,5S_y}{N}$$

$$\tau_d = \frac{0,5 (230 [MPa])}{4}$$

$$\tau_d = 28,75 [MPa]$$

Además, se tiene que el esfuerzo cortante en el área lateral desde el agujero hasta el borde de la pieza, viene dado por la (Ecuación 3-38);

$$\tau = \frac{F}{A}$$

$$\tau = \frac{F}{e^2}$$

$$e^2 = \frac{F}{\tau}$$

$$e^2 = \frac{122,5 [N]}{28,75 \left[\frac{N}{mm^2} \right]}$$

$$e = \sqrt{4,261 [mm^2]}$$

$$e = 2,064 [mm]$$

Como resultado se tiene un espesor de la horquilla de 2 mm, sin embargo, por condiciones de soldadura se tomó un espesor de 5 mm.

Finalmente se selecciona un pasador de diámetro de 4 mm y un espesor de horquilla de 5mm, debido a que se analiza el pasador en las condiciones más críticas se decide utilizar pernos del mismo diámetro.

3.3.5. Selección de resortes de gas bloqueables

Para la postura de bipedestación, así como también para la postura de sedestación con inclinación se hace uso de dos resortes de gas bloqueables que deberán soportar la carga máxima de 50 kg, los cuales serán controlados por medio de manijas de freno, para poder seleccionar el pistón adecuado se realiza el cálculo de la fuerza que éste deberá levantar, como se muestra a continuación:

$$M = Fd$$

Donde:

M = Momento

F = Fuerza aplicada

d = Distancia

La fuerza aplicada para la carga máxima de 63.5 kg (50 kg de carga de la persona + 13.5 kg de la estructura) será:

$$F = mg$$

$$F = 63.5 [kg] \left(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right] \right)$$

$$F = 622.3 [N]$$

La distancia requerida se muestra en la siguiente figura:

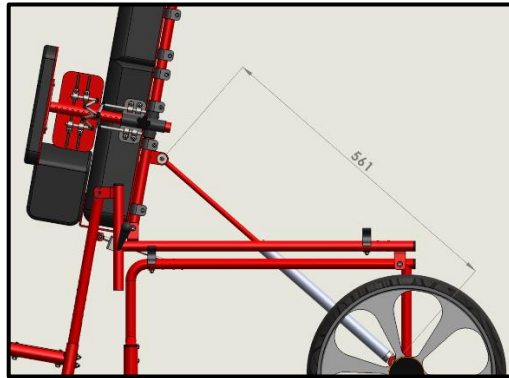


Figura 30-3: Distancia del resorte de gas

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Entonces:

$$M = (622.3 [N]) (561 [mm])$$

$$M = 349110.3 [Nmm]$$

El momento también viene dado por:

$$M = F * d * \text{sen } \theta$$

Donde:

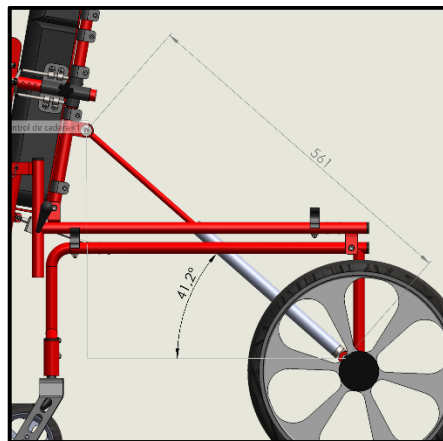


Figura 31-3: Ángulo del resorte de gas

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Despejamos la fuerza:

$$F = \frac{M}{d * \text{sen } \theta}$$
$$F = \frac{349110.3 [Nmm]}{561 [mm] (\text{sen } 41,2)}$$
$$F = 944.755 [N]$$

Se requiere un pistón con una fuerza de 949.878 N, sin embargo, se va hacer uso de dos resortes de gas bloqueables por lo cual se utilizarán dos resortes de gas bloqueables de 474.939 N.

3.4. Especificaciones del diseño

El diseño de la silla de ruedas postural-bipedestadora fue realizado de manera que se pueda adoptar una correcta posición de sedestación y bipedestación, además que permita la inclinación en posición de sedestación hasta 30° y adopte la posición de camilla, cada una de las partes descritas a continuación, permitirán garantizar la correcta postura y confort del usuario. Además, se ha considerado el diseño de manera que permita adaptar el sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla).

El peso máximo del niño/a considerado para este diseño es de 50 kg, las partes, dimensiones y funcionalidades se describen a continuación con más detalles.

3.4.1. Dimensiones de la silla de ruedas postural bipedestadora

Generalmente las sillas de ruedas son diseñadas de manera que sus elementos se adapten al cuerpo del usuario por lo que sus dimensiones suelen variar, sin embargo, las medidas estándares se muestran en la siguiente figura.

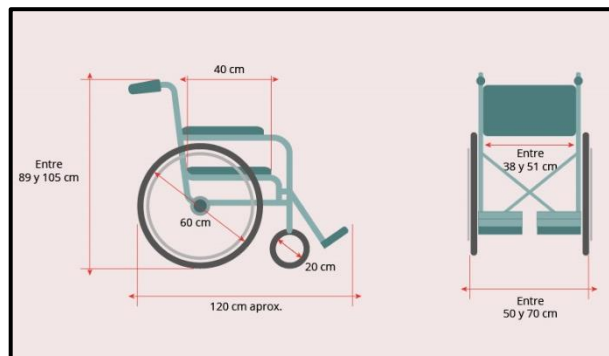


Figura 32-3: Dimensiones silla de ruedas estándar

Fuente: (MAPFRE,2021).

Las dimensiones de la silla de ruedas postural bipedestadora diseñada se muestran en la Figura 33-3.

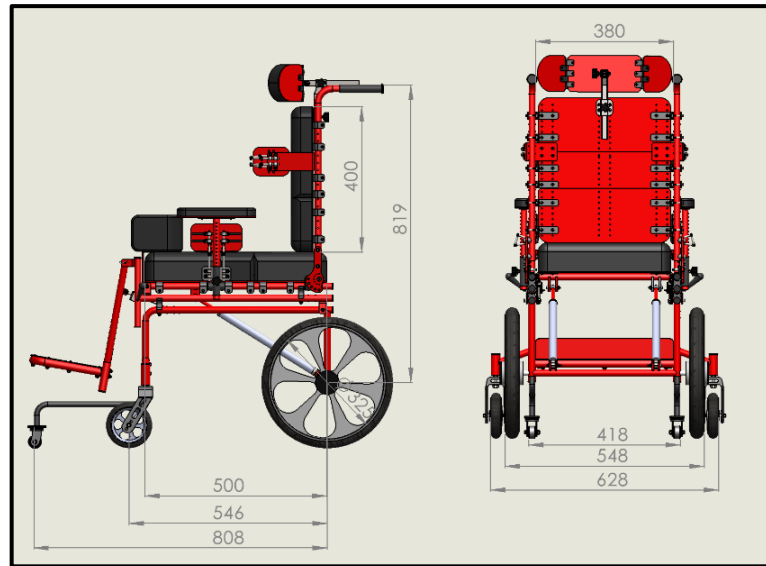


Figura 33-3: Dimensiones silla de ruedas postural-bipedestadora
Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.4.2. Partes de la silla de ruedas

La silla de ruedas postural-bipedestadora consta de los elementos mostrados en la siguiente figura:

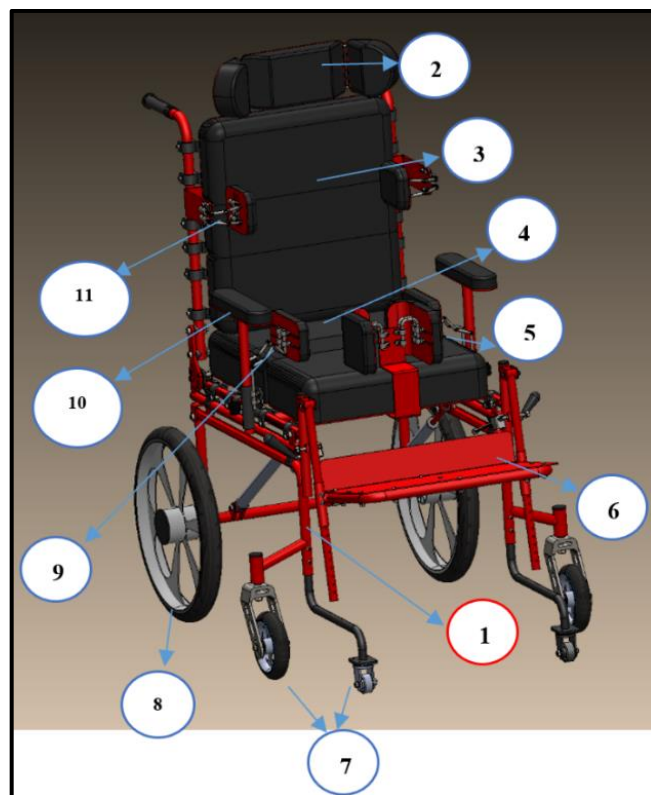


Figura 34-3: Partes de la silla de ruedas bipedestadora
Realizado por: Rosero Henry, 2021.

1.- Chasis

El chasis ha sido diseñado de manera que permita cumplir con todos los requerimientos descritos en la sección “Consideraciones para el diseño”, como se muestra en la siguiente figura.

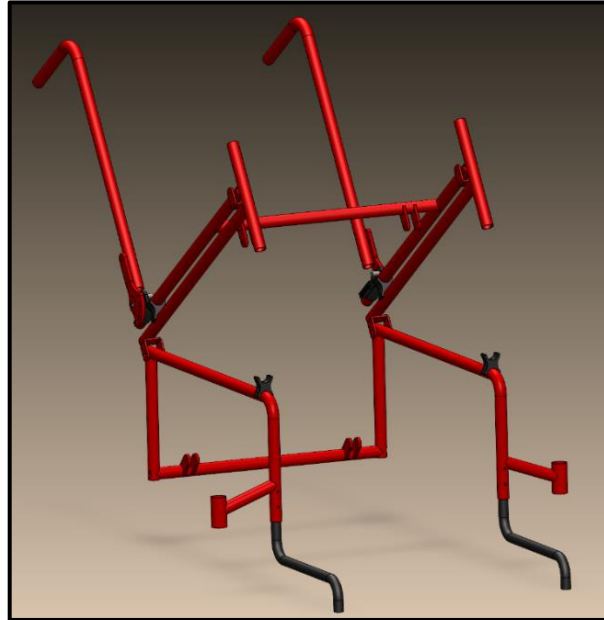


Figura 35-3: Chasis

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El reposacabezas diseñado ha sido tomado del diseño de reposacabezas que actualmente tienen las sillas de ruedas posturales pediátricas otorgadas por el gobierno (Figura 38-3), debido a que no se ha presentado problemas con su uso, y a él se pueden adaptar mecanismos sencillos que permitan una correcta posición en caso que se requiera, este reposacabezas es de tipo rígido con soportes a los lados que evitan los movimientos de cabeza laterales, corrigiendo la tendencia de giro de cabeza que tienen algunos niños hacia los lados.

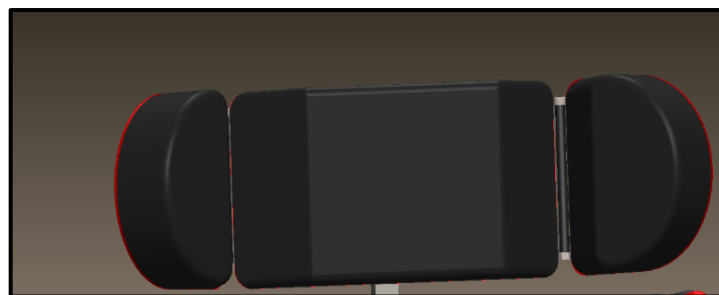


Figura 36-3: Reposacabezas

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Las dimensiones de este, se tomaron del diseño antes mencionado (Figura 38-3), este puede ser adaptado según se requiera debido a que consta de un sistema que permite el movimiento horizontal y vertical del mismo y se fija en la posición deseada por medio de un tornillo de ajuste de mano.

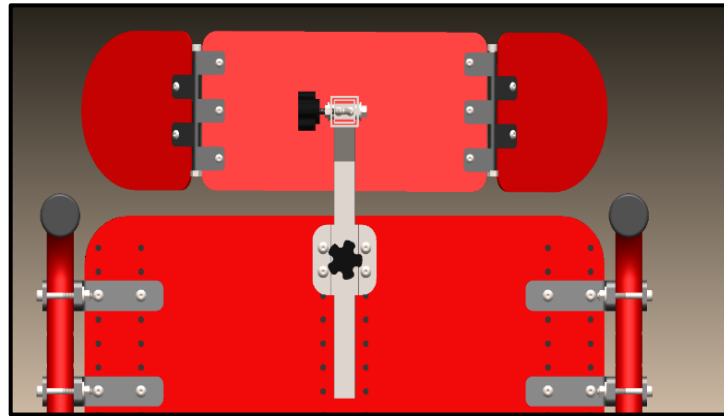


Figura 37-3: Sistema de ajuste del reposacabezas

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 38-3: Toma de medidas

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.- Espaldar

Debido a que se requiere que la silla se adapta a diferentes medidas, se diseñó un espaldar dividido en 3 partes (Figura 39-3), donde cada parte puede ser extraída y combinada obteniendo diferentes medidas.

Además, las abrazaderas de cada una de las partes pueden desplazarse por el tubo principal, dando aún más opciones de dimensionamiento, se consideraron 2 abrazaderas para cada parte del espaldar para brindar mayor ajuste y seguridad (Figura 40-3).

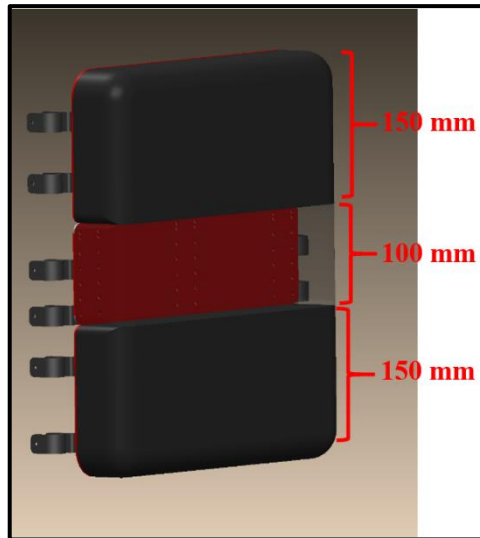


Figura 39-3: Espaldar

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 40-3: Especificaciones del espaldar

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.- Asiento

El diseño del asiento es igual al del espaldar, se ha dividido en 3 partes para obtener un asiento con diferentes dimensiones (Figura 41-3), cada parte puede ser extraída y combinada según se requiera.

Al igual que el espaldar, las abrazaderas de cada una de las partes pueden desplazarse por el tubo principal, dando aún más opciones de dimensionamiento, considerando así 2 abrazaderas para cada parte del asiento para brindar mayor ajuste y seguridad (Figura 42-3).

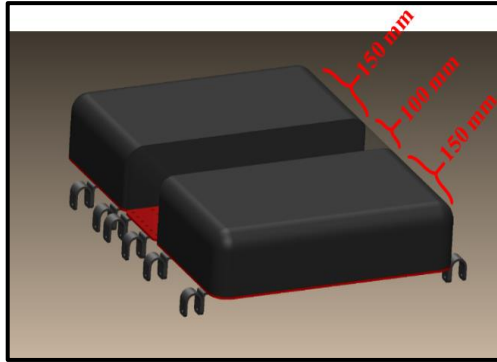


Figura 41-3: Asiento

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

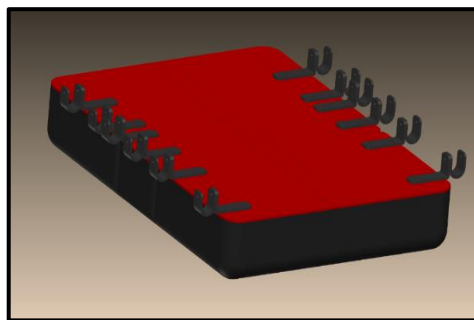


Figura 42-3: Especificaciones del asiento

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

5.-Abductor

El abductor consta de dos barras como se muestra en la Figura 43-3, cuando éstas se cierran completamente alcanzan su medida máxima de 150 mm, a medida que se van abriendo alcanzan diferentes medidas hasta llegar a una mínima de 120 mm. Estas medidas se tomaron por recomendación de especialistas ya que lo que se busca es evitar deslizamientos y mantener la posición correcta de piernas y pelvis o corregir problemas relacionados con estos.

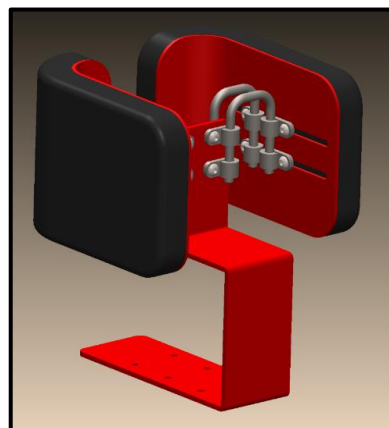


Figura 43-3: Abductor

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

6.-Apoyapiés

El apoyapiés o reposapiés tienen la función de brindar descanso a las piernas para que estas no queden colgadas, además el diseño realizado se acopla a la postura de bipedestación. Este diseño tiene unas pequeñas ranuras desde donde se puede colocar accesorios de sujeción de bajo costo para los pies en caso de requerirlos, como por ejemplo velcros, además se adapta a las medidas máximas y mínimas descritas en la Tabla 5-3, ya que se tiene dos tubos uno de mayor espesor dentro del cual se inserta otro de menor espesor obteniendo así un sistema de dimensionamiento variable.

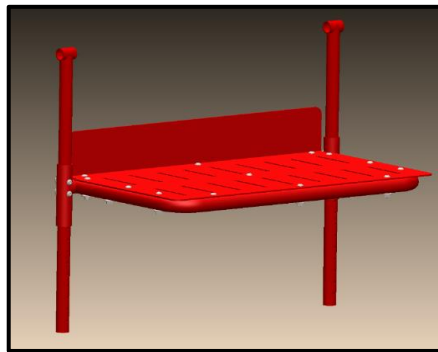


Figura 44-3: Apoyapiés

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

7.- Ruedas delanteras

El diseño considerado para las ruedas antivuelco se tomó de una rueda disponible en el mercado, es de bajo costo y es el más usado en cuanto a sillas de ruedas se refiere, son ruedas con llantas de poliuretano de 5x1". Las rueda giratoria o rueda loca considerada es de fácil adquisición y tiene una altura total 1 1/2" con llanta de polipropileno, la función de esta rueda es proporcionar apoyo a la bipedestación.

Es importante mencionar que estas ruedas pueden reemplazadas por diferentes modelos disponibles en el mercado y según los requerimientos del cliente.

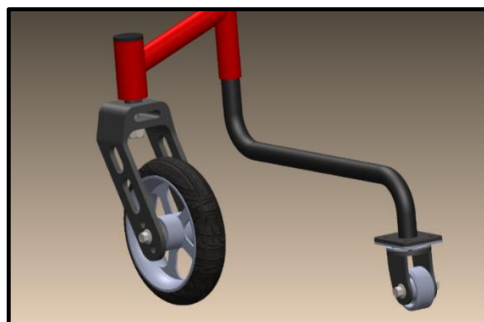


Figura 45-3: Ruedas delanteras

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

8.-Ruedas macizas

El diseño considerado para las ruedas macizas, se tomó de una rueda disponible en el mercado, al igual que las ruedas antivuelco es de bajo costo y es el más usado en cuanto a sillas de ruedas se refiere, son ruedas con llantas de poliuretano de 15x1,25”.

Al igual que las ruedas antivuelco estas ruedas pueden reemplazadas por diferentes modelos disponibles en el mercado y según los requerimientos del cliente.

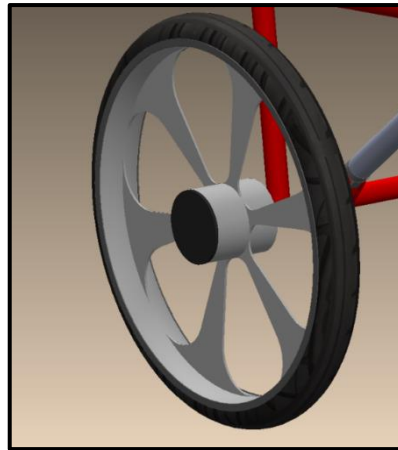


Figura 46-3: Ruedas traseras

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

9.-Apoyos de cadera

Los apoyos de cadera se adaptan al usuario, se ha tomado en consideración las medidas máximas y mínimas descritas en la Tabla 8-3, como se observa en la siguiente figura se tiene un sistema compuesto por varillas redondas lisas que pueden deslizarse en formar horizontal y además ser ajustadas por medio de tornillos en cada una de sus partes (3 partes), de manera que se tenga la medida deseada.

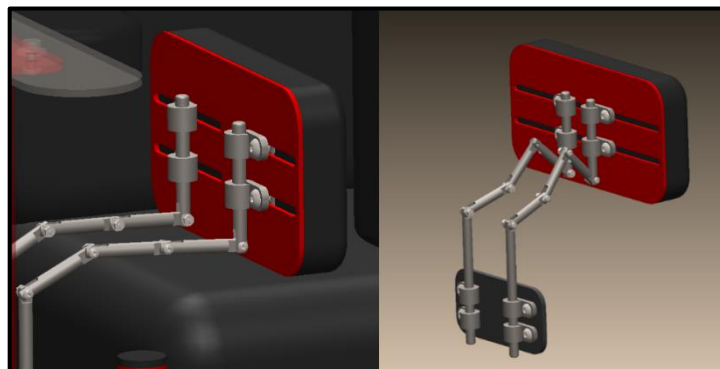


Figura 47-3: Apoyos de cadera

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

10.-Reposabrazos

Se tiene un diseño sencillo que puede variar su altura al ser ajustado por un tornillo de ajuste de mano, si bien este no es muy usado por los niños debido a su condición, es necesario debido a que usualmente se lo utiliza como base para un tablero de trabajo que facilita las tareas escolares (Figura 49-3).

En caso de ser necesario se le puede añadir accesorios que permitan mantener el brazo posicionado sobre este (sujetadores, velcros, etc), siempre y cuando el terapeuta lo indique.



Figura 48-3: Reposabrazos

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 49-3: Tablero de trabajo

Fuente: (CAREPLUSSTORE).

11.-Apoyos laterales

Los apoyos laterales al igual que los apoyos para cadera se adaptan al usuario, tomando en consideración las medidas máximas y mínimas descritas en la Tabla 7-3, el sistema de dimensionamiento variable diseñado es el mismo que el utilizado en los apoyos de cadera.

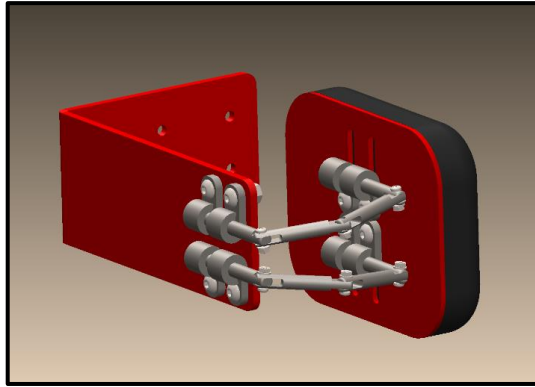


Figura 50-3: Apoyos laterales

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.4.3. Funcionalidades

El diseño de la silla de ruedas postural-bipedestadora fue realizado de manera que:

1. Se adapte a las medidas máximas y mínima seleccionadas.
2. Garantice una correcta posición de sedestación.
3. Garantice una correcta posición bipedestación.
4. Permita la inclinación en posición de sedestación hasta 30°.
5. Adopte la posición de camilla.

A continuación, se muestra el acople de la silla a 3 medidas diferentes, con fines didácticos se ha elegido de la Tabla 1-3 las dimensiones de la niña menor (A.A.O.A), un niño de 8 años (D.J.R.C) y el niño con mayores dimensiones (C.D.P.T).

3.4.3.1. Usuario 1

Las siguientes figuras corresponden a la silla de ruedas bipedestadora en su posición más pequeña, se puede observar que todas las partes han sido adaptadas según las medidas correspondientes de la niña de menor edad.

Tabla 16-3: Medidas antropométricas de usuario 1.

USUARIO	EDAD	PESO (kg)	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (cm)							
			HS	HA	HFP	LN- FP	AB	AC	DB	DA
A.A.O. A	3	11	47	27	18	20	20	18	19	15

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El ancho del espaldar y asiento va a ser la misma y es estándar, sin embargo, los apoyos laterales y de cadera se acoplan corriendo y permitiendo que el usuario adopte una correcta postura.

Para la medida del espaldar se tiene una medida de 27cm, como se explicó anteriormente se consideró un diseño dividido en 3 partes (15 cm,15cm,10cm), por lo tanto, se escogerá las partes de 15cm y 10 cm que nos dará una medida de 25, si se requiere tener 27 cm exactos lo que se puede hacer es dejar una abertura mínima entre cada parte de 2 cm, sin embargo, el espaldar no necesariamente debe llegar a la altura de los hombros, pero de ser así se puede acoplar.

Para la medida del asiento se tiene una medida de 20 cm, al igual que el espaldar se consideró un diseño dividido en 3 partes (15 cm,15cm,10cm), por lo tanto, se escogerá la parte de 15cm ya que un principio de sedestación indica que los muslos deben ir pegados al asiento, con una distancia de la terminación del asiento al hueco poplíteo de 3-5cm.

La altura que debe tener el reposapiés para este usuario es de 18 cm, debido a que el reposapiés ha sido diseñado para ser adaptable, esta es la mínima altura considerada y se adapta perfectamente.



Figura 51-3: Posición de sedestación usuario 1

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Para el caso de bipedestación, lo único que varía es la posición, sin embargo las dimensiones del usuario no cambian, se diseñó la silla postural-bipedestadora de manera que se realice un cambio de posición sin necesidad de cambiar las posición de las partes, se observa que existe una apertura entre el asiento y el espaldar, sin embargo esto no produce afectaciones ya que el orificio es mínimo y además existen diseños de bipedestadores donde lo importante es tener un soporte de la espalda y glúteos como se muestra en la Figura 55-3.

Para poder adoptar esta posición se hace uso de dos resortes de gas bloqueables de 500 N, debido a que este puede levantar la carga requerida y se adapta a la distancia que se necesita para adoptar esta posición (561 mm), las especificaciones técnicas del resorte de gas bloqueable a utilizar se detallan en el ANEXO C, éste puede ser accionado por medio de una manija de frenos para facilitar su manejo.

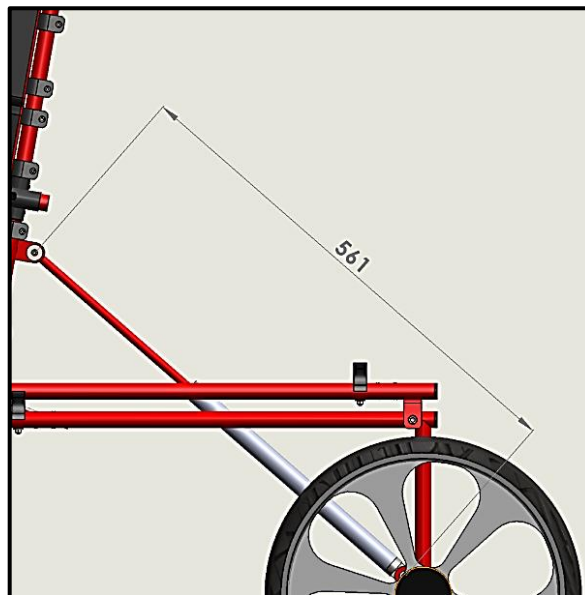


Figura 52-3: Dimensiones del resorte de gas bloqueable

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 53-3: Resorte de gas bloqueable

Fuente: (VAPSINT).



Figura 54-3: Posición de bipedestación usuario 1
Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 55-3: Bipedestador infantil
Fuente: (ORTOSOLUCIONES).

En la figura anterior se observa que es necesario tener un soporte en rodillas, pero los niños con esta condición suelen usar inmovilizadores como los que se muestran en la Figura 56-3, que cumplen con esta función, además el diseño ha sido pensado para que se adapte el sistema de rehabilitación muscular.



Figura 56-3: Inmovilizadores de rodilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Otro beneficio de este diseño es que permite la inclinación de la silla hasta 30° utilizando el mismo pistón de gas de autobloqueo utilizado para el cambio de posición de bipedestación, esta posición es generalmente utilizada para actividades de visibilidad y alimentación.



Figura 57-3: Movimiento hasta 30° usuario 1

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Debido a que los niños con este tipo de condición no pueden cambiar de posición por sí solos, se busca que el diseño permita al cuidador tener múltiples opciones de cambio, que le ayuden al niño en las diferentes actividades del diario vivir (alimentación y relajación), como se en muestra la siguiente figura se puede realizar un cambio de posición del espaldar de 90° hasta 180° adoptando una posición de camilla.



Figura 58-3: Movimiento del espaldar hasta 180° usuario 1

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.4.3.2. Usuario 2

Para la siguiente adaptación se tiene las siguientes dimensiones:

Tabla 17-3: Medidas antropométricas de usuario 2

USUARIO	EDAD	PESO (kg)	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (cm)							
			HS	HA	HFP	LN- FP	AB	AC	DB	DA
D.J.R.C	8	14	56	33	24	26	24	22	23	18

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El ancho del espaldar y asiento va a ser ajustada por los apoyos laterales y de cadera.

Para la medida de la altura del espaldar se tiene una medida de 33cm, por lo tanto, se escogerá las partes de 15cm y 15 cm que nos dará una medida de 30 cm, si se requiere tener 33 cm exactos se puede dejar una abertura mínima entre cada parte de 3 cm.

Para la medida del largo del asiento se tiene una medida de 26 cm, por lo tanto, se escogerá la parte de 15cm y 10 cm teniendo una holgura de 1cm para prevenir rozaduras.

La altura que debe tener el reposapiés para este usuario es de 24 cm, para lo cual se modifica la altura del reposapiés ubicando los pernos en la medida que se requiera.



Figura 59-3: Posición de sedestación usuario 2

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En este caso de bipedestación se podría omitir la distancia entre las partes del espaldar en caso de requerirlo, solamente con ubicar los pernos donde corresponda.



Figura 60-3: Posición de bipedestación usuario 2

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

La posición de sedestación con inclinación y camilla se muestra a continuación:

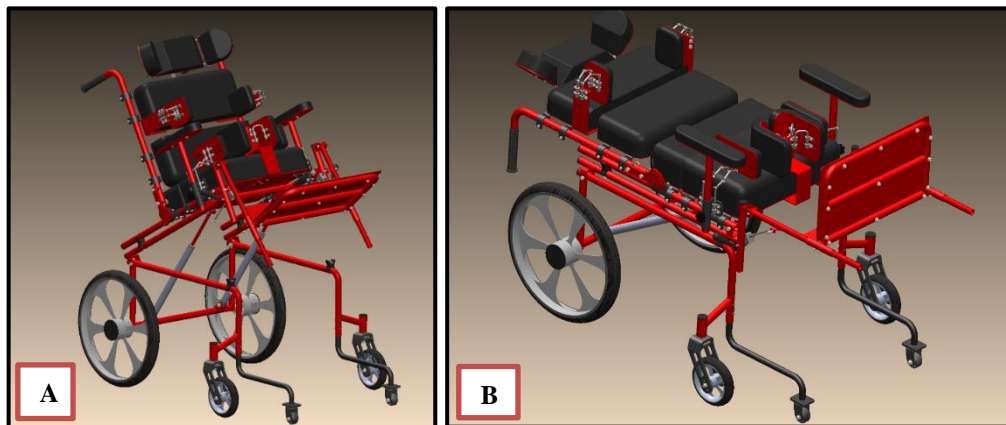


Figura 61-3: Usuario 2: Movimiento hasta 30⁰ (A), Movimiento del espaldar hasta 180⁰ (B)

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.4.3.3. Usuario 3

Para la siguiente adaptación se tiene las siguientes dimensiones:

Tabla 18-3: Medidas antropométricas de usuario 3

USUARIO	EDAD	PESO (kg)	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (cm)							
			HS	HA	HFP	LN- FP	AB	AC	DB	DA
C.D.P. T	11	25	70	45	31	45	34	35	30	36

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El ancho del espaldar y asiento va a ser ajustada por los apoyos laterales y de cadera.

Para la medida de la altura del espaldar se tiene una medida de 45 cm, por lo tanto, se escogerá las 3 partes de (15cm+15cm+10cm) que nos dará una medida de 40 cm, si se requiere tener 45 cm se puede dejar una abertura mínima entre cada parte de 2 cm.

Para la medida del largo del asiento se tiene una medida de 45 cm, se escogerá las 3 partes de (15cm+15cm+10cm) que nos dará una medida de 40 cm, teniendo una holgura de 5 cm para prevenir rozaduras.

La altura que debe tener el reposapiés para este usuario es de 31 cm, para lo cual se modifica la altura del reposapiés ubicando los pernos en su medida máxima.

Entonces para este usuario las diferentes posiciones quedarían de la siguiente manera:



Figura 62-3: Posición de sedestación usuario 3

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 63-3: Posición de bipedestación usuario 3

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

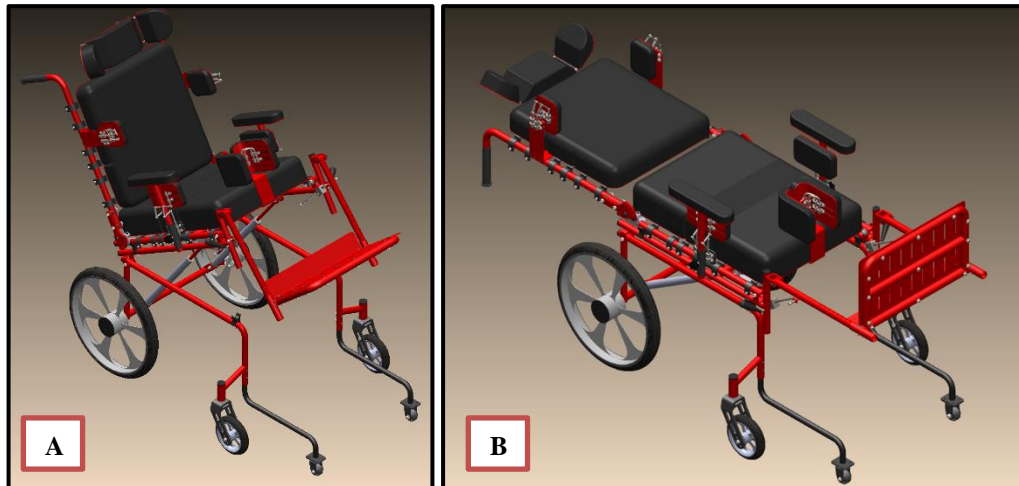


Figura 64-3: Movimiento hasta 30⁰ (A), Movimiento del espaldar hasta 180⁰ (B)

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

3.4.4. *Sistema de rehabilitación muscular adaptable a la silla de ruedas.*

Para el sistema de rehabilitación muscular (Pantorrilla) se consideró tres puntos importantes:

- ✓ La mayoría de los niños no pueden mover sus extremidades por sí solos por lo que necesitan de ayuda.
- ✓ La persona que realice la rehabilitación debe tener comodidad y evitar realizar esfuerzos excesivos.
- ✓ El movimiento de las extremidades inferiores de cada niño es variante, debido a que este depende del grado de espasticidad.

El diseño mostrado en la siguiente figura, permite a la persona que va a realizar la rehabilitación adoptar una postura de sedestación adecuada brindándole así confort, este sistema es similar al de una bicicleta común, consta de dos sistemas de pedaleo: el de la persona cuidadora y otro destinado al pedaleo del niño/a que es controlado por el primero, permite el movimiento de parte del muslo, rodilla, pantorrilla y pie. La persona cuidadora será quien defina la velocidad del pedaleo del niño, debido a que cada niño es un mundo diferente y requiere de diferente rehabilitación, esta velocidad al ser controlada, asegura que el niño/a no tendrá lesiones o dolores debido al mal ejercitamiento. Se consideró un diseño manual debido a que si se consideraba el uso de motores estos pueden fallar o ser manipulados de mala manera, al ser un sistema manual se puede parar con facilidad y al instante que se requiera, o modificar el movimiento a la conveniencia del usuario.



Figura 65-3: Sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla)

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se muestra a continuación el sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) se adapta con facilidad a la silla de ruedas postural bipedestadora, para lo cual previamente se debe sacar el reposapiés que como se explicó con anterioridad, esto se realiza sacando la horquilla del pasador Clevis (Figura 67-3).

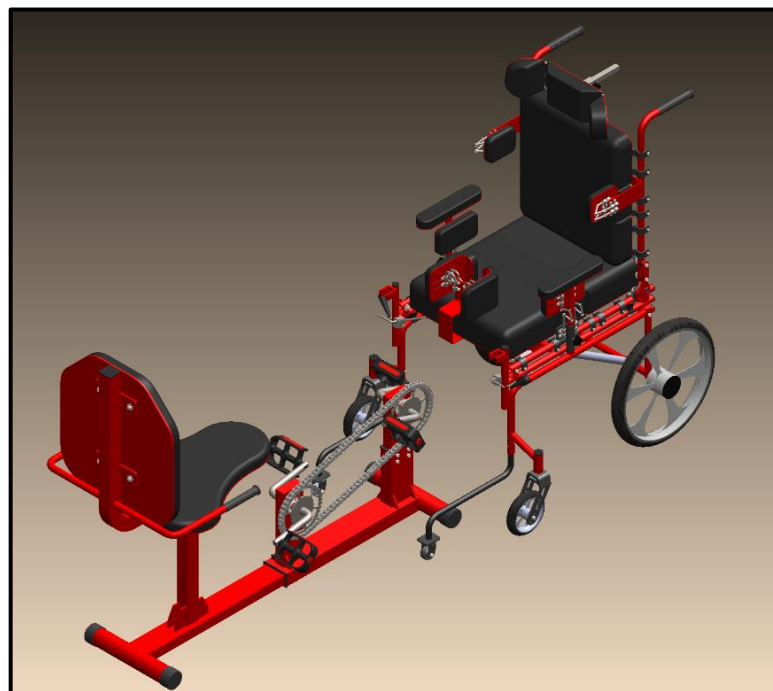


Figura 66-3: Silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla)

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

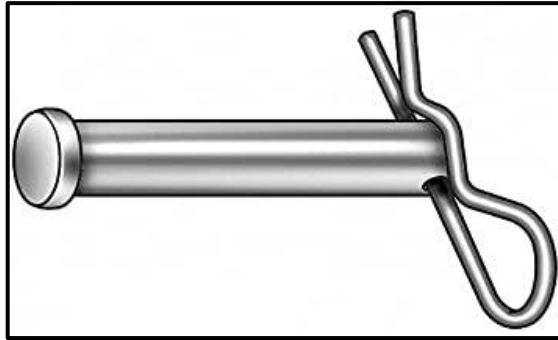


Figura 67-3: Pasador con horquilla Clevis

Fuente: (AMAZON).

Para que el sistema se adapte a cualquier persona, se tiene una barra en la parte inferior de la base que puede alargarse o acortarse según se requiera para que el pedal quede en una posición adecuada, además el pedal del niño/a se puede ajustar en altura posicionándolo donde se requiera y ajustándolo con un perno regulable.

Para fijar el pie al pedal existen diferentes opciones, estas dependen de la creatividad y economía del usuario, de las cuales se puede destacar el uso de pedales con canastilla y el uso de velcros como correa de fijación.



Figura 68-3: Pedales con canastilla

Fuente: (ALIEXPRESS).



Figura 69-3: Uso de velcros

Fuente: (ALIEXPRESS).

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS Y RESULTADOS

Con el diseño de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral realizado, se procede al análisis de elementos finitos (FEA) en el software SolidWorks (CAD), para de esta manera verificar que se tenga un buen factor de seguridad y no se tenga deformaciones, que puedan generar accidentes. Además, se realiza el análisis dinámico de la estructura en el software Adams y se procede a realizar un análisis de costos para determinar la factibilidad del diseño.

4.1. Análisis estructural

En las siguientes figuras se muestra diferentes vistas y elementos de la silla de ruedas -bipedestadora diseñada:



Figura 1-4: Modelo isométrico

Realizado por: Rosero Henry, 2021.



Figura 2-4: Vista lateral

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

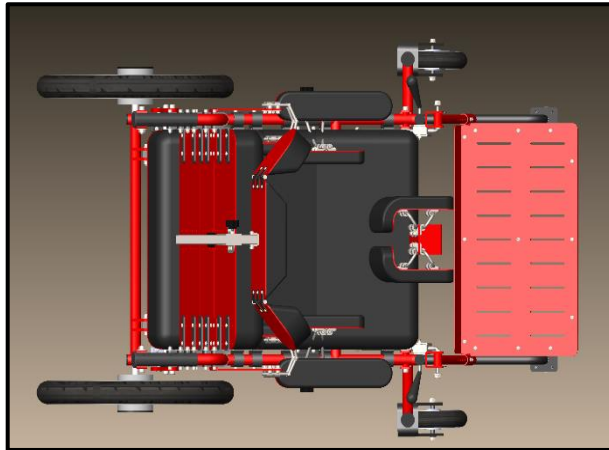


Figura 3-4: Vista superior

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Con el diseño realizado y verificando que cada uno de los puntos establecidos en las consideraciones para el diseño sean cumplidos, se procedió al análisis del mismo, para lo cual se tomó en consideración un diseño simplificado debido a que, si se analizaba el diseño completo, el tiempo de simulación era excesivo por la cantidad de elementos, además se requería de una computadora con mayor capacidad de procesamiento.

Los análisis se realizaron para la posición de sedestación, sedestación con grado de inclinación, bipedestación, camilla y sistema de rehabilitación, mostrando los resultados de desplazamiento, deformación unitaria y factor de seguridad.

4.1.1. Análisis en posición de sedestación

Para esta posición se consideró la **Carga máxima de la persona** (Tabla 14-3) = 50 Kg, de esta carga se tomó en consideración el porcentaje de peso corporal que se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 1-4: Pesos relativos de las partes del cuerpo humano

PARTE DEL CUERPO	PESO REDONDEADO (%)
Cabeza	7
Tronco	43
Muslo	12
Pierna	5
Pie	2
Brazo	3
Antebrazo	2
Mano	1

Fuente: (León; et al, 2014).

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Debido a la condición de los niños con PCI en esta posición el mayor peso recaerá sobre la estructura del asiento, por lo cual se considera que la carga máxima que soportará la estructura en la posición de sedestación será=7% cabeza+43% tronco +24% muslos+6% brazos+4% antebrazos+2% manos=86% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 43kg.

La carga obtenida se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles horizontales, obteniendo así, una **Carga media total** =43 kg/2=21.5 kg. El peso máximo que soportará la estructura del asiento será:

$$W_a = mg$$
$$W_a = (21.5 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$
$$W_a = 210.7 [N]$$

Por otro lado, en esta posición, el reposapiés soportará una carga = 10% piernas + 4% pies =14% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 7 kg, entonces el peso máximo que soportará el reposapiés será:

$$W_{rp} = mg$$

$$W_{rp} = (7 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{rp} = 68.6 [N]$$

Los pesos máximos para el asiento (Fuerza 3) y reposapiés (Fuerza 4) ingresados y descritos anteriormente se muestran en la siguiente figura:

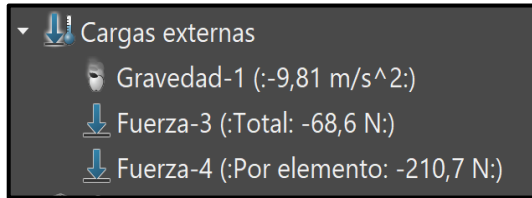


Figura 4-4: Pesos ingresados en sedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

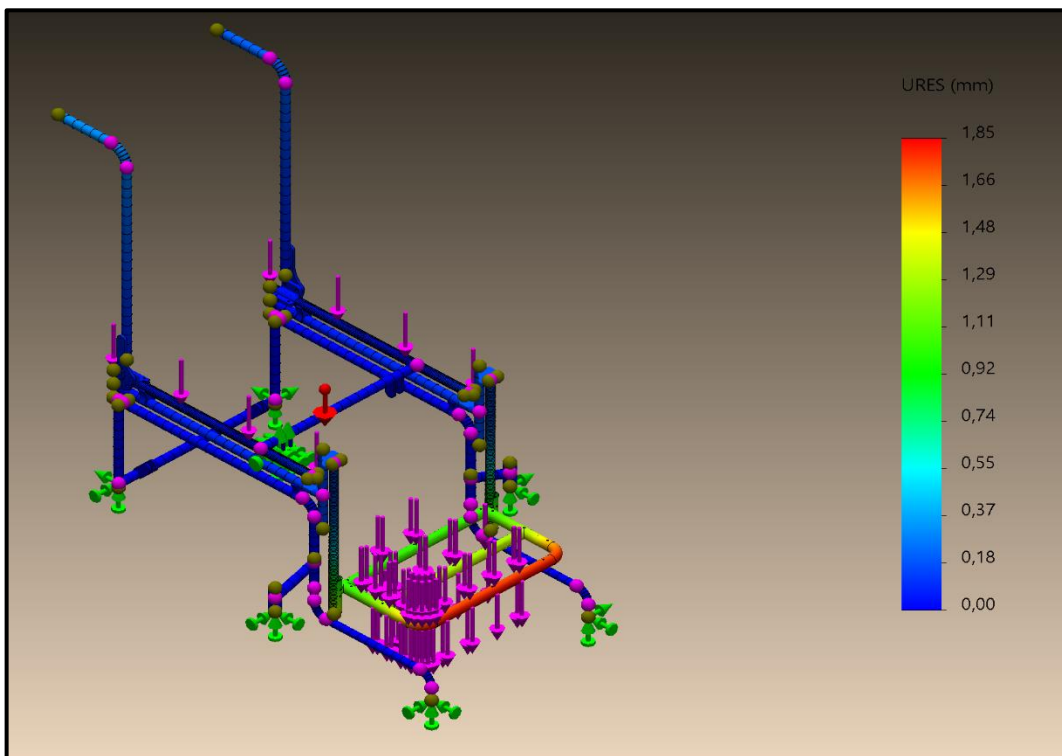


Figura 5-4: Desplazamiento en sedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

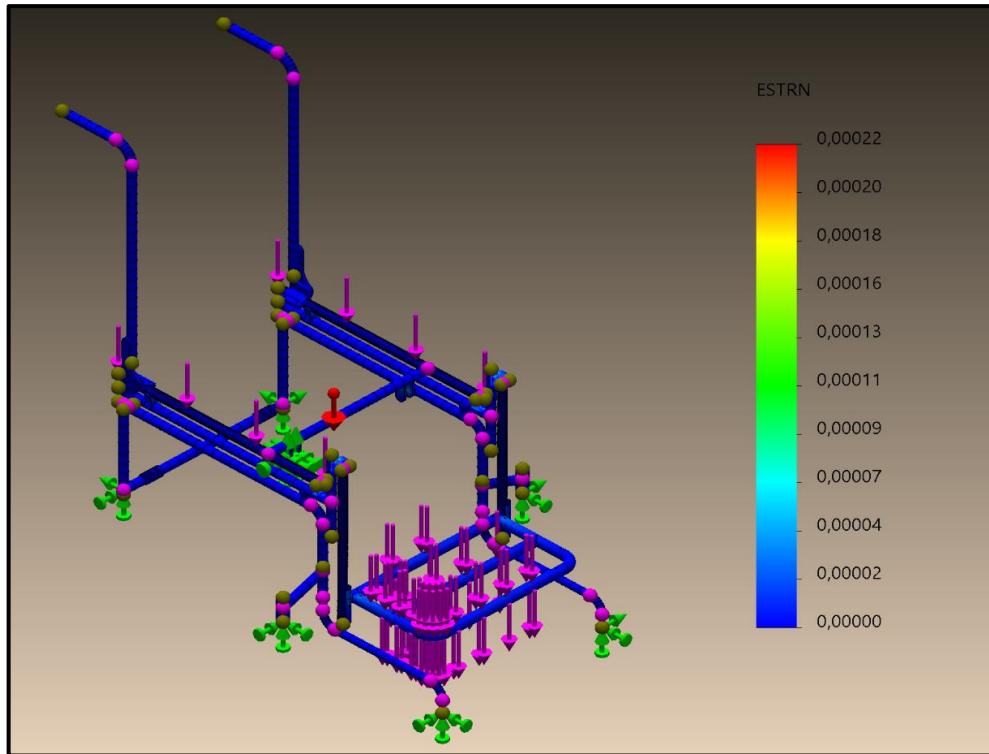


Figura 6-4: Deformación unitaria en sedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

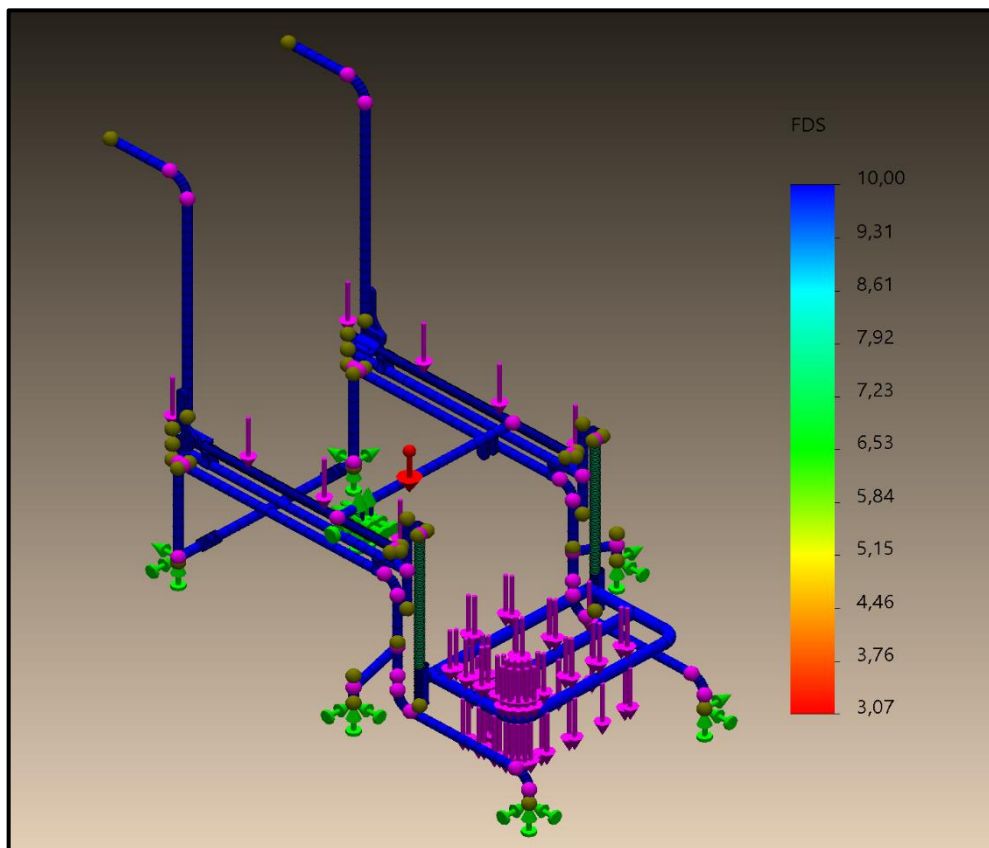


Figura 7-4: Factor de seguridad en sedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Tabla 2-4: Resultados en posición de sedestación

	Valor mínimo	Valor máximo
Desplazamiento (mm)	0	1.85
Deformación	0	0.00022
Factor de seguridad	3.07	10

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se observa en la tabla anterior el valor máximo de desplazamiento es de 1.85 mm, sin embargo este valor mínimo se tiene en una parte del reposapiés debido a que esta se encuentra lejos de las sujeciones, la deformación unitaria máxima es de 0.00022, un valor despreciable que nos asegura que no se tendrán deformaciones irreversibles, para el factor de seguridad se tiene un valor mínimo de 3.07 este valor se tiene en una pequeña parte de un bocín (Figura 8-4), sin embargo en la mayoría de la estructura se obtiene valores superiores a 4 con lo que se garantiza la seguridad del usuario.

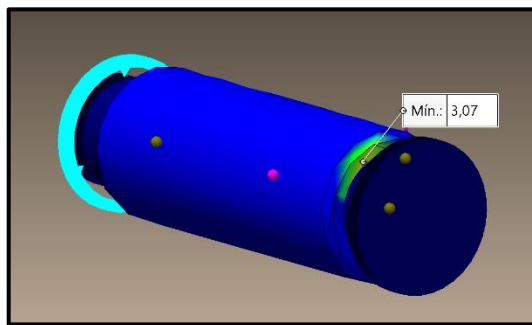


Figura 8-4: Factor de seguridad mínimo en sedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.1.2. Análisis en posición de sedestación con inclinación

Cuando el usuario adopte esta posición, el mayor peso recaerá sobre el espaldar, entonces la carga máxima considera que soportará la estructura del espaldar en la posición de sedestación con inclinación será = 7% cabeza + 43% tronco + 6% brazos + 4% antebrazos + 2% manos = 62% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 31kg.

La carga obtenida se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles verticales, obteniendo así, una **Carga media total** = 31 kg/2 = 15.5 kg.

El peso máximo que soportará la estructura del asiento será:

$$W_a = mg$$
$$W_a = (15.5 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2}\right])$$

$$W_a = 151.9 [N]$$

Por otro lado, en esta posición, el asiento soportará una carga del 24% muslos de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 12 kg.

La carga obtenida se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles horizontales, obteniendo así, una **Carga media total** = 12 kg/2 = 6 kg, entonces el peso máximo que soportará el asiento será:

$$W_{as} = mg$$

$$W_{as} = (6 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{as} = 58.8 [N]$$

Además, en esta posición, el reposapiés soportará una carga correspondiente al 4% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 2 kg, entonces el peso máximo que soportará el reposapiés será:

$$W_{rp} = mg$$

$$W_{rp} = (2 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{rp} = 19.6 [N]$$

Como se observa en el diseño (Figura 40-3), se tiene dos perfiles verticales que sirven de soporte a una placa utilizada como apoyo para las piernas, estas vigas deberán soportar el 10% de la carga máxima de la persona correspondiente a las piernas, obteniendo así una carga de 5 kg,

La carga obtenida se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles verticales, obteniendo así, una **Carga media total** = 5 kg/2 = 2.5 kg, entonces el peso máximo que soportarán estas vigas será:

$$W_{prp} = mg$$

$$W_{prp} = (2.5 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{prp} = 24.5 [N]$$

Los pesos máximos para el espaldar (Fuerza 5), asiento (Fuerza 7), reposapiés (Fuerza 11) y perfiles del reposapiés (Fuerza 10) ingresados y descritos anteriormente se muestran en la siguiente figura:

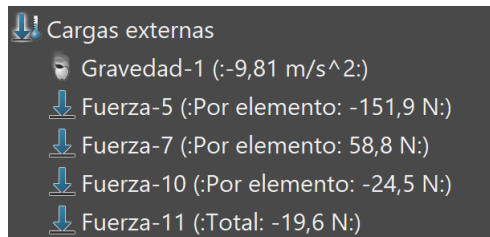


Figura 9-4: Pesos ingresados en sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

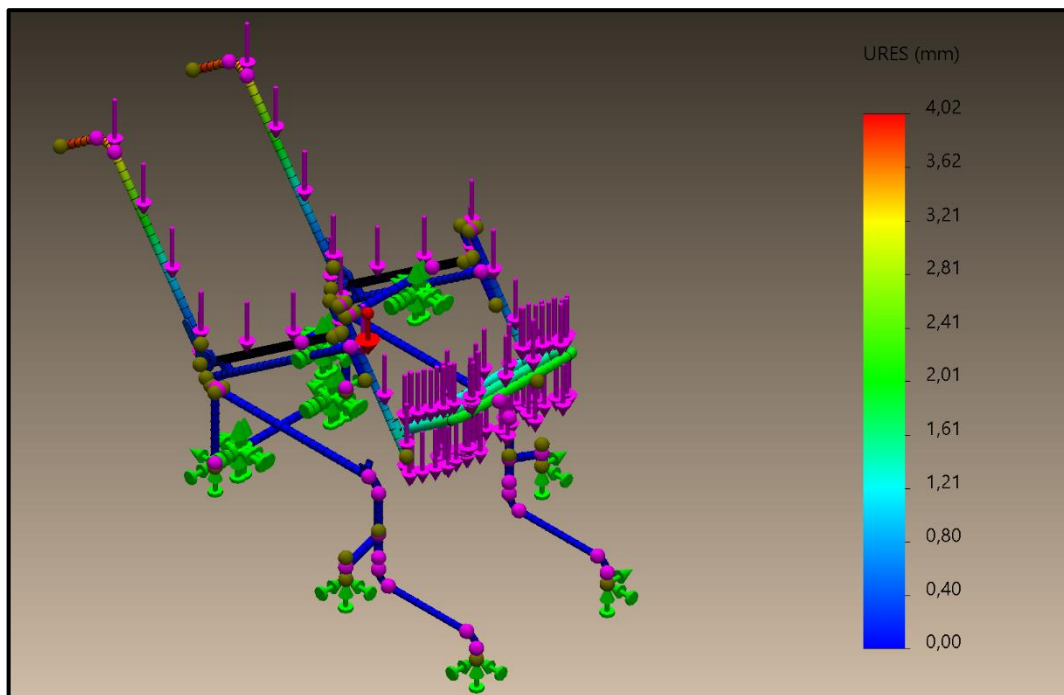


Figura 10-4: Desplazamiento en sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

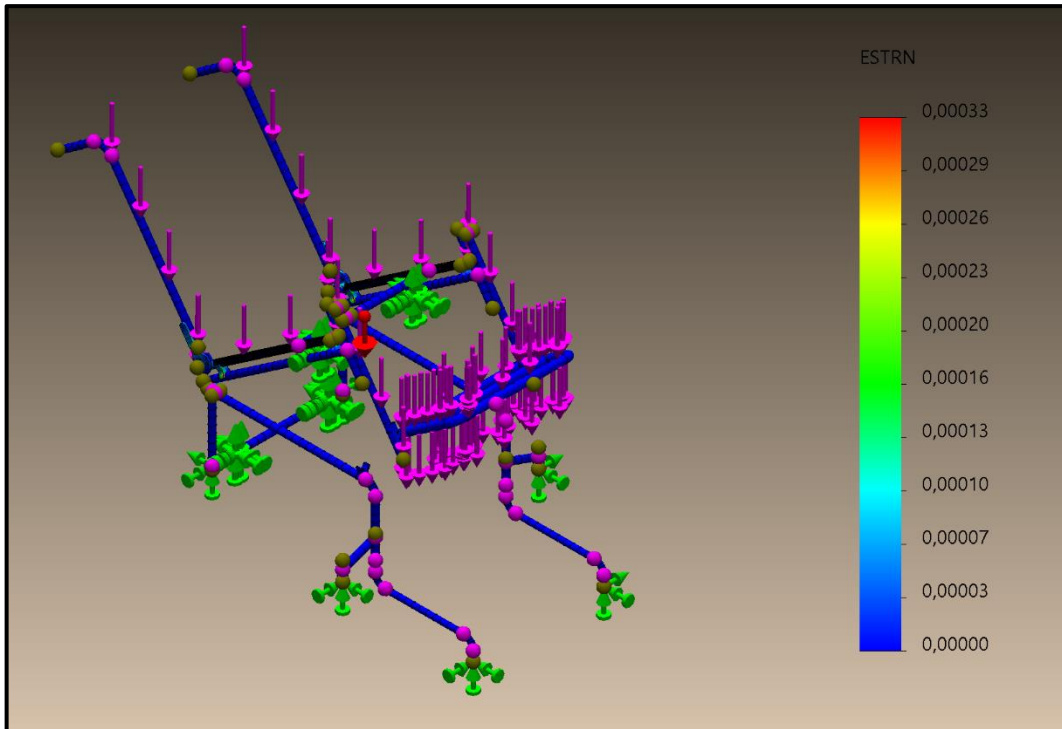


Figura 11-4: Deformación unitaria en sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

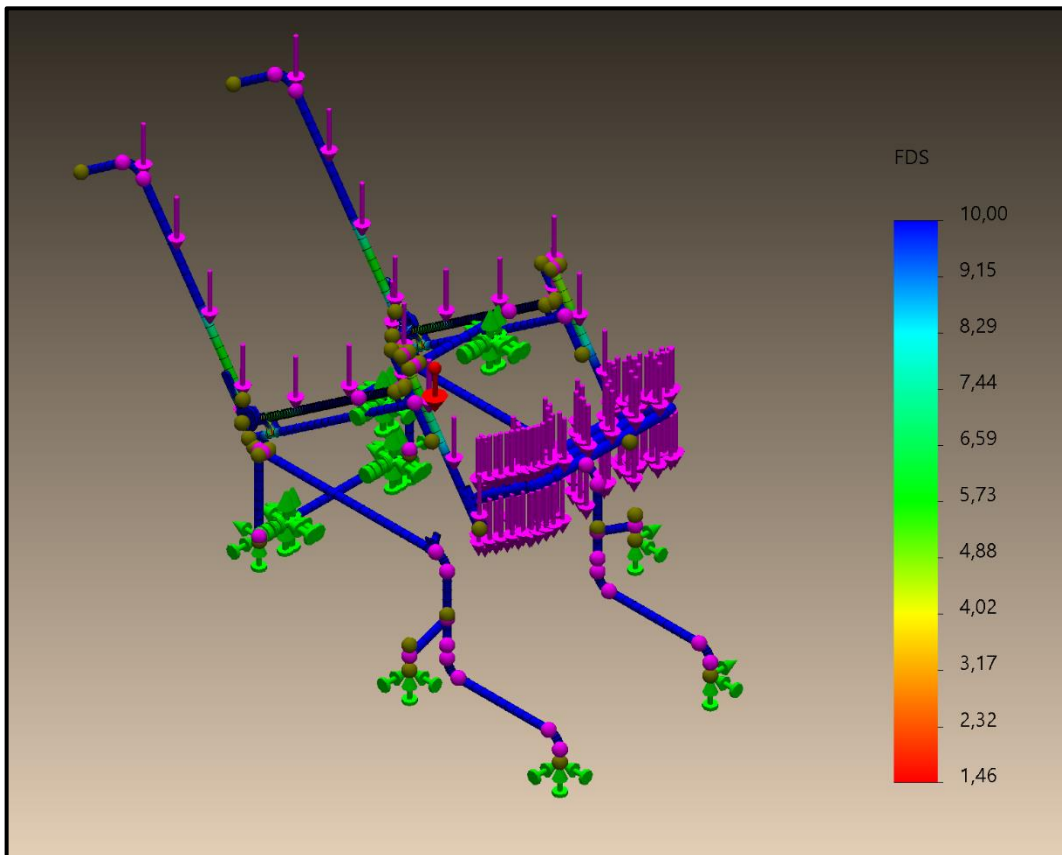


Figura 12-4: Factor de seguridad en sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Tabla 3-4: Resultados en posición de sedestación con inclinación

	Valor mínimo	Valor máximo
Desplazamiento (mm)	0	4.02
Deformación	0	0.00033
Factor de seguridad	1.46	10

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se observa en la tabla anterior el valor máximo de desplazamiento es de 4.02 mm, sin embargo este valor se tiene en las agarraderas debido a que estas se encuentra lejos de las sujeciones, la deformación unitaria máxima es de 0.00033, un valor despreciable que nos asegura que no se tendrán deformaciones irreversibles, para el factor de seguridad se tiene un valor mínimo de 1.46, este valor se tiene en una pequeña parte de un soporte de perfiles horizontales (Figura 13-4), sin embargo en la mayoría de la estructura se obtiene valores superiores a 4 con lo que se garantiza la seguridad del usuario.

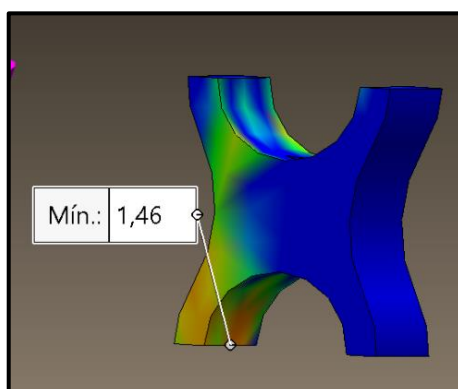


Figura 13-4: Factor de seguridad mínimo en sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.1.3. Análisis en posición de bipedestación

Cuando el usuario adopte esta posición, el mayor peso recaerá sobre el reposapiés, no se tienen datos exactos del porcentaje de peso que se debería tener en cuenta, sin embargo se ha considerado el 80% de la carga máxima, debido a que si bien se adopta la posición de parado, todo el peso no recae sobre los pies, ya que se considera un ángulo de bipedestación de 80°, con lo cual el asiento y espaldar también brindarían soporte al cuerpo, en este caso se ha considerado el 10% de la carga máxima para cada uno.

Entonces la carga máxima que soportará la estructura del reposapiés en la posición de bipedestación será de 40 kg.

El peso máximo que soportará la estructura del reposapiés será:

$$W_{rp} = mg$$
$$W_{rp} = (40 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$
$$W_{rp} = 392 [N]$$

Por otro lado, el asiento como el espaldar soportarán el 10% de la carga máxima de la persona, es decir 5 kg. La carga obtenida se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles horizontales/verticales, obteniendo así, una **Carga media total** = 5 kg/2 = 2.5 kg.

El peso máximo que soportará el asiento/espaldar será:

$$W_{as} = mg$$
$$W_{as} = (2.5 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$
$$W_{as} = 24.5 [N]$$
$$W_{as} = W_e = 24.5 [N]$$

Los pesos máximos para el reposapiés (Fuerza 6), asiento (Fuerza 2) y espaldar (Fuerza 4) ingresados y descritos anteriormente se muestran en la siguiente figura:

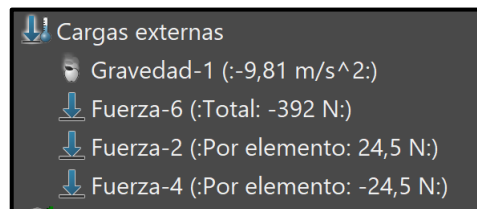


Figura 14-4: Pesos ingresados en bipedestación

Fuente: Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

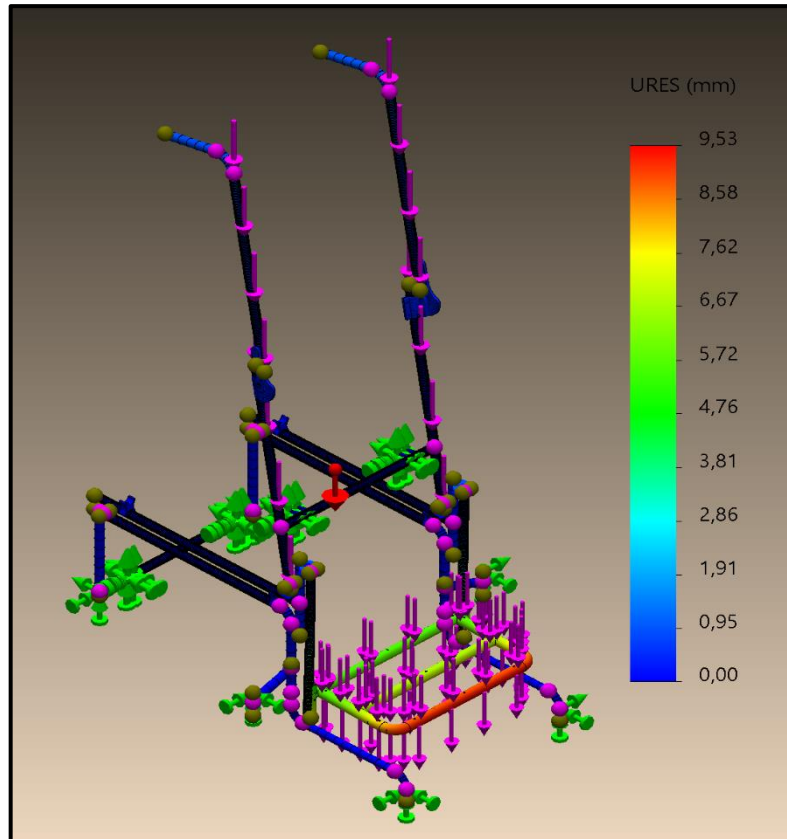


Figura 15-4: Desplazamiento en bipedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

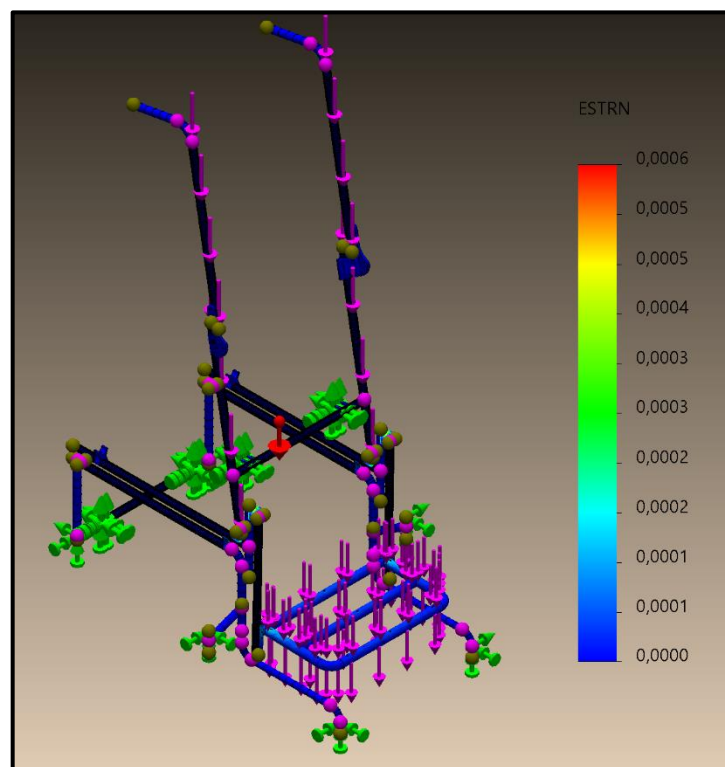


Figura 16-4: Deformación unitaria en bipedestación

Fuente: Rosero Henry, 2021.

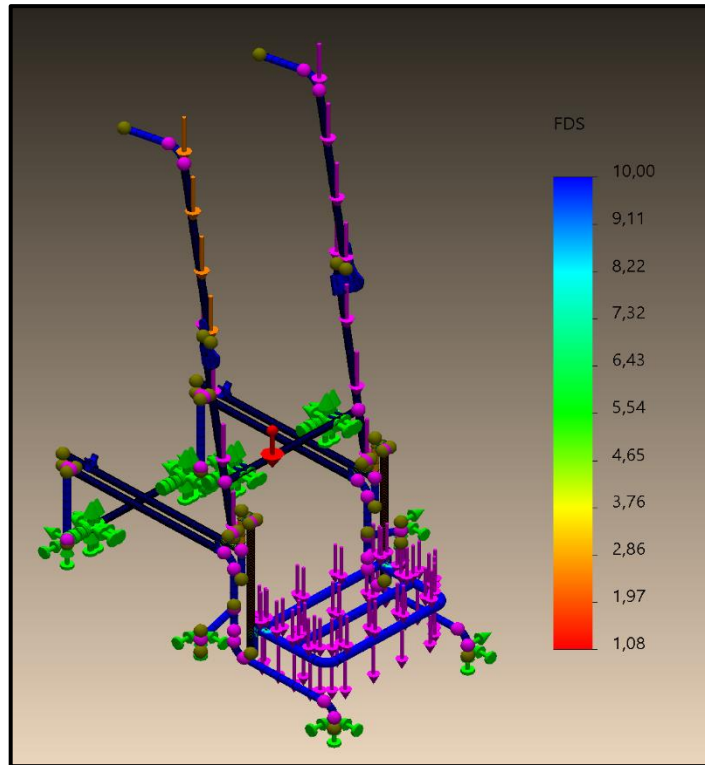


Figura 17-4: Factor de seguridad en bipedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Tabla 4-4: Resultados en posición de bipedestación

	Valor mínimo	Valor máximo
Desplazamiento (mm)	0	9.53
Deformación	0	0.0006
Factor de seguridad	1.08	10

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se observa en la tabla anterior el valor máximo de desplazamiento es de 9.53 mm, sin embargo este valor se tiene en una pequeña parte del reposapiés debido a que estas se encuentra lejos de las sujeciones, la deformación unitaria máxima es de 0.0006, un valor despreciable que nos asegura que no se tendrán deformaciones irreversibles, para el factor de seguridad se tiene un valor mínimo de 1.08 este valor se tiene en una pequeña parte de una horquilla (Figura 18-4), sin embargo en la mayoría de la estructura de obtiene valores superiores a 4 con lo que se garantiza la seguridad del usuario.

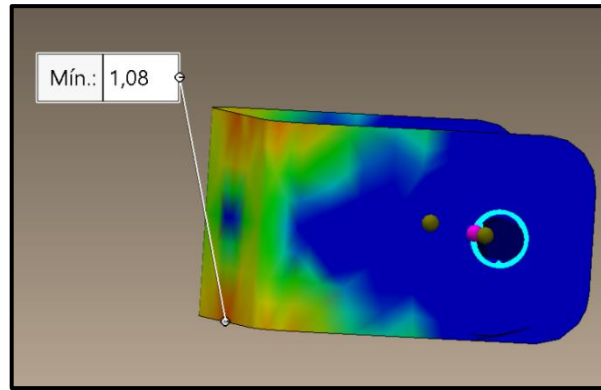


Figura 18-4: Factor de seguridad mínimo es posición de bipedestación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.1.4. Análisis posición de camilla.

En esta posición, el espaldar soportará una carga = 43% tronco +7% cabeza + 6% brazos + 4% antebrazos + 2% manos = 62% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 31 kg, esta carga se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles horizontales, obteniendo así, una **Carga media total** = 31 kg/2 = 15.5 kg, entonces el peso máximo que soportará la estructura del espaldar será:

$$W_e = mg$$

$$W_e = (15.5 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_e = 151.9 [N]$$

Por otra parte, el asiento soportará una carga correspondiente a los muslos del 24% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 12 kg, esta carga se divide para dos, debido a que esta se distribuye en los dos perfiles horizontales del asiento, obteniendo así, una **Carga media total** = 12 kg/2 = 6 kg, entonces el peso máximo que soportará la estructura del asiento será:

$$W_e = mg$$

$$W_e = (6 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_e = 58.8 [N]$$

Además, en esta posición, el reposapiés soportará una carga = 10% piernas + 4% pies =14% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 7 kg, entonces el peso máximo que soportará el reposapiés será:

$$W_{rp} = mg$$

$$W_{rp} = (7 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{rp} = 68.6 [N]$$

Los pesos máximos para el reposapiés (Fuerza 6), asiento (Fuerza 2) y espaldar (Fuerza 4) ingresados y descritos anteriormente se muestran en la siguiente figura:

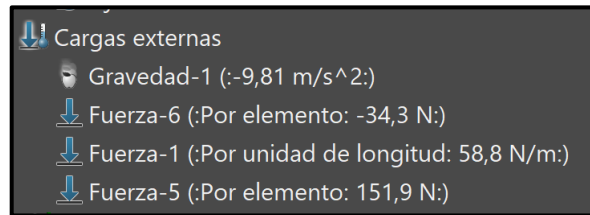


Figura 19-4: Pesos ingresados en posición de camilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

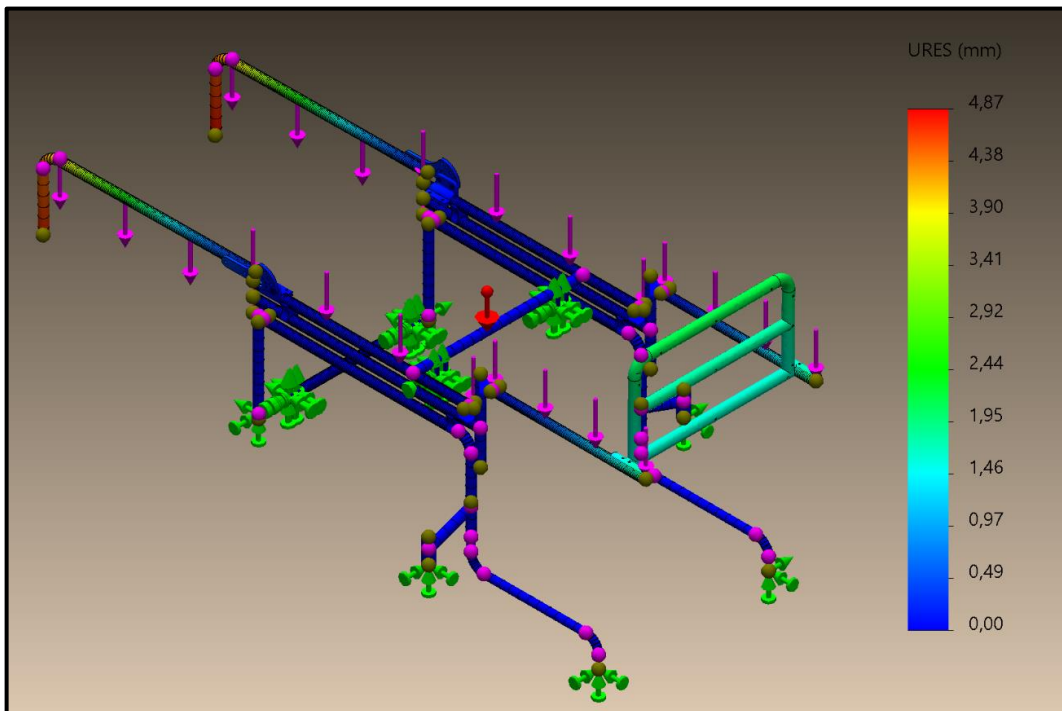


Figura 20-4: Desplazamiento en posición de camilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

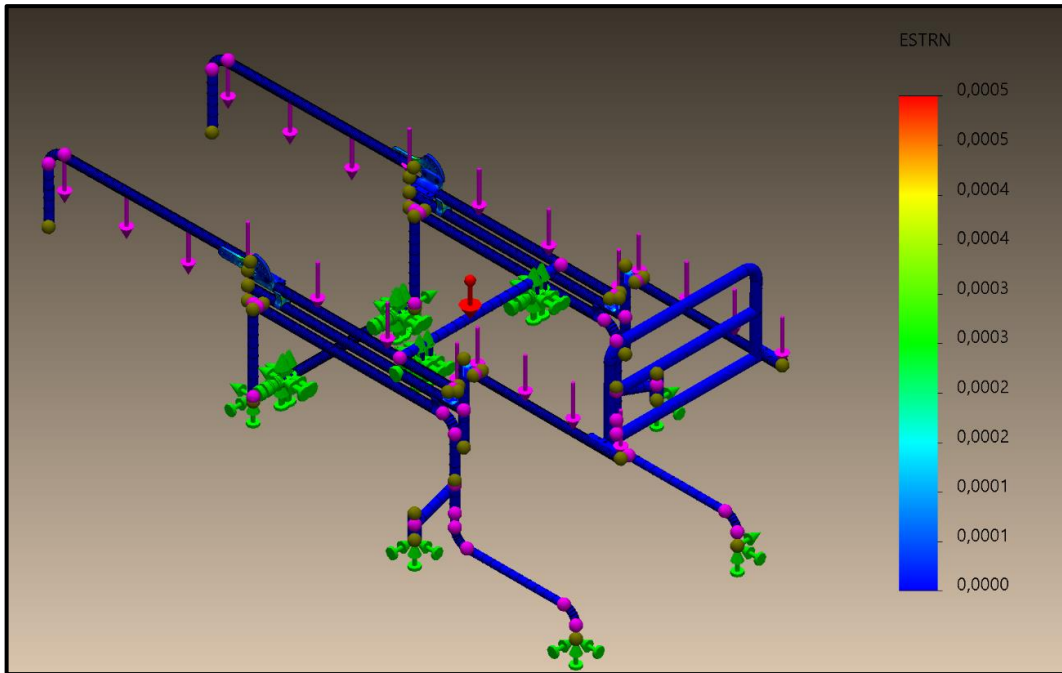


Figura 21-4: Deformación unitaria en posición de camilla

Fuente: Realizado por: Rosero Henry, 2021.

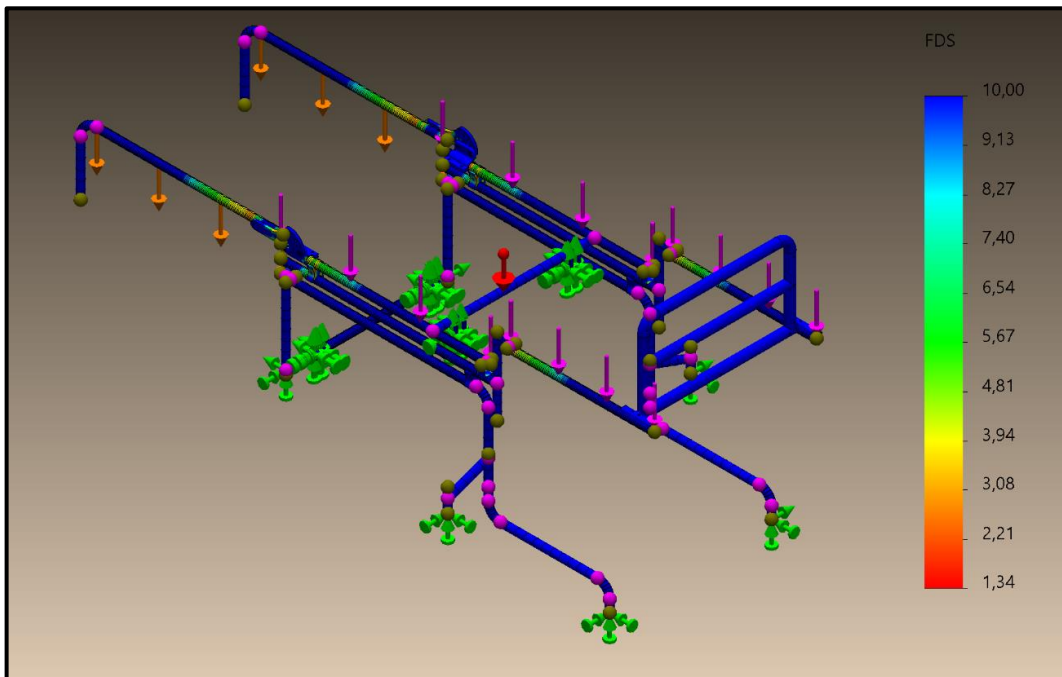


Figura 22-4: Factor de seguridad en posición de camilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Tabla 5-4: Resultados en posición de bipedestación

	Valor mínimo	Valor máximo
Desplazamiento (mm)	0	4.87
Deformación	0	0.0005
Factor de seguridad	1.34	10

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se observa en la tabla anterior el valor máximo de desplazamiento es de 4.87 mm, sin embargo este valor se tiene en agarraderas debido a que estas se encuentran lejos de las sujeciones, la deformación unitaria máxima es de 0.0005, un valor despreciable que nos asegura que no se tendrán deformaciones irreversibles, para el factor de seguridad se tiene un valor mínimo de 1.34 este valor se tiene en una pequeña parte de la guía del espaldar (Figura 23-4), sin embargo en la mayoría de la estructura se obtienen valores superiores a 4 con lo que se garantiza la seguridad del usuario.

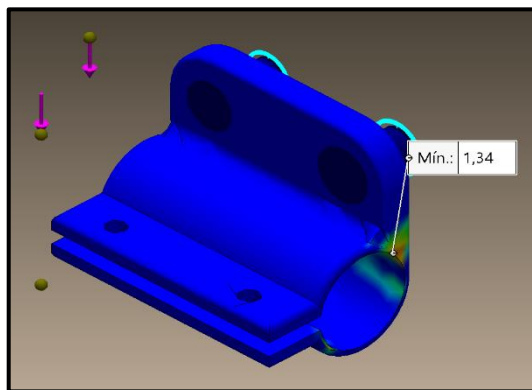


Figura 23-4: Factor de seguridad mínimo en posición de camilla

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.1.5. *Análisis del sistema de rehabilitación.*

Se realizó el análisis tomando en consideración asiento y espaldar, para él lo cual se tiene la **Carga máxima de la persona = 200 Kg.**

Al igual que en análisis anteriores, la carga máxima que soportará el espaldar en la posición de sedestación será = 7% cabeza + 43% tronco + 6% brazos + 4% antebrazos + 2% manos = 62% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 124 kg.

El peso máximo que soportará la estructura del espaldar del sistema de rehabilitación será:

$$W_{er} = mg$$
$$W_{er} = (124 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{er} = 1215.2 [N]$$

Por otro lado, el asiento soportará una carga del 24% muslos + 10% piernas + 4% pies = 38% de la carga máxima de la persona, obteniendo así una carga de 76 kg, entonces el peso máximo que soportará la estructura del asiento del sistema de rehabilitación será:

$$W_{ar} = m \cdot g$$

$$W_{ar} = (76 [kg])(9.8 \left[\frac{m}{s^2} \right])$$

$$W_{ar} = 744.8 [N]$$

Los pesos máximos para el espaldar (Fuerza 2) y asiento (Fuerza 1) ingresados y descritos anteriormente se muestran en la siguiente figura:

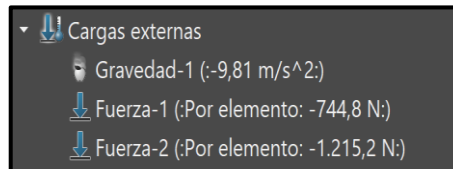


Figura 24-4: Pesos ingresados del sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

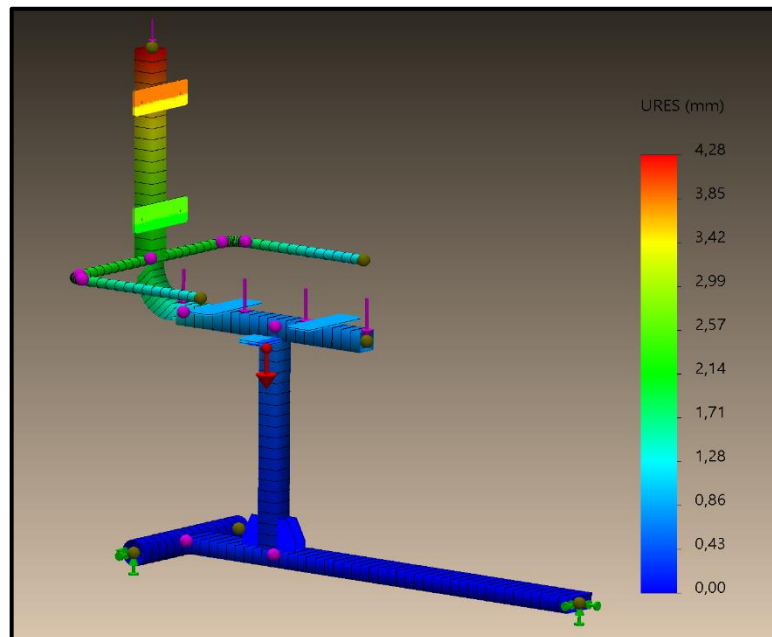


Figura 25-4: Desplazamiento en el sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

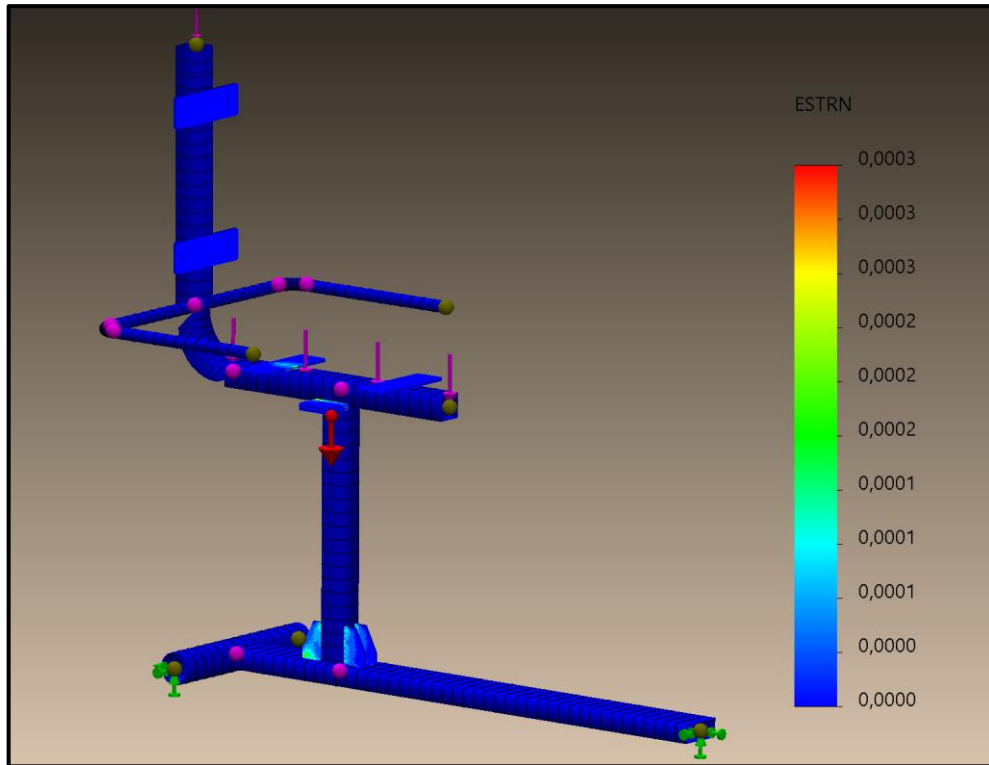


Figura 26-4: Deformación unitaria en el sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

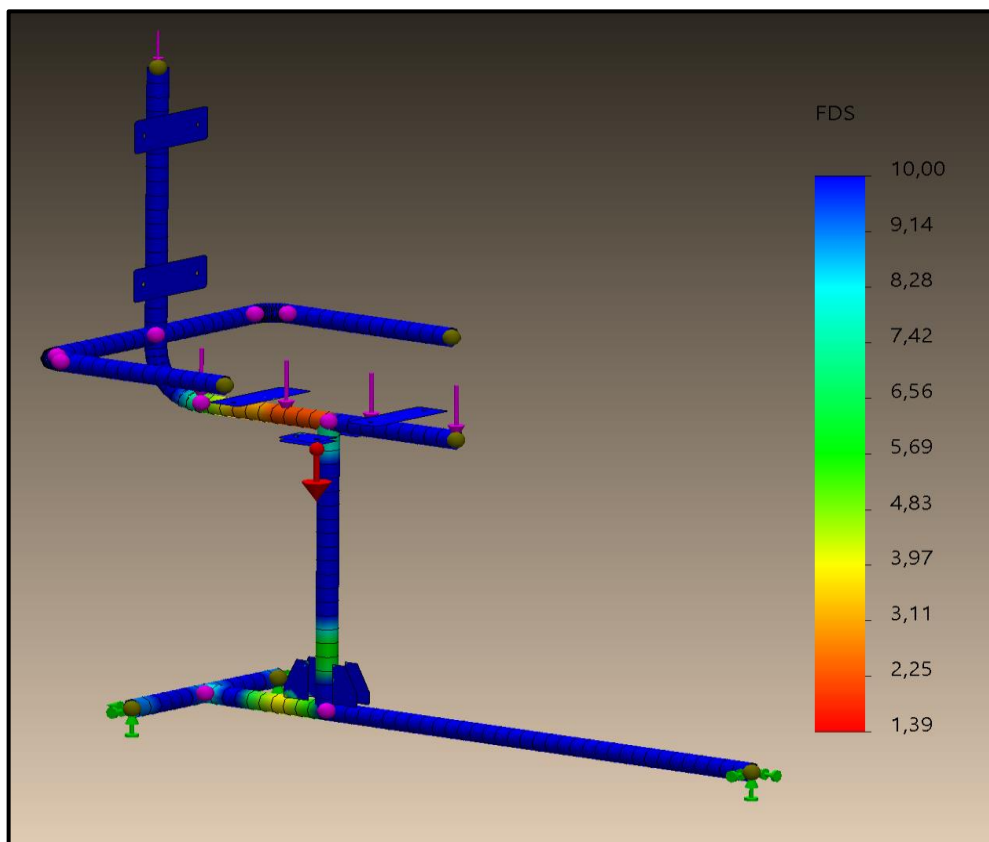


Figura 27-4: Factor de seguridad en el sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Los resultados se muestran a continuación:

Tabla 6-4: Resultados del sistema de rehabilitación

	Valor mínimo	Valor máximo
Desplazamiento (mm)	0	4.28
Deformación	0	0.0003
Factor de seguridad	1.39	10

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Como se observa en la tabla anterior el valor máximo de desplazamiento es de 4.28 mm, sin embargo este valor mínimo se tiene en la parte superior del soporte del espaldar debido a que estas se encuentra lejos de las sujeciones, la deformación unitaria máxima es de 0.0003, un valor despreciable que nos asegura que no se tendrán deformaciones irreversibles, para el factor de seguridad se tiene un valor mínimo de 1.39, este valor se tiene en una pequeña parte de una placa que permite la unión del asiento con el soporte de la estructura (Figura 28-4), sin embargo en la mayoría de la estructura de obtiene valores superiores a 2 con lo que se garantiza la seguridad del usuario.

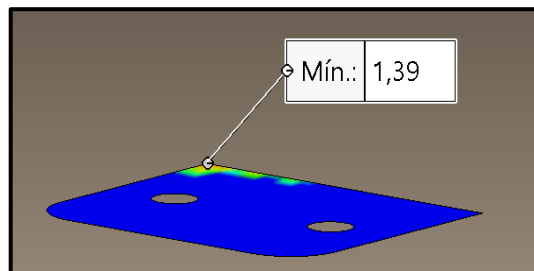


Figura 28-4: Factor de seguridad mínimo del sistema de rehabilitación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.2. Análisis de la silla de ruedas bipedestadora en el software Adams.

Adicionalmente al análisis de la estructura realizado en el software SolidWorks se realiza el análisis dinámico de la estructura en el software Adams, para lo cual se importa el modelo desde SolidWorks y se le asigna el material (Figura 30-4) para poder tener datos correspondientes a la inercia y peso de cada elemento de la estructura.

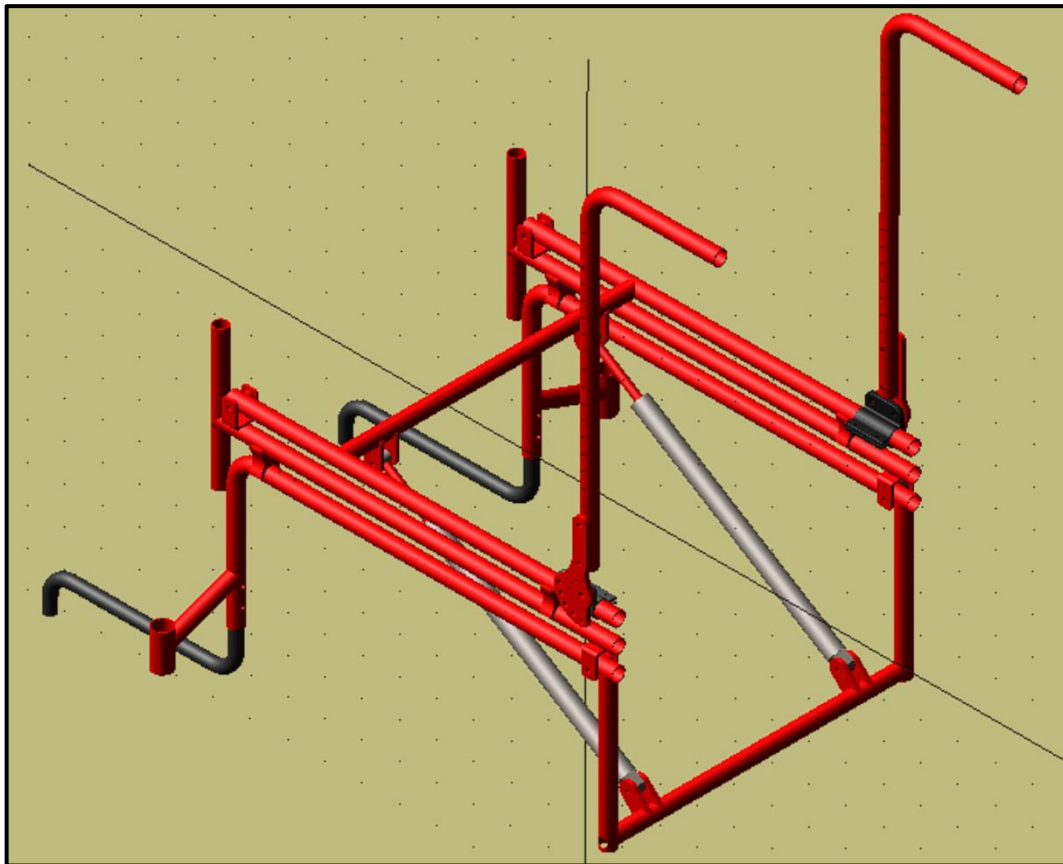


Figura 29-4: Modelo importado

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

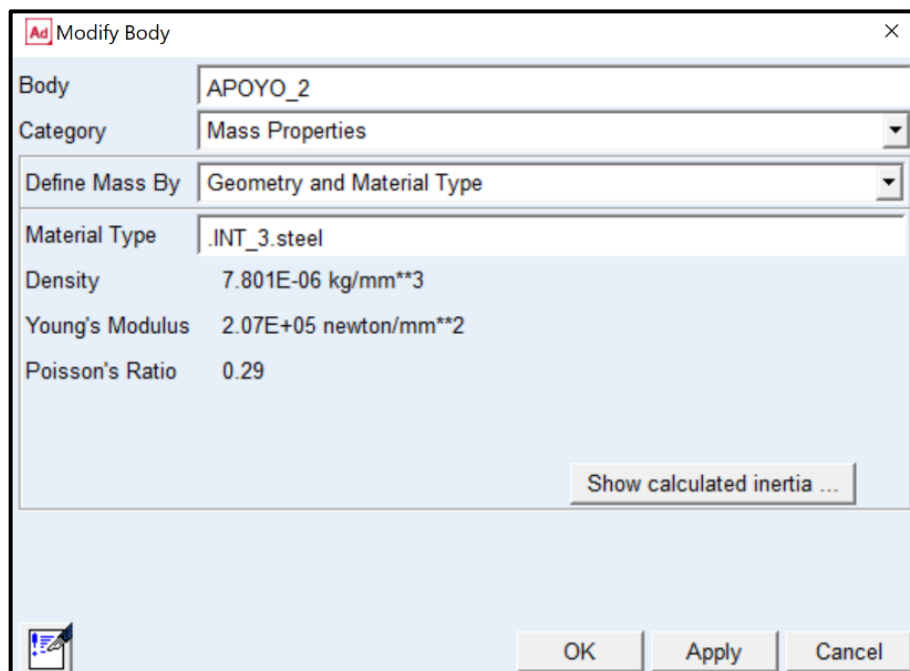


Figura 30-4: Asignación del material

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Una vez asignado el material se definen las relaciones mecánicas utilizando los conectores que el software proporciona según requiera (fijación, rotación, desplazamiento, etc.).

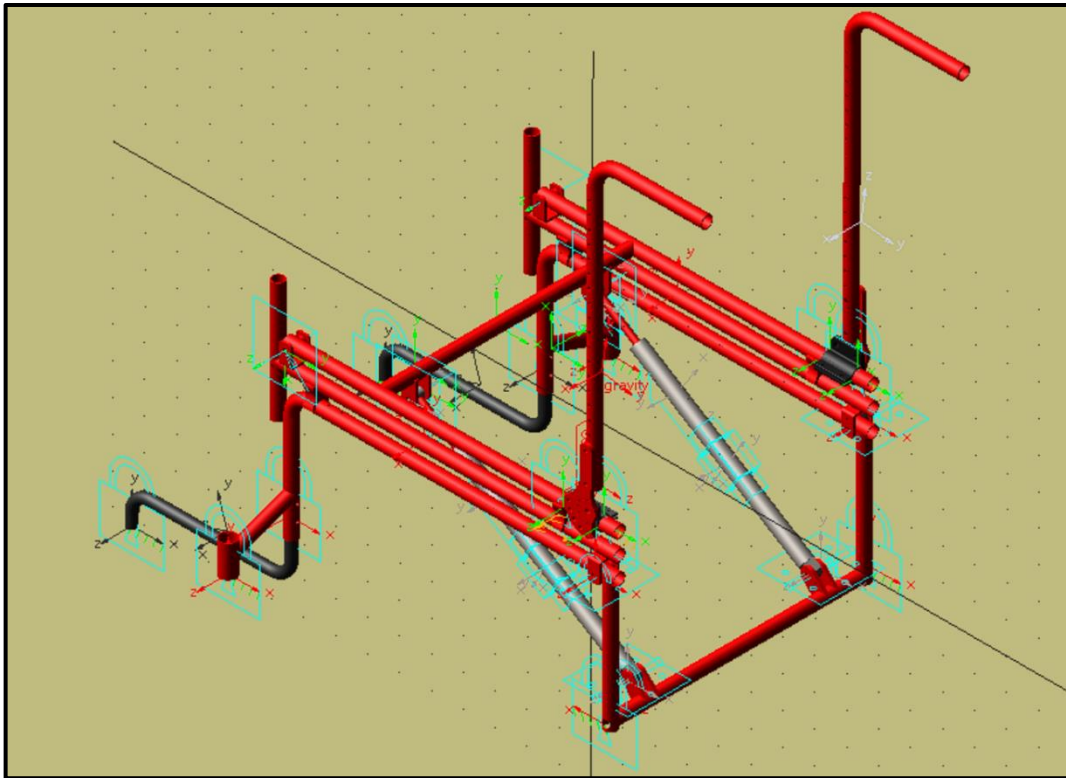


Figura 31-4: Asignación conectores

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Después de definir las conexiones, se procede con la simulación, el software realiza el cálculo de diferentes parámetros dinámicos, en este caso se muestra los resultados correspondientes a la fuerza, velocidad, aceleración y von-Mises.

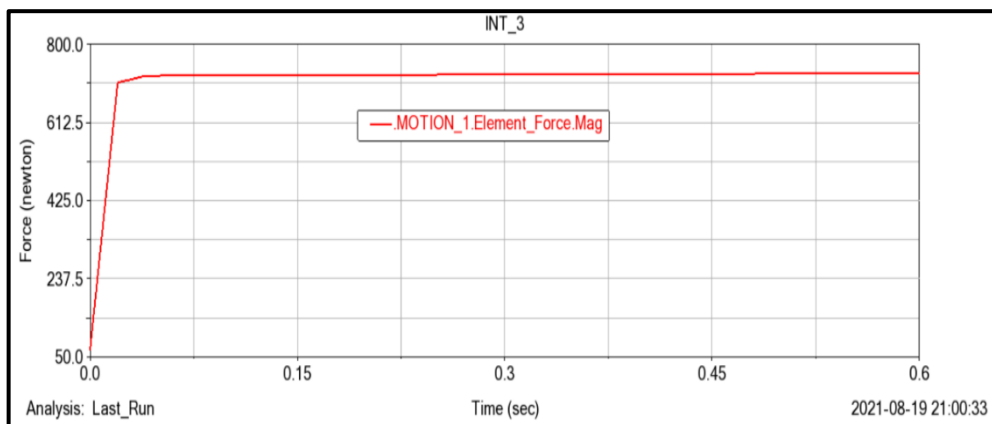


Gráfico 1-4: Fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable izquierdo

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

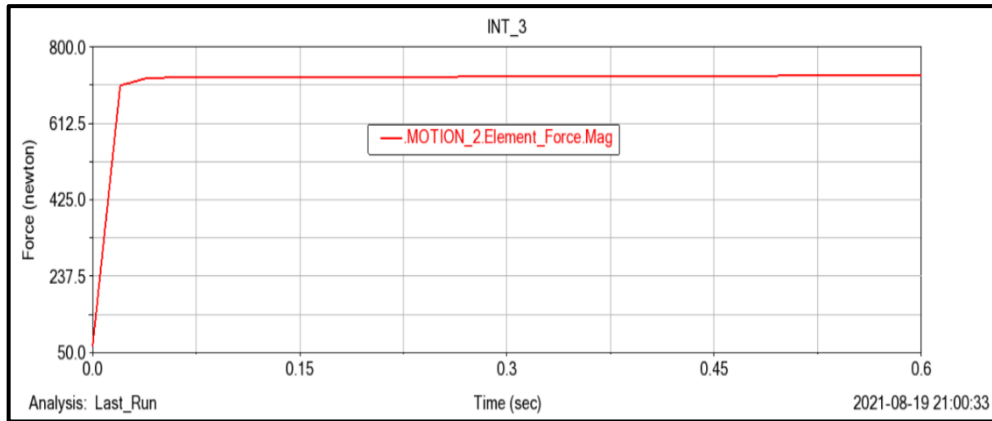


Gráfico 2-4: Fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable derecho

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

En las figuras anteriores se puede observar que el valor máximo de la fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable izquierdo es de 723 N y la fuerza que ejerce el resorte de gas bloqueable derecho es de 723 N, con lo cual se corrobora que la fuerza ejercida por los dos resortes de gas bloqueables es la misma, la gráfica inicialmente arroja una subida y luego se mantiene constante debido a la inercia que se produce. La velocidad máxima que se alcanza en este cambio de posición es de 0.0099 m/s, mientras que la aceleración máxima es de 4663 m/s² al igual que la fuerza: la gráfica inicialmente arroja una subida y luego se mantiene constante debido a la inercia que se produce.

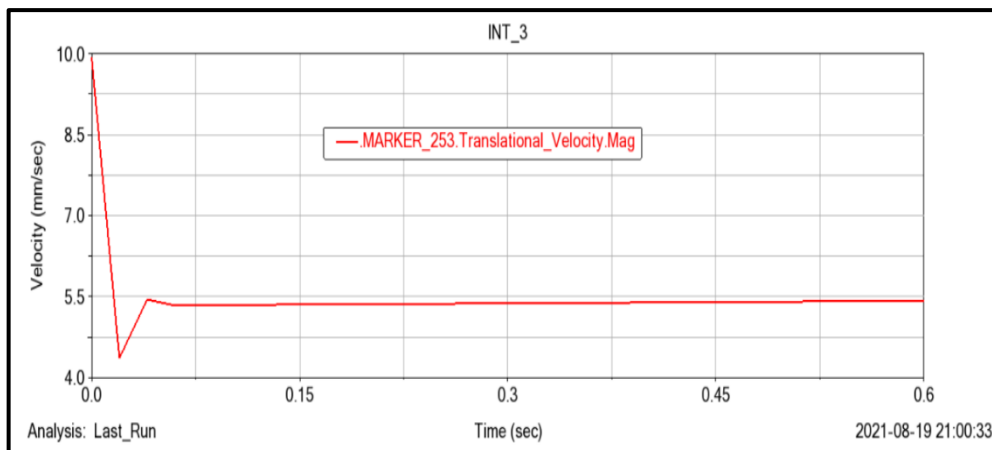


Gráfico 3-4: Velocidad para posición de sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

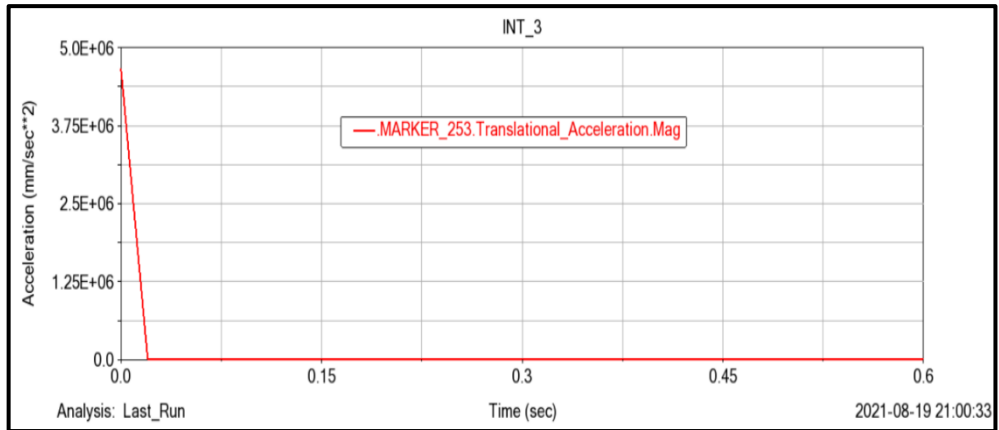


Gráfico 4-4: Aceleración para posición de sedestación con inclinación

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

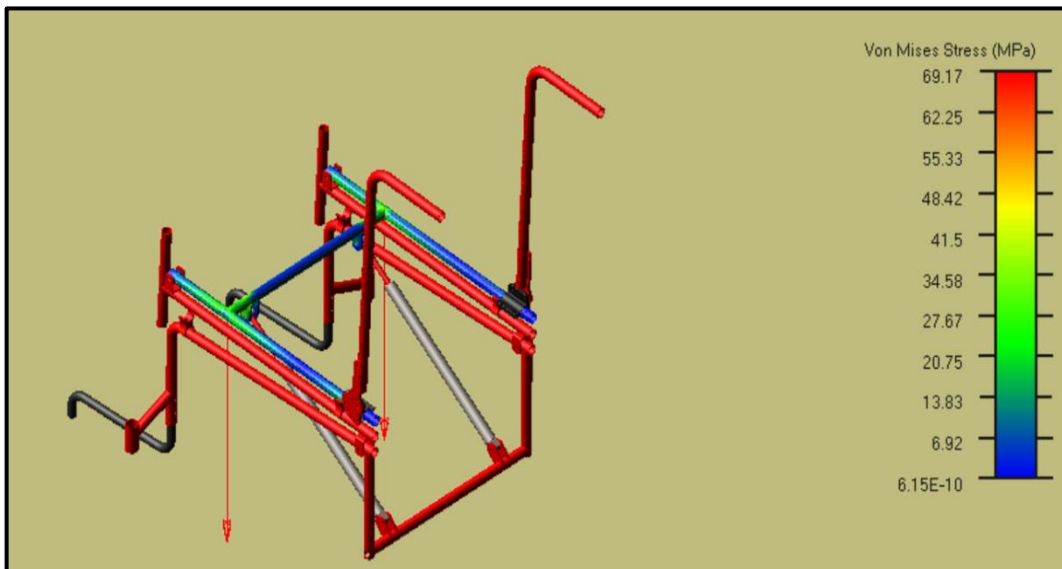


Figura 32-4: Resultados de tensión máxima de von Mises en la estructura

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Se tiene un valor von -Mises máximo de 69.17 MPa, con el cual se calcula el factor de seguridad como se muestra a continuación (Ecuación 3-3):

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N}$$

Entonces:

$$N = \frac{S_y}{\sigma_d}$$

$$N = \frac{250 [MPa]}{69.17 [MPa]}$$

$$N = 3.6$$

Se tiene un factor de seguridad de 3.6, un valor bastante alto que garantizará la seguridad del usuario en la posición de sedestación con inclinación.

Para la posición de sedestación, bipedestación y sistema de rehabilitación, no se realizó la simulación en este software debido a que, en la posición de sedestación no se tiene movimiento, en la posición de bipedestación se tiene fuerzas variables cuando se cambia de una posición a otra y en el sistema de rehabilitación se tiene pedaleo constante y la estructura se encuentra estática.

4.3. Análisis de costos.

El análisis de costos realizado incluye los costos directos e indirectos que se tendrán para la fabricación del diseño propuesto de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla), los cuales se detallan a continuación:

4.3.1. Costos directos

En los costos directos se considera el costo de materiales que se utilizaran en la construcción del diseño propuesto, así como también, el costo de mano de obra, costo de equipos y herramientas y costo de transporte.

4.3.1.1. Materiales

Tabla 7-4: Costos de materiales

Ítem	Descripción	Unidad	Cantidad	Costo unitario [USD]	Subtotal [USD]
1	Tubo redondo negro (6 m) (19.05 x 1.5 mm)	kg	2	7.05	14.10
2	Tubo redondo negro (6 m) (15.88 x 1.5 mm)	kg	1	5.40	5.40
3	Tubo redondo negro (6 m) (50.8 x 1.5 mm)	kg	1	18.35	18.35
4	Tubo redondo negro (6 m) (22.22 x 1.5 mm)	kg	1	8.90	8.90
5	Tubo cuadrado negro (6 m) (40 x 1.5 mm)	kg	1	18.10	18.10
6	Tubo rectangular negro (6 m) (30 x 70 x 1.5 mm)	kg	1	20.40	20.40
7	Platina (6 m) (12 x 3 mm)	kg	1	2.36	2.36
8	Platina (6 m) (19 x 3 mm)	kg	2	3.56	7.12
9	Plancha (1220 x 2440 mm) (e=3 mm)	kg	1/2	39.68	39.68
10	Plancha (1220 x 2440) (e=5 mm)	kg	1/4	22.78	22.78

11	Varilla redonda lisa (6 m) (5.5 mm)	kg	1	1.50	1.50
12	SopORTE	kg	8	5	40
13	Pernos m3 x 8 mm	u	10	0.10	1
14	Pernos m4 x 10 mm	u	110	0.15	16.50
15	Pernos m4 x 35 mm	u	24	0.15	3.60
16	Pernos m4 x 30 mm	u	30	0.15	4.50
17	Pernos m4 x 65 mm	u	2	0.20	0.40
18	Pernos m6 x 35 mm	u	8	0.30	2.40
19	Pernos m6 x 40 mm	u	4	0.35	1.40
20	Pernos m6 x 50 mm	u	4	0.40	1.60
21	Pernos m6 x 20 mm	u	8	0.25	2
22	Pernos m8 x 20 mm	u	4	0.30	1.20
23	Tornillo de ajuste de mano m4 x 35 mm	u	4	1.25	5
24	Tornillo de ajuste de mano m10 x 10 mm	u	1	1.55	1.55
25	Pistón de gas	u	2	16	32
26	Ruedas 15 x 1.25 plg	u	2	23.50	47
27	Ruedas 5 x 1 plg	u	2	8	16
28	Rueda loca de 1 ½ plg	u	2	0.67	1.34
29	Freno	u	2	10.50	21
30	Manija de freno	u	2	2.50	5
31	Manija de bicicleta	u	2	2	4
32	Cable freno universal	u	2	1.50	3
33	Cadena	u	1	6.50	6.50
34	Sistema de pedaleo	u	2	15	30
35	Rodamientos 7204 be	u	4	2.88	11.52
36	Pintura	lt	1	5	5
37	Cojines	u	14	3.21	45
Total					467.20

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.3.1.2. Mano de obra

El costo de mano de obra se calculó acorde al tiempo estimado de fabricación (4 días), para lo cual se considera que trabajaran un técnico de taller y un ayudante.

Tabla 8-4: Costos de mano de obra

Ítem	Descripción	Cantidad	Horas-Hombre	Costo x Hora	Subtotal
1	Técnico de taller	1	32	7.80	250
2	Ayudante	1	32	2.25	72
Total					322

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.3.1.3. Equipos y herramientas

Se considera el costo de equipos y herramientas que permitirán fabricar una pieza o darle un acabado final.

Tabla 9-4: Costos de equipos y herramientas

Ítem	Descripción	Horas-Hombre	Costo x Hora	Subtotal
1	Soldadora de arco	5	8	40
2	Taladro de banco	3	6.50	19.50
3	Dobladora	4	1	4
4	Amoladora	1.25	8	10
5	Flexómetro	0.75	8	6
6	Escuadra	0.75	8	6
7	Esmeril	1.05	10	10.5
8	Compresor	4	5	20
9	Otros			8
Total				124

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.3.1.4. Transporte

El costo de transporte incluye el transporte de material, así como también el transporte de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) hacia el destinatario final.

Tabla 10-4: Costos transporte

Descripción	Subtotal
Transporte	15
Total	15

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

Tabla 11-4: Costos directos

Descripción	Subtotal
Costos de materiales de la estructura	467.20
Costos de mano de obra	322
Costos de equipos y herramientas	124
Costos de transporte	15
Total	928.20

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.3.2. Costos indirectos

Para los costos indirectos se toma en consideración el tiempo empleado en el diseño de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) (5 días), así como también imprevistos como impresiones, papelerías, etc.

Tabla 12-4: Costos indirectos

Descripción	Subtotal
Costo ingenieril	400
Imprevistos	0
Utilidad	0
Total	400

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

4.3.3. Costo total

El costo total de silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) será la suma de los costos directos y costos indirectos, como se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 13-4: Costo total

Descripción	Costo total [USD]
Costos directos	928.20
Costos indirectos	400
Costo total	1328.20

Realizado por: Rosero Henry, 2021.

El costo total de la construcción de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral bordea los \$ 1300, es un costo bastante bajo si se considera que tiene múltiples funciones y además se adapta a diferentes medidas, en el ANEXO E se puede observar que el costo de una silla de ruedas únicamente postural es de más de 600 \$, así también en el ANEXO D se muestra una cotización a la empresa Agera, para la fabricación del diseño realizado, donde se establece que el valor de fabricación sería de 800 \$, por lo cual se concluye que el diseño es factible.

CONCLUSIONES

En base a una investigación previa acerca de las características de una persona con parálisis cerebral, así como la importancia y correcta sedestación, bipedestación y movimiento de piernas, se logró diseñar una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral con un peso máximo de 50 kg, el mismo que garantiza una correcta postura en diferentes posiciones, así como también brinda el confort necesario para que el usuario se sienta cómodo y seguro.

La antropometría, que si bien escasa en el país en cuanto a niños con parálisis cerebral, fue muy útil para determinar la dimensión de este diseño. Se consideraron medidas máximas y mínimas tomadas a 8 niños con PCI de diferentes edades en un rango de 3-12 años, medidas tomadas de tablas antropométricas infantiles, así como también medidas realizadas a niños con PCI tomadas de una tesis y de un artículo.

La silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral se adapta a las medidas de cada niño, garantiza una correcta posición de sedestación y bipedestación a 80° , además permita la inclinación en posición de sedestación hasta 30° y adopta la posición de camilla. Además, se ha considerado el diseño de manera que permita adaptar el sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla).

Del diseño estructural de la silla postural bipedestadora se determinó que el material A 500 grado A cumple con los requisitos de rigidez y resistencia establecida en la norma AISC 360-16 y además cumple con los parámetros establecidos en la norma NTE INEN 2415.

Se obtuvo resultados satisfactorios a través del análisis estático en los elementos estructurales mediante SolidWorks, para la posición de sedestación, sedestación con grado de inclinación, bipedestación y sistema de rehabilitación tomado en consideración la distribución del peso en el cuerpo, el cuál determinó que se tiene valores de desplazamiento y deformación unitaria bajos, además se tiene un factor de seguridad predominante y apropiado mayor a 2.

Los resultados obtenidos por el software Adams en el análisis dinámico de los elementos estructurales en la posición de sedestación con inclinación, determinan un factor de seguridad de 3.6, un valor bastante alto bueno en cuanto a diseño estructural se refiere.

El sistema de rehabilitación muscular (Pantorrilla) diseñado permite a la persona que va a realizar la rehabilitación adoptar una correcta postura de sedestación, al ser similar al de una bicicleta

común, permite el movimiento de parte del muslo, rodilla, pantorrilla y pie. Debido a que cada niño es un mundo diferente y requiere de diferente rehabilitación, este sistema será controlado por la persona cuidadora, lo cual asegura que el niño/a no tendrá lesiones o dolores debido al mal ejercitamiento.

El costo total de la construcción de la silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral bordea los \$ 1300, es un costo bastante bajo si se considera que tiene múltiples funciones y además se adapta a diferentes medidas, el costo de una silla de ruedas únicamente postural varía desde los 600 \$ en el mercado nacional, por lo cual se concluye que el diseño es factible.

RECOMENDACIONES

Realizar un análisis antropométrico de una población mayor, para de esta manera contribuir en el desarrollo de equipamiento y accesorios que requieran personas con parálisis cerebral.

Analizar mejoras al diseño propuesto en cuanto a materiales se refiere para disminuir el costo de construcción y permitir que estos diseños sean más accesibles y así contribuir con el mejoramiento en la calidad de vida de personas con discapacidad, así como también de las personas cuidadoras.

Construir el diseño propuesto para de esta manera realizar pruebas reales y así corroborar los resultados arrojados por los software utilizados, al ser un diseño multifuncional y adaptable su busca que la calidad de vida de los usuarios mejore ya que el cambio de posición en la actualidad implica el uso de varios aparatos por separado y un mayor esfuerzo.

Respetar el peso máximo de diseño del usuario de la silla para evitar posibles deformaciones en la estructura que puedan generar accidentes.

Incentivar a los estudiantes de ingeniería mecánica a desarrollar proyectos para personas con discapacidad que contribuyan con la inclusión social y desarrollo de habilidades físicas.

BIBLIOGRAFÍA

ALIEXPRESS. *Correa de fijación con Velcro para los dedos del pie.* [Consulta: 13 de 04 de 2021]. Disponible en: <https://es.aliexpress.com>.

AMAZON. *Clevis - Pasador con horquilla.* [Consulta: 13 de 04 de 2021]. Disponible en: <https://www.amazon.com>.

ANSI /AISC 360-16. *Specification for Structural Steel Buildings.*

AMEZQUITA, M.; HODGSON, M. Isabel. Estimación de la talla en la evaluación nutricional de niños con parálisis cerebral. *Revista chilena de pediatría*, 2014, vol. 85, no 1, p. 22-30.

ARANGO VELÁSQUEZ, Juan Pablo, & VELÁSQUEZ GÓMEZ, Juliana. *Bipedestador para niños entre los 2 y 6 años que se encuentran en los niveles III y IV de la GMFCS.* [En línea] (Tesis). (Ingeniería) Universidad EIA, Envigado, Colombia. 2018. pp. 32-33. [Consulta: 2020-09-06]. Disponible en: <https://repository.eia.edu.co/handle/11190/2191>

ARCAS PATRICIO, Miguel Ángel. *Tratamiento Fisioterápico en Pediatría.* MAD-Eduforma, 2006. [Consulta: 18 mayo 2020]. Disponible en: <https://books.google.com.ec>.

AROS OÑATE, Nelson, & AROS BELTRÁN, Marcela. *Equipamiento para la discapacidad: propuesta de un bipedestador eléctrico infantil.* 2010. [Consulta: 17 de 03 de 2021]. Disponible en: <http://dspace.aepro.com/xmlui/handle/123456789/2146>.

BEDÓN VÁSQUEZ, Luis Fernando. *Sistema de control para la movilidad y extensión de una silla de ruedas Eléctrica de bipedestación.* [En línea] (Tesis). (Ingeniería) Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador. 2017. pp.10-12. [Consulta: 2020-09-07]. Disponible en: <https://repositorio.uta.edu.ec/jspui/handle/123456789/26094>

BILBAO, Álvaro. Guía de familias [en línea]. Madrid-España: FEDACE, 2017. pp. 141-142. [Consulta: 18 diciembre del 2018]. Disponible en: <https://biblioteca.fundaciononce.es/publicaciones/procedencia/otras-editoriales/guia-de-familias-fedace>.

BRAVO ANLAS, Giancarlo. *Diseño mecatrónico y simulación de una silla de ruedas multifuncional para niños entre 6 a 12 años* [En línea] (Trabajo de titulación). (Maestría)

Pontificia Universidad Católica Del Perú, Lima, Perú. 2017. pp.54-56. [Consulta: 2020-07-10]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/20.500.12404/8437>.

BUDYNAS, Richard G.; & NISBETT, J. Keith. *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. 9ª ed. McGrawHill., 2012, pp. 465-467.

CAREPLUSSTORE. *Tablero Universal para Silla de Ruedas*. [Consulta: 17 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://careplusstore.com/es/producto/tablero-universal-para-silla-de-ruedas/>.

DIPAC. Catálogo de productos de Acero [blog]. 2016. [Consulta: 10 de 02 de 2021]. Disponible en: <https://www.dipacmanta.com/>.

DOLORES, Purificación, et al. *Técnicas básicas de enfermería*. Ediciones Paraninfo, SA, 2013.

DORTOMEDICAL. *Tipos de sillas de ruedas y características* [blog]. [Consulta: 15 de 02 de 2021]. Disponible en: <https://dortomedical.com/blog/post/tipos-de-sillas-de-ruedas-y-caracteristicas.html>.

DOYLET RIVAS, Yaira Lyanne. *Alimentación infantil; alimentación para adolescentes; parálisis cerebral infantil; trastornos alimenticios y gastrointestinales; guía alimentaria desnutrición infantil; patronato municipal; Cantón Salitre; Provincia del Guayas; Ecuador*. [En línea] (Tesis). Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Facultad de Ciencia Médicas, Nutrición, dietética y estética, Guayaquil, Ecuador. 2014.pp.108-137. [Fecha consulta: 05 de marzo 2020]. Disponible en: <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/1923>.

ESENZA PILATES. *Beneficios de la bicicleta elíptica*. 2013. [Consulta: 18 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://esenzapilates.wordpress.com/2013/06/28/beneficios-de-la-bicicleta-eliptica/>.

FUNDACIÓN LESCER. *Sillas de ruedas* [blog]. [Consulta: 15 de 02 de 2021]. Disponible en: http://www.info-dca.com/ficha_show/691.

GARCÍA, Francisco. *Evaluación clínica y tratamiento de la espasticidad*. Editorial Médica Panamericana, España, 2009.

GÓMEZ, Pascual F.; PONCE VÁZQUEZ, J; & RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ, L, “Sillas de ruedas. Características técnicas y antropométricas” *ELSEVIER*, vol. 33, nº 6(2000), pp. 401-7.

HIPPO NATURE. *Hipertonia y hipotonia* [blog]. 2016. [Consulta: 06 de 01 de 2021]. Disponible en: <https://hipponature.jimdofree.com/2016/11/12/hipertonia-y-hipotonia/>.

INSTITUTO COLOMBIANO DE BIENESTAR FAMILIAR ICBF. *Parálisis cerebral*. 2016. [Consulta: 13 de 02 de 2021]. Disponible en: <https://www.icbf.gov.co/publicaciones/paralisis-cerebral>.

INTERACTÚA. *La parálisis cerebral*. 2016. [Consulta: 23 de 01 de 2021]. Disponible en: <https://interactua.es/la-paralisis-cerebral-infantil/>.

ISSUU. *Sedestación en alumnos con PC*. 2014. [Consulta: 01 de 03 de 2021]. Disponible en: https://issuu.com/ciudaddetoledo/docs/4.sedestacion_en_alumnos_con_pc.

JN ACEROS. *Productos de acero inoxidable*. [Consulta: 05 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://jnaceros.com.pe/blog/principales-diferencias-aluminio-acero-inoxidable/>.

LECKEY. *Posture, how it develops and why standing is important* [en línea]. (2011). [Consulta: 16 noviembre 2020]. Disponible en: <https://www.leckey.com/clinical#education-&-research>.

LEÓN PÉREZ, Sofía; et al. *Morfología funcional y biomecánica deportiva* [En línea], 2014, (Ecuador), p.38. [Consulta: 05 de diciembre 2020]. ISSN 978-9978-301-23-4. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/11683>.

LÓPEZ CHICHARRO, José; & LÓPEZ MOJARES, Luis Miguel. *Fisiología clínica del ejercicio*. Ed. Médica Panamericana, 2008.

MANUAL ANSI/AISC 360-16. *Specification for Structural Steel Buildings*.

MAPFRE. *Dimensiones de una silla de ruedas*. 2021. [Consulta: 23 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://www.jubilacionypension.com/generacion-senior/vivienda/dimensiones-silla-de-ruedas/>.

MARTÍNEZ GUERRA, Antonio José. *Diseño de un bipedestador*. [En línea] (Tesis). (Ingeniería) Universidad de Holguín, Holguín, Cuba. 2018. Pp.157-158. [Consulta: 2020-08-11]. Disponible en: <https://repositorio.uho.edu.cu/xmlui/handle/uho/5461>

MOTT, Robert L. *Diseño de Elementos de Máquina*. 4ª ed. México: Pearson Educación, 2006, pp. 92-247.

MUNDO DEPENDENCIA. *Bipedestador Infantil*. 2020. [Consulta: 23 de 02 de 2021].
Disponible en: <https://mundodependencia.com>.

NEURO REHAB HUMAN BRAIN. *La bipedestación*. 2017. [Consulta: 13 de 03 de 2021].
Disponible en: <https://neurorhb.com/blog-dano-cerebral/la-bipedestacion/>.

NTE INEN 2415. 2016. *Tubos de acero al carbono soldados para aplicaciones estructurales y usos generales*.

OCCHIPINTTI, A., & MENDOZA, S. M. “Eficacia de los programas de bipedestación pasiva en niños con parálisis cerebral: una revisión sistemática”. *Fisioterapia* [En línea], 2018, vol. 40, no 3, p. 153-164. [Consulta: 2020-08-18]. ISSN 0211-5638. Disponible en <https://doi.org/10.1016/j.ft.2018.02.004>.

OMS. *Paquete de capacitación en servicio de sillas de ruedas: nivel intermedio: cuaderno del participante*. 2016. [Consulta: 10 de 01 de 2021]. Disponible en: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/326613>.

ORDOÑEZ PLACENCIA, Andrés Eduardo; PAIDA TENEMAZA, Jesús Alberto. *Diseño y construcción de un sistema para transformar energía mecánica de una máquina elíptica de ejercicios en energía eléctrica para cargar dispositivos de bajo voltaje*. [En línea] (Tesis). (Ingeniería) Universidad Politécnica Salesiana Sede Quito, Quito, Ecuador. 2015. pp. 6-9 [Consulta: 2020-08-06]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/9245>.

ORTOPEDIA INSE. *Conoce la postura correcta en una silla de ruedas* [blog]. 2015. [Consulta: 06 de 02 de 2021]. Disponible en: <http://ortopediainse.blogspot.com/2015/07/conoce-la-postura-correcta-en-una-silla.html>.

ORTOPEDIA MIMAS, *Partes de una Silla de Ruedas* [blog]. [Consulta: 14 septiembre 2020].
Disponible en: <https://www.ortopediamimas.com/>.

ORTOSOLUCIONES. *Bipedestadores infantiles*. [Consulta: 16 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://www.ortosoluciones.com/rehabilitacion-infantil/andadores-y-estabilizadores-infantiles>.

PALENCIA DIÉGUEZ, Álvaro. *Ecodiseño de una silla de ruedas a medida*. [En línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad Carlos III De Madrid, Madrid, España. 2016. pp. 54-56. [Consulta: 2020-09-15]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10016/26946>

POMARES, Gloria. *Sedestación en parálisis cerebral, problemas y soluciones* [blog]. [Consulta: 14 noviembre 2020]. Disponible en: <https://gloriapomares.com/sedestacion-en-paralisis-cerebral-problemas-y-soluciones/>.

REHABMART. *Kids Elliptical Trainer*. [Consulta: 18 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://www.rehabmart.com>.

REHAGIRONA. La importancia de la bipedestación [blog]. 2019. [Consulta: 16 octubre 2020]. Disponible en: <https://www.rehagirona.com>.

RICARD, François; & LOZA, Elena Martínez. *Osteopatía y pediatría*. Madrid: Médica Panamericana, 2005.

ROSA, Alberto; MONTERROSO, Ignacio; GARCÍA, M. Cruz. *El niño con Parálisis Cerebral: Enculturación Desarrollo e Intervención*. Ministerio de Educación y Ciencia, 1993.

RUIZ ORTIZ, Manuel. *Tablas antropométricas infantiles: Niños y niñas de 5 a 10 años Estratos 1 y 2 – Bogotá – Colombia*. [En línea] (Tesis). Universidad Nacional de Colombia: Facultad de Artes, Bogotá-Colombia. 2001. [Fecha consulta: 19 de abril 2020]. Disponible en: <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/7163>.

TAMBACO SUAREZ, Oscar Gabriel. *Construcción de una silla de ruedas eléctrica para bipedestación* [En línea] (Trabajo de titulación). (Ingeniería) Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador. 2017. pp.54-56. [Consulta: 2020-08-22]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/7205>.

UTN. *Donación de silla ortopédica por parte de los estudiantes de Terapia Física*. 2017. [Consulta: 05 de 03 de 2021]. Disponible en: <https://fisioterapia.utn.edu.ec/?tag=silla>.

VAPSINT. *Resortes a gas con características especiales bloqueables gas top*. [Consulta: 05 de 04 de 2021]. Disponible en: <https://www.vapsint.com/es/prodotto/bloqueables-gas-top/>.

VIDARTE, Jose Armando; ACERO, José Alcides; BERNAL, Monica Yamile Pinzón. Análisis biomecánico (antropométrico y cinemático) en niños con parálisis cerebral espástica. *Revista Médica de Risaralda*, 2010, vol. 16, no 1.

ANEXOS

ANEXO A: TOMA DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS.



A.A.O. A



A.C.P.T



M.P. L



D.J.R.C



C.R. P



D.L.P.V



C.D.P. T



J.J.B. Q

ANEXO B: CATÁLOGOS DIPAC.



DIPAC[®]
PRODUCTOS DE ACERO

ACERO

TUBO MECANICO REDONDO

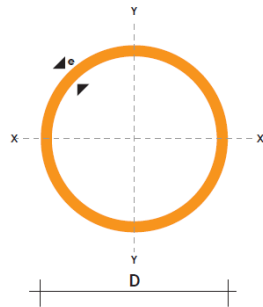
Especificaciones Generales

- Norma** ASTM A 513
- Recubrimiento** Negro o galvanizado
- Largo Normal** 6 mts
- Otros largos dimensiones** Previa consulta Desde 1/2" a 2 1/2"
- Espesor** Desde 0,6 mm a 1,5 mm



NOMENCLATURA

- A=** Area de la selección transversal del tubo, cm²
- I=** Momento de inercia de la sección, cm⁴
- W=** Módulo resistente de la sección, cm³
- i=** Radio de giro de la sección cm



DIAMETRO EXTERIOR (D)		ESPESOR		PESO		PROPIEDADES	
Pulg	mm	e mm	P kg/6m	A cm	I cm ⁴	W cm ³	i cm
1/2	12.70	0.60	1.14	0.23	0.04	0.07	0.43
		0.75	1.44	0.28	0.05	0.08	0.42
		0.95	1.86	0.35	0.06	0.09	0.41
		1.10	2.10	0.40	0.07	0.11	0.41
		1.50	2.82	0.53	0.08	0.13	0.39
5/8	15.88	0.60	1.44	0.29	0.08	0.11	0.54
		0.75	1.86	0.36	0.10	0.13	0.53
		0.95	2.28	0.44	0.12	0.15	0.51
		1.10	2.64	0.51	0.14	0.18	0.52
		1.50	3.54	0.68	0.18	0.22	0.51
3/4	19.05	0.60	1.74	0.35	0.15	0.16	0.65
		0.75	2.16	0.43	0.19	0.19	0.65
		0.95	2.70	0.54	0.22	0.23	0.64
		1.10	3.18	0.62	0.25	0.26	0.63
		1.50	4.20	0.83	0.32	0.34	0.62
7/8	22.22	0.60	2.04	0.41	0.24	0.21	0.76
		0.75	0.52	0.50	0.29	0.26	0.76
		0.95	3.18	0.63	0.36	0.32	0.75
		1.10	3.66	0.73	0.41	0.37	0.75
		1.50	4.92	0.98	0.53	0.47	0.74
1	25.40	0.60	2.28	0.47	0.36	0.28	0.88
		0.75	2.88	0.58	0.44	0.35	0.87
		0.95	3.60	0.73	0.55	0.43	0.87
		1.10	4.20	0.84	0.62	0.49	0.86
		1.50	5.64	1.13	0.81	0.64	0.85
1 1/4	31.75	0.95	4.50	0.92	1.09	0.69	1.18
		1.10	5.22	1.06	1.24	0.78	1.08
		1.50	7.08	1.43	1.63	1.03	1.07
1 1/2	38.10	0.95	5.40	1.11	1.91	1.00	1.31
		1.10	6.24	1.28	2.19	1.15	1.31
		1.50	8.46	1.72	2.89	1.52	1.30
1 3/4	44.45	0.95	6.24	1.30	3.07	1.38	1.54
		1.10	7.26	1.50	3.52	0.16	1.53
		1.50	9.84	2.02	4.67	2.10	1.52
1 7/8	47.63	0.95	6.78	1.40	3.80	1.60	1.65
		1.10	7.80	1.61	4.35	1.83	1.64
		1.50	10.26	2.17	5.79	2.43	1.63
2	50.80	0.95	7.20	1.49	4.62	1.82	1.76
		1.10	8.34	1.72	5.30	2.09	1.76
		1.50	10.80	2.32	7.06	2.78	1.74
2 3/8	60.33	1.50	13.20	2.77	12.00	3.98	2.08
2 1/2	63.50	1.50	14.04	2.92	14.05	4.42	2.19



DIPAC[®]
PRODUCTOS DE ACERO

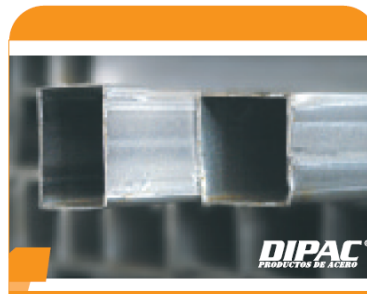


CUADRADO

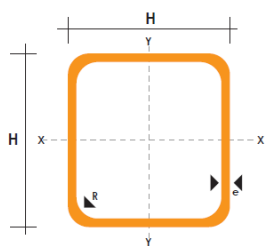
TUBO MECANICO CUADRADO

Especificaciones Generales

Norma	ASTM A-513
Recubrimiento	Negro o Galvanizado
Largo normal	6mts
Otros largos	Previa consulta
Dimensiones	Desde 1/2" a 2"
Espesor	Desde 0.6 a 1.5 mm



DIMENSIONES		PESO Kg/m	AREA cm ²	EJES X-Xe Y-Y		
A mm	ESPESOR mm			I cm ⁴	W cm ³	i cm
12	0,8	0,30	0,37	0,09	0,14	0,48
12	1,0	0,37	0,50	0,11	0,18	0,47
15	0,8	0,36	0,45	0,15	0,20	0,58
15	1,0	0,45	0,61	0,20	0,26	0,57
20	0,8	0,49	0,61	0,38	0,38	0,79
20	1,0	0,60	0,83	0,50	0,50	0,77
20	1,2	0,72	0,90	0,53	0,53	0,77
20	1,5	0,88	1,05	0,58	0,58	0,74
25	0,8	0,61	0,77	0,76	0,61	0,99
25	1,0	0,76	1,05	1,00	0,80	0,98
25	1,2	0,90	1,14	1,08	0,87	0,97
25	1,5	1,12	1,35	1,21	0,97	0,95
30	0,8	0,74	0,93	1,33	0,89	1,19
30	1,0	0,92	1,27	1,77	1,18	1,18
30	1,2	1,09	1,38	1,91	1,28	1,18
30	1,5	1,35	1,65	2,19	1,47	1,15
40	0,8	0,99	1,25	3,21	1,61	1,60
40	1,0	1,23	1,71	4,32	2,16	1,59
40	1,2	1,47	1,86	4,68	2,34	1,59
40	1,5	1,82	2,25	5,48	2,74	1,56
50	1,2	1,84	2,34	9,30	3,72	1,99
50	1,5	2,29	2,85	11,06	4,42	1,97



NOMENCLATURA

- A= Area de la selección transversal del tubo, cm²
- I= Momento de inercia de la sección, cm⁴
- W= Módulo resistente de la sección, cm³
- i= Radio de giro de la sección, cm



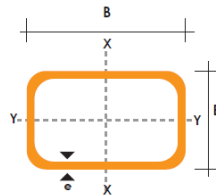
**TUBO ESTRUCTURAL
RECTANGULAR**

Especificaciones Generales

- Norma** ASTM A-500
- Recubrimiento** Negro o galvanizado
- Largo normal** 6 mts.
- Otros largos** Previa Consulta
- Dimensiones** Desde 12mm x 25mm a 40mm x 80mm
- Espesor** Desde 2,0mm a 3,0mm



DIMENSIONES				AREA	EJES X-X			EJES Y-Y		
A mm	B mm	ESPESOR mm	PESO Kg/m	AREA cm2	I cm4	W cm3	i cm	I cm4	W cm3	i cm
20	40	1,2	1,09	1,32	2,61	1,30	1,12	0,88	0,88	0,83
20	40	1,5	1,35	1,65	3,26	1,63	1,40	1,09	1,09	0,81
20	40	2,0	1,78	2,14	4,04	2,02	1,37	1,33	1,33	0,79
25	50	1,5	1,71	2,10	6,39	2,56	1,74	2,19	1,75	1,02
25	50	2,0	2,25	2,74	8,37	3,35	1,75	2,80	2,24	1,01
25	50	3,0	3,30	4,14	12,56	5,02	1,74	3,99	3,19	0,99
30	50	1,5	1,88	2,25	7,27	2,91	1,80	3,32	2,21	1,21
30	50	2,0	2,41	2,94	9,52	3,81	1,80	4,28	2,85	1,21
30	50	3,0	3,30	4,21	12,78	5,11	1,74	5,66	3,77	1,16
30	70	2,0	3,03	3,74	22,20	6,34	2,44	5,85	3,90	1,25
30	70	3,0	4,48	5,41	30,50	8,71	2,37	7,84	5,23	1,20
40	60	1,5	2,29	2,91	14,90	4,97	2,26	7,94	3,97	1,65
40	60	2,0	3,03	3,74	18,08	6,13	2,22	9,81	4,90	1,62
40	60	3,0	4,48	5,41	25,31	8,44	2,16	13,37	6,69	1,57
30	70	1,5	2,34	2,91	18,08	5,17	2,49	4,76	3,17	1,28
30	70	2,0	2,93	3,74	22,20	6,34	2,44	5,85	3,90	1,25
30	70	3,0	4,25	5,41	30,50	8,71	2,37	7,84	5,23	1,20
40	80	1,5	2,76	3,74	31,75	7,94	2,91	10,77	5,39	1,70
40	80	2,0	3,66	4,54	37,32	9,33	2,87	12,70	6,35	1,67
40	80	3,0	5,42	6,61	52,16	13,04	2,81	17,49	8,75	1,63
50	100	2,0	4,52	5,74	74,94	14,99	3,61	25,65	10,26	2,11
50	100	3,0	6,71	8,41	106,34	21,27	3,56	35,97	14,39	2,07
50	150	2,0	6,17	7,74	207,45	27,66	5,18	37,17	14,87	2,19
50	150	3,0	9,17	11,41	298,35	39,78	5,11	52,54	21,02	2,15

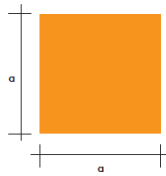


Especificaciones Generales

PERFILES LAMINADOS

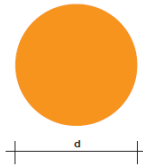
- Calidad: ASTM A 36
- Otras calidades: Previa Consulta
- Largo normal: 6,00 m.
- Otros largos: Previa Consulta
- Acabado: Natural
- Otro acabado: Previa Consulta

VARILLA CUADRADA LISA



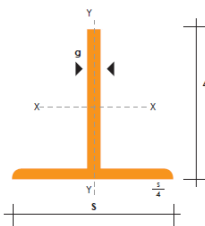
DENOMINACION	LADO		PESO		AREA
	mm	kg/m	kg/6m	cm2	
VCU 5/16	8.0	0.57	3.41	0.72	
VCU 3/8	9.0	0.64	3.83	0.81	
VCU 1/2	11.0	0.95	5.70	1.21	
VCU 5/8	15.0	1.77	10.60	2.25	
VCU 3/4	18.0	2.54	15.26	3.24	
VCU 24,5	24.5	4.72	28.30	6.00	

VARILLA REDONDA LISA



DENOMINACION	DIAMETRO		PESO		AREA
	mm	kg/m	kg/6m	cm2	
VRL 5,5	5.5	0.34	2.04	0.43	
VRL 8	8.0	0.50	2.96	0.63	
VRL 10	10.0	0.62	3.70	0.79	
VRL 12	12.0	0.89	5.33	1.13	
VRL 15	15.0	1.39	8.32	1.77	
VRL 18	18.0	2.00	11.98	2.55	
VRL 22	22.0	2.98	17.90	3.80	
VRL 24,5	24.0	3.70	22.20	4.71	

TEES



DENOMINACION	DIMENSIONES			PESO		AREA
	mm			kg/m	kg/6m	cm2
	a	b	e			
TEE 20X3	20	20	3	0.90	5.40	1.15
TEE 25X3	25	25	3	1.19	7.14	1.52
TEE 30X3	30	30	3	1.41	8.48	1.80



DIPAC[®]
PRODUCTOS DE ACERO

DISERVICIOS

PLATINAS

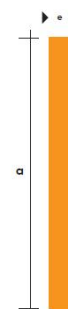
PERFILES LAMINADOS PLATINAS

Especificaciones Generales

Calidad	ASTM A 36 SAE 1008
Otras calidades	Previa Consulta
Largo normal	6,00 m
Otros largos	Previa Consulta
Acabado	Natural
Otro acabado	Previa Consulta



DENOMINACION	DIMENSIONES		PESO		AREA
	mm		kg/m	kg/6m	cm2
	a	e			
PLT 12X3	12	3	0.28	1.70	0.36
PLT 12X4	12	4	0.38	2.45	0.48
PLT 12X6	12	6	0.57	3.40	0.72
PLT 19X3	19	3	0.45	2.68	0.57
PLT 19X4	19	4	0.60	3.58	0.76
PLT 19X6	19	6	0.89	5.37	1.15
PLT 25X3	25	3	0.59	3.53	0.75
PLT 25X4	25	4	0.79	4.71	1.00
PLT 25X3	25	6	1.18	7.07	1.50
PLT 25X12	30	3	0.71	4.24	0.90
PLT 30X4	30	4	0.94	5.65	1.20
PLT 30X6	30	6	1.41	8.47	1.80
PLT 30X9	30	9	2.12	12.71	2.70
PLT 30X12	30	12	2.83	16.95	3.60
PLT 38X3	38	3	0.89	5.37	1.15
PLT 38X4	38	4	1.19	7.16	1.52
PLT 38X6	38	6	1.79	11.40	2.28
PLT 38X9	38	9	2.69	16.11	3.42
PLT 38X12	38	12	3.58	21.48	4.56
PLT 50X3	50	3	1.18	7.08	1.50
PLT 50X4	50	4	1.58	9.42	2.00
PLT 50X6	50	6	2.26	14.16	3.00
PLT 50X9	50	9	3.53	21.20	4.50
PLT 50X12	50	12	4.71	28.26	6.00
PLT 65X6	65	6	3.06	18.37	3.90
PLT 65X9	65	9	4.59	27.55	5.85
PLT 65X12	65	12	6.12	36.73	7.80
PLT 75X6	75	6	3.53	21.20	4.50
PLT 75X9	75	9	5.30	31.80	6.75
PLT 75X8	75	8	7.07	28.26	9.00
PLT 75X12	75	12	7.07	42.39	9.00
PLT 100X6	100	6	4.71	28.26	6.00
PLT 100X8	100	8	7.07	37.68	9.00
PLT 100X9	100	9	7.07	43.00	9.00
PLT 100X12	100	12	9.42	58.00	12.00
PLT 120X12	120	12	67.82	67.82	14.40
PLT 150X15	150	15	105.88	105.88	22.50
PLT 150X20	150	20	145.44	145.00	30.00




ANEXO C: CATÁLOGO DE RESORTES DE GAS BLOQUEABLES.

AMORTIGUACIÓN		RESORTES DE GAS					H4
RESORTES DE GAS BLOQUEABLES							
		Diámetro mm. (vástago / cilindro)					
Tipo de construcción	Tasa de compresión %	8/22	8/28	10/22	10/28	10/40	14/40
B, bloqueo elástico:							
Carrera (mm.)		10/300	10/300	10/700	10/700	30/700	30/800
Fuerza F1 (N.)		40/700	40/700	50/1.300	50/1.300	50/1.300	150/2.600
Longitud extendida EL 2 (mm)		2 x carrera +75 Tasa de compresión 23%	2 x carrera +87 Tasa de compresión 13%	2 x carrera +72 Tasa de compresión 39%	2 x carrera +84 Tasa de compresión 21%	2 x carrera +101 Tasa de compresión 8%	2 x carrera +102 Tasa de compresión 18%
Fuerza de bloqueo a tracción		Dependiendo de la posición del pistón					
Fuerza de bloqueo a compresión		Dependiendo de la posición del pistón					
K, bloqueo totalmente rígido a tracción y relativamente rígido a compresión:							
Carrera (mm.)		10/300	10/300	10/500	10/500	10/500	30/700
Fuerza F1 (N.)		40/700	40/700	50/1.300	50/1.300	50/1.300	250/2.500
Longitud extendida EL 2 (mm)	35% 50% 100%	2,52 x carrera +68 2,37 x carrera +68 2,19 x carrera +68	2,33 x carrera +72 2,24 x carrera +72 2,13 x carrera +72	2,81x carrera +73 2,58 x carrera +73 2,30 x carrera +73	2,52 x carrera +77 2,36 x carrera +77 2,19 x carrera +77	2,21 x carrera +93 2,15 x carrera +93 2,07 x carrera +93	2,43 x carrera +99 2,31 x carrera +99 2,15 x carrera +99
Fuerza de bloqueo a tracción		7000 N	7000 N	8000 N	10.000 N	10.000 N	12.000 N
Fuerza de bloqueo a compresión		5,6 x F1	9 x F1	3,6 x F1	5,8 x F1	13 x F1	6,6 x F1
P, bloqueo totalmente rígido a compresión y relativamente rígido a tracción:							
Carrera (mm.)		30/200	30/200	30/300	30/300	30/30	30/300
Fuerza F1 (N.)		40/700 N	40/700 N	50/1.300	50/1.300	50/1.300 N	300/2.500 N
Longitud extendida EL 2 (mm)	35% 50% 100%	2,83 x carrera +74 2,64 x carrera +74 2,43 x carrera +74	2,48 x carrera +78 2,35 x carrera +78 2,25 x carrera +78	3,46 x carrera +81 3,15 x carrera +81 2,76 x carrera +81	2,81 x carrera +85 2,63 x carrera +85 2,42 x carrera +85	2,32 x carrera +91 2,25 x carrera +91 2,17 x carrera +91	2,68 x carrera +85 2,53 x carrera +85 2,35 x carrera +85
Fuerza de bloqueo a tracción		7.000 N	7.000 N	8.000 N	10.000 N	10.000 N	12.000 N
Fuerza de bloqueo a compresión		2,6 x F1	4,6 x F1	2,6 x F1	4,8 x F1	12 x F1	5,6 x F1
KX, bloqueador hidráulico, rígido a compresión y a tracción:							
Carrera (mm.)				20/250	20/250		
Fuerza F1 (N.)				Sin presión o 50/1.300	Sin presión o 50/1.300		
Longitud extendida EL 2 (mm)	62% 37%			3,00 x carrera +83	3,00 x carrera +87		
Fuerza de bloqueo a tracción				7.000 N	10.000 N		
Fuerza de bloqueo a compresión				7.000 N	10.000 N		



ANEXO D: COTIZACIÓN

**AGERA**
INGENIERIA TRANSPORTE Y MOVILIDAD

COTIZACIÓN N° 32

CLIENTE:	Sr. Henry Gabriel Romero Córdova	TELÉFONO:	0994743921
RUC/CEDULA:	1722187349	VENDEDOR:	Ing. Juan Carlos Peñafiel Saraguro
DIRECCIÓN:	Ciudadela El MOP	FECHA DE EMISIÓN:	16/08/2021
ASUNTO:	Construcción de una silla de ruedas postural-bipedestadora con sistema de rehabilitación muscular (pantorrilla) para niños con parálisis cerebral.	VALIDEZ HASTA:	16/10/2021

Estimado señor

Los costos del proyecto presentado según lo requerimientos solicitados se detallan a continuación

Ítem	Descripción	Cantidad	Valor Unitario [USD]	Valor total [USD]
1	Costo de la construcción total del proyecto incluido materiales	1	800	800
2	Costo de Mano de obra	1	250	250

Tiempo estimado de entrega 3 a 5 días laborables

Requisitos:

- ✓ Planos del proyecto
- ✓ Materiales en caso de requerirse

No incluye:

- ✓ Ningún tipo de trámites legales como patentes ante alguna dependencia
- ✓ Manuales


Forma de pago:

- ✓ La forma de pago es del 50% del costo total al inicio de la construcción del proyecto y el restante el día de entrega del proyecto.

Nota:

Cualquier modificación realizada después de la firma del contrato tendrá un costo adicional, la fecha de entrega del proyecto se definirá con la firma del contrato.


Atentamente


AGERA INGENIERIA
Ing. Peñafiel Juan Carlos
Ing. Juan Carlos Peñafiel
Gerente-Propietario

Somos la primera empresa nacional Ecuatoriana que entrega validación estructural

Contáctenos:
☎ 0992819781
ventas.agera@gmail.com

www.remolquesagera.com
Riobamba - Quito - Ecuador



ANEXO E: COSTOS DE SILLAS DE RUEDAS



Silla de Ruedas Postural
- Infantil

U\$S 630

- Estructura de aluminio anodizado., recubierto de Pintura electrostática.
- Capacidad de ajuste: Ancho y profundidad
- Peso a soportar: 80 Kg.
- Dimensiones asiento: 38 cm de ancho por 36 cm de fondo (aproximado).
- Asiento: Acolchado, con base de madera, tapizado.
- Butaca: Con asiento, respaldo y apoya pies alineados a 90°, reclinable.
- Sistema especializado: De inclinación y angulación de 35°
- Apoya cabeza: Anatómico, regulable en altura y ancho, desmontable.
- Material apoya cabezas: Esponja ortopédico, con base de madera, tapizado.
- Reposo pies: Dos reposo pies, desmontables, regulables en altura, abatibles, elevables, en plástico con sujetadores para pantorrilla en lona.
- Reposo Brazos: Dos en poliuretano duro, paralelos al asiento, desmontables, con tres regulaciones en altura, con base metálica o de madera.



\$560

- ▶ Marco de aluminio.
- ▶ Apoya cabeza ajustable.
- ▶ Reclinación hasta 90°.
- ▶ Reposo brazos desmontables regulables en altura con panel lateral acolchado.
- ▶ Reposo pies desmontables y extensibles con plato de plástico.
- ▶ Arnés de seguridad.
- ▶ Ruedas traseras de 15x1,25" de diámetro tipo MAG con llanta de poliuretano.
- ▶ Ruedas delanteras de 5x1" con llanta de poliuretano.
- ▶ Ruedas traseras antivuelco.
- ▶ Frenos con zapata de aluminio.
- ▶ Topes laterales ajustables y tope frontal.

Característica	Descripción
Ancho silla	56,00 cm
Ancho asiento	40,00 cm (16")
Altura silla	104,00-116,00 cm
Altura espaldar	50,00 cm
Altura piso asiento silla	54,00 cm
Característica	Descripción
Fondo silla	86, 00 cm
Fondo asiento	48,00 cm



Silla De Ruedas Postural
Pediátrica

U\$S 525

Descripción

Estructura con recubrimiento de pintura en polvo aplicación electrostática.
Brazos desmontables
Pieceras ajustables
Ancho asiento: 320mm (12.5 plg)
Diámetro rueda posterior: 400mm (16 plg)
Diámetro rueda delantera: 150mm (6plg)
Altura al asiento: 500mm
Carga a soportar: 75 kg
MARCA SAFE MEDIC
GARANTIA 1 AÑO POR DEFECTO DE FABRICA

Silla De Ruedas Postural Sef Medical Importada Americana.

U\$S 685



Descripción

- Silla de ruedas postural sef medical importada americana.
- Silla de ruedas postural sef medical importada americana.
- Elaborado en acero inoxidable.
- pintura electrostática.
- Asiento de Nailon y esponja de alta densidad.
- Apoya cabeza con felula amoldable a la cabeza.
- Apoya pies abatibles. y apoya pantorrillas cómodas.
- Espaldar totalmente plegable y el torso se puede regular para comodidad de la persona.
- lantas neumáticas de alta resistencia.
- Aros de acero.
- Garantía de un año.



Silla De Ruedas Postural Infantil

U\$S 451^{EO}

Descripción

- Estructura tubular en aluminio pintado en color amarillo.
- Espaldar y asiento con ángulo de inclinación hasta 30°
- Apoya brazos regulables y desmontables.
- Apoya pies con altura regulable.
- Ruedas delanteras macizas de 6".
- Ruedas traseras neumáticas de 16" radios plásticos.
- Apoya cabeza desmontable y regulable.
- Soportes posturales laterales regulables.
- Cinturón de seguridad cruzado.
- Abductor de piernas regulable.
- Frenos manuales bilaterales.
- Asiento, espaldar y apoya cabeza en lona de colores.



Silla de ruedas reclinable Drive Medical Viper

Nuestro precio: \$ 709.99

Silla de ruedas reclinable Drive Medical Viper Plus

La silla de ruedas reclinable Viper Plus proporciona todo el apoyo y la comodidad de una silla de ruedas estándar, con el beneficio adicional de inclinarse.

- **Prácticamente indestructible** : el cuerpo de acero, el acabado a prueba de astillas y la tapicería ignífuga requieren poco mantenimiento y son extremadamente duraderos
- **Soporte adicional para la espalda** : el respaldo alto y los reposapiernas brindan soporte adicional para transiciones cómodas
- **Características livianas** : las ruedas de uretano y los reposapiés compuestos están diseñados para ser efectivos, sin agregar peso innecesario
- **Mecanismo de inclinación hidráulica** : los médicos pueden inclinar la silla fácilmente, con poco o ningún esfuerzo físico

La silla de ruedas reclinable Viper Plus proporciona todo el apoyo y la comodidad de una silla de ruedas estándar, con el beneficio adicional de inclinarse. Ideal para pacientes de edad avanzada y personas con movilidad limitada, puede ayudar a prevenir la hipotensión ortostática y la rotura de la piel / úlceras de decúbito.

La silla de ruedas reclinable Viper Plus está hecha de acero al carbono, con un acabado cromado de doble revestimiento que es resistente a las astillas, fácil de mantener y atractivo. La tapicería duradera de nailon de gran espesor es retardante de llama y resiste el moho y las bacterias.

Nuestro Precio: \$ 999.00



Silla de ruedas plegable inclinable en espacio pediátrica Kanga TS

La Kanga TS de Drive Medical es una silla basculante pediátrica completamente configurada que solo requiere que usted seleccione el ancho de asiento correcto. Tiene un asiento ajustable en profundidad, arnés de cinco puntos, abductor ajustable en profundidad, guías de cadera, soportes laterales y reposacabezas curvo como características estándar.

- El asiento de la Kanga está inclinado para evitar el deslizamiento hacia adelante y el marco de aluminio rojo está disponible en un asiento de 10", asiento de 12" y asiento de 14".

El Kanga puede inclinarse en el espacio hasta 45° y tiene capacidad de ajuste del ángulo del asiento al respaldo. Los reposabrazos abatibles son ajustables en altura y en ángulo y los reposapiés de plástico son abatibles y ajustables en altura.

¡Listo para distribuir del Viper! Si prefiere configurar con luz en ruedas azules de movilidad al RSE 238.090 sobre a silla de ruedas plegable inclinable en el espacio pediátrico Kanga TS y elija el tamaño.

Características

- Totalmente configurado, solo elija el ancho del asiento
- Se pliega para facilitar el transporte
- Ruedas magnéticas traseras de 20" con ruedas semi-neumáticas de liberación rápida
- Ases de empuje regulables en altura
- El marco se adapta a la mayoría de los sistemas de posicionamiento y asientos de rehabilitación personalizados
- Prueba de chequeo para tránsito de autobuses
- Ejes de liberación rápida: sí
- Capacidad de peso: 200 libras.
- Peso: 36,5 libras.

ANEXO F: PLANOS DEL DISEÑO