



Instituto Tecnológico de Ciudad Madero
Subdirección Académica
División de Estudios de Posgrado e Investigación

Ciudad Madero, Tamaulipas, **23/enero/2025**

Oficio No. U1.005/2025

ASUNTO: Autorización de impresión de tesis

C. AARÓN RAFAEL VILLEGAS GASPAR
No. DE CONTROL G08070953
P R E S E N T E

Me es grato comunicarle que después de la revisión realizada por el Jurado designado para su Examen de Grado de Maestría en Ingeniería Mecánica, se acordó autorizar la impresión de su tesis titulada:

“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN DISPOSITIVO BIPEDESTADOR PARA MEDICIÓN Y ANÁLISIS DE MOVILIDAD EN TREN INFERIOR DE PACIENTES EN REHABILITACIÓN”

El Jurado está integrado por los siguientes catedráticos:

PRESIDENTE:	MTRO. RICARDO LÓPEZ DE LARA GONZÁLEZ
SECRETARIA:	MTRA. MARCELA CASTILLO JUÁREZ
VOCAL:	MTRO. MACARIO LÓPEZ MEZA
SUPLENTE:	MTRO. EDUARDO ABID BECERRA
DIRECTOR DE TESIS:	MTRO. RICARDO LÓPEZ DE LARA GONZÁLEZ
CO-DIRECTORA:	MTRA. MARCELA CASTILLO JUÁREZ

Es muy satisfactorio para la División de Estudios de Posgrado e Investigación compartir con usted el logro de esta meta. Espero que continúe con éxito su desarrollo profesional y dedique su experiencia e inteligencia en beneficio de México.

A T E N T A M E N T E

Excelencia en Educación Tecnológica®

“Por mi patria y por mi bien”®

MARCO ANTONIO CORONEL GARCÍA
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN



c.c.p.- Archivo

MACG



INSTITUTO TECNOLÓGICO DE CIUDAD MADERO
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

MAESTRÍA EN CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA



TESIS

DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN DISPOSITIVO BIPEDESTADOR PARA
MEDICIÓN Y ANÁLISIS DE MOVILIDAD EN TREN INFERIOR DE
PACIENTES EN REHABILITACIÓN

Para obtener el grado de:
Maestría en Ingeniería Mecánica

Presenta:
Ing. Aarón Rafael Villegas Gaspar
CVU CONACYT: 541120

Director de tesis:
Ricardo López De Lara González
CVU CONACYT: IT8E502

Co-director de tesis:
Marcela Castillo Juárez

I AGRADECIMIENTOS

El amor recibido, la dedicación y la paciencia con la que cada día se preocupaban mis padres por el avance y desarrollo de esta tesis, es simplemente único y se refleja en la vida de un hijo.

Gracias a mis padres por ser los principales promotores de mis sueños, gracias a ellos por cada día confiar en mí y mis expectativas, gracias a mi hermana por estar dispuesta a acompañarme en cada larga y agotadora noche de estudio, gracias a mi madre por el apoyo incondicional, siempre hachándome porras para seguir adelante deseándome siempre lo mejor, gracias a mi padre por cada consejo y por cada una de sus palabras que me guiaron durante mi vida.

Gracias a mis amigos, que siempre estuvieron a mi lado apoyándome dándome sus mejores deseos y nunca permitir que perdiera las ganas de seguir adelante.

Gracias a Dios por la vida de mis padres, también porque cada día bendice mi vida con la hermosa oportunidad de estar y disfrutar al lado de las personas que sé que más me aman, y a las que yo sé que más amo en mi vida, gracias a Dios por permitirme amar a mis padres.

Los resultados de este proyecto están dedicados a todas aquellas personas que, de alguna forma, son parte de su culminación.

II RESUMEN

Actualmente existen infinidad de bipedestadores en el mercado y en centros de rehabilitación alrededor del mundo los cuales cuentan un amplio abanico de opciones de acuerdo a las necesidades de los usuarios.

Mas sin embargo actualmente es muy difícil realizar una rehabilitación adecuada cuantitativamente ya que la naturaleza de la misma es de carácter cualitativo, es por ello que en esta tesis nos dimos a la tarea de diseñar, analizar y simular un dispositivo bipedestador que servirá para llevar un seguimiento tangible de la rehabilitación.

Esta rehabilitación será enfocada en este proyecto a infantes que reciben terapia en el CRIT (Centro de Rehabilitación Infantil Teletón) Altamira que oscilen entre las edades de 5 a 9 años y en un rango de peso de entre 25 y 65 kilos.

El limitante existente es que todo fue realizado por medio de la simulación, siendo utilizado el software de diseño Solidworks®, el cual se realizó el diseño de cada componente estructural basándonos en un estudio del arte previo arrojando como resultado un soporte bipedestador móvil, telescópico, ajustable fácil de manipular y ligero gracias a los materiales seleccionados para dicho diseño.

Gracias a múltiples visitas realizadas en el centro fue posible generar retroalimentación por parte del personal que ahí labora y así poder llegar ha visto bueno de los terapeutas del diseño final.

III ABSTRACT

Currently there are countless standing on the market and in rehabilitation centers around the world which have a wide range of options according to the needs of the users.

However, at present it is very difficult to carry out an adequate quantitative rehabilitation since the nature of it is qualitative, which is why in this thesis we set out to design, analyze and simulate a standing device that will serve to carry a tangible monitoring of rehabilitation.

This rehabilitation will be focused on this project to infants who receive therapy at the CRIT (Telethon Children's Rehabilitation Center) Altamira ranging between the ages of 5 to 9 years and in a weight range between 25 and 65 kilos.

The existing limitation is that everything was done through simulation, using the Solidworks® design software, which was designed for each structural component based on a prior art study, resulting in a mobile, telescopic, stand-up stand. Adjustable easy to handle and lightweight thanks to the materials selected for this design.

Thanks to multiple visits made in the center it was possible to generate feedback from the staff that works there and thus being able to arrive has seen the therapists of the final design.

IV INDICE GENERAL

CAPITULO 1 INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Objetivo general y específico.....	3
1.1.1 Objetivo general.....	3
1.1.2 Objetivos específicos.....	3
1.2 Justificación.....	3
CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES.....	6
2.1 Antecedentes de SCRIT.....	7
2.1.1 Grado de incidencia.....	8
2.2 Equipos de Bipedestación.....	10
2.2.1 Biomecánica de la bipedestación y la marcha humana.....	12
2.3 Aplicación de normativas.....	15
2.3.1 Normas para diseño de mecanismos.....	15
2.3.2 Normas de materiales.....	17
2.3.3 Perfil tubular rectangular “PTR” de acero.....	18
2.3.4 Perfil tubular rectangular “PTR” de aluminio.....	19
2.4 Dimensiones de estructura del dispositivo bipedestador.....	19
2.5 Principios físicos involucrados.....	20
2.6 Bases matemáticas.....	22
2.7 Ley de Hooke.....	24
2.8 Ley de Poisson.....	34
2.9 Torsión.....	36
2.9.1 Sección circular.....	36
2.10 Campo medico.....	37
2.10.1 Trastornos de la médula espinal.....	37
2.10.2 Lesión medular.....	37
2.11 Proceso de Rehabilitación.....	40
2.11.1 Cinesiterapia en cama.....	40
2.11.2 Sedestación.....	41
2.11.3 Bipedestación.....	41
2.11.4 Mecanoterapia.....	43
2.11.5 Bipedestador.....	44
2.11.6 Bipedestadores de nueva generación.....	46
2.11.6.1 Bipedestador Infantil Bantam.....	46
2.11.6.2 Bipedestador Monkey.....	47
2.11.6.3 Bipedestación por grua.....	48
CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA.....	49
3.1 Normas de materiales.....	50
3.1.1 Verificación de las normas estándar.....	50
3.2 Dimensiones de estructura del dispositivo bipedestador.....	50
3.3 Análisis funcional.....	51

3.4 Componentes principales del Bipedestador	51
3.5 Principio de funcionamiento.....	53
3.6 Medidas antropométricas	54
3.7 Diseño y modelado.....	56
CAPÍTULO 4 DISEÑO MODELADO Y SIMULACIÓN EN SOLIDWORKS®	57
4.1 Análisis tecnológico	57
4.2 Materiales estructurales.....	58
4.2.1 Materiales de confort.....	58
4.2.2 Cuernos de bipedestador.....	62
4.2.3 Soporte de pies (Skies)	64
4.2.4 Extension de cuernos	65
4.2.5 Elemento de frenado	68
4.2.6 Rueda de bipedestador	70
4.2.7 Soporte de rueda.....	72
4.2.8 Elemento de apertura del bipedestador.....	74
4.2.9 Soporte axilar telescopico.....	76
4.2.10 Estructura de carga del bipedestador.....	78
4.3 Calculo estructural del bipedestador	80
4.3.1 Calculo de soporte axilar	80
4.3.1.1 Calculo de areas y conversion de unidades.....	80
4.3.1.2 Calculo de estructura de carga	82
4.4 Simulacion de esfuerzos de compresion en el diseño del bipedestador	84
4.4.1 Simulación de cargas al soporte estructural.....	84
4.4.2 Simulacion de cargas al soporte axilar.....	86
4.4.3 Simulacion de elementos del bipedestador usando aluminio.....	88
CAPÍTULO 5 RESULTADOS	93
CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	99
6.1 Conclusión.....	99
6.2 Recomendaciones.....	99
6.3 Trabajos futuros.....	99
VI Bibliografía	100

V. ÍNDICE DE IMÁGENES Y TABLAS

Imagen 2.1 Promedio de edad de las niñas, niños y jóvenes que se atienden en los CRIT	7
Imagen 2.2 Equipo tipo camilla basculante.....	9
Imagen 2.3 Bipedestador tipo grua.....	10
Imagen 2.4 Silla de ruedas con mecanismo de bipedestador.....	11
Imagen 2.5 Bipedestador de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo.....	12
imagen 2.6 Biomecánica de la bipedestación.....	13
Imagen 2.7 Biomecánica de la bipedestación 2.....	14
Imagen 2.8 Tipos de bipedestadores.....	15
Imagen 2.9 Perfil tubular rectangular de acero.....	18
Imagen 2.10 Perfil tubular rectangular de aluminio.....	19
Imagen 2.11 Línea de gravedad de sustentación.....	21
Imagen 2.12 Diferentes reacciones a esfuerzos.....	23
Imagen 2.13 Esfuerzos aplicados.....	24
Imagen 2.14 Esquema de deformación producida por un esfuerzo de cizalla.....	25
Imagen 2.15 Grafica de esfuerzo deformación.....	26
Imagen 2.16 Esfuerzo de deformación unitaria.....	27
Imagen 2.17 Grafica de esfuerzo y deformación en incremento.....	27
Imagen 2.18 Grafica de rigidez, resistencia y ductilidad.....	28
Imagen 2.19 Esfuerzos cortantes sobre un material.....	31
Imagen 2.20 Detalle de la base del edificio (pernos sometidos a corte).....	31
Imagen 2.21 Pernos sometidos a corte Universidad Nacional de Colombia Manizales.....	31
Imagen 2.22 Deformación por cortante.....	32
Imagen 2.23 Esfuerzo y deformación angular.....	33
Imagen 2.24 Configuración de elemento de soporte de esfuerzos cortantes.....	34
Imagen 2.25 Relación de Poisson sobre un material.....	35
Imagen 2.26 Parapleja y Tetrupleja.....	38
Imagen 2.27 Anatomía de la columna vertebral.....	39
Imagen 2.28 Cinesiterapia en cama.....	40
Imagen 2.29 Sedestación.....	41
Imagen 2.30 Bipedestación.....	42
Imagen 2.31 Fases de transición sit to stand a stand to sit.....	43
Imagen 2.32 Tipos de bipedestadores.....	45
Imagen 2.33 Bipedestador Bantam.....	47
Imagen 2.34 Bipedestador Monkey.....	48

Imagen 2.35 Bipedestación con grua.....	48
Imagen 3.1 Árbol de funciones.....	51
Imagen 3.2 Medidas antropométricas.....	55
Imagen 4.1 Dimensiones de almohadilla de neopreno con recubrimiento en lona	60
Imagen 4.2 Dimensiones de almohadilla de neopreno con recubrimiento en lona.....	60
Imagen 4.3 Almohadilla corta de neopreno con recubrimiento en lona varias vistas.....	60
Imagen 4.4 Plano constructivo cuernos.....	62
Imagen 4.5 Cuernos del bipedestador varias vistas.....	63
Imagen 4.6 Plano constructivo Skies bipedestador.....	64
Imagen 4.7 Vistas superior, lateral, inferior e isométrica de Skies bipedestador.....	65
Imagen 4.8 Planos constructivos de extensión de cuernos motrices.....	66
Imagen 4.9 Cuernos motrices varias vistas.....	67
Imagen 4.10 Plano constructivo del freno.....	68
Imagen 4.11 Freno de bipedestador vista frontal lateral e isométrica.....	69
Imagen 4.12 Plano constructivo ruedas bipedestador.....	70
Imagen 4.13 Rueda del bipedestador varias vistas.....	71
Imagen 4.14 Plano constructivo soporte de rotación de rueda 360°.....	72
Imagen 4.15 Soporte de rotación de rueda 360° varias vistas.....	73
Imagen 4.16 Plano constructivo puerta de acceso a bipedestador.....	74
Imagen 4.17 Eslabón de puerta de ingreso a bipedestador varias vistas.....	75
Imagen 4.18 Plano constructivo soporte axilar y pañalera.....	76
Imagen 4.19 Soporte axilar telescópico y pañalera de neopreno con cintas ajustables.....	77
Imagen 4.20 Plano constructivo base bipedestador.....	78
Imagen 4.21 Estructura principal bipedestador.....	79
Imagen 4.22 Características del perfil PTR.....	82
Imagen 4.23 Especificaciones del PTR en cuanto al peso del material.....	82
Imagen 4.24 Simulación de cargas para determinar deformación.....	84
Imagen 4.25 Simulación de cargas para deformación en milímetros.....	85
Imagen 4.26 Deformación elástica por Von mises.....	85
Imagen 4.27 Soporte axilar con simulación de cargas.....	86
Imagen 4.28 Simulación de la deformación en el soporte axilar.....	87
Imagen 4.29 Deformación en milímetros del soporte axilar.....	87
Imagen 4.30 Simulación de limite elástico usando Von Mises.....	88
Imagen 4.31 Estructura de carga usando aluminio.....	89
Imagen 4.32 Simulación de deformación de la estructura de carga usando aluminio.....	89

Imagen 4.33 Deformación y desplazamiento en milímetros de la estructura de carga.....	90
Imagen 4.34 Limite elástico usando Von Mises.....	90
Imagen 4.35 Soporte axilar diseñado con aluminio.....	91
Imagen 4.36 Limite elástico del soporte axilar.....	91
Imagen 4.37 Deformación y desplazamiento en milímetros del soporte axilar.....	92
Imagen 4.38 Deformación del soporte axilar diseñado con aluminio.....	92
Imagen 5.1 Diseño bipedestador vista isométrica.....	94
Imagen 5.2 Vista frontal de bipedestador.....	95
Imagen 5.3 Vista posterior bipedestador.....	96
Imagen 5.4 Vista de planta bipedestador.....	97
Imagen. 5.5 Vista inferior de bipedestador.....	98

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Beneficios de posición bípeda.....	2
Tabla 2.1 Lista de materiales y su resistencia.....	29
Tabla 2.2 Materiales y sus esfuerzos cortantes.....	33
Tabla 2.3 Relación de Poisson en diferentes materiales.....	35
Tabla 2.4 Efectos de lesión en la espinal.....	38
Tabla 2.5 Mecanoterapia.....	44
Tabla 3.1 Componentes principales del bipedestador.....	52
Tabla 3.2 Tamaños en infantes.....	55
Tabla 4.1 Comparativa entre acero y aluminio.....	58
Tabla 4.2 Datos generales para cálculos.....	80
Tabla 5.1 Resultados del estudio realizado.....	93
Tabla 5.2 Resultados del estudio realizado utilizando aluminio.....	93

CAPITULO 1 INTRODUCCIÓN

La organización interna de este informe consta de una justificación donde se enfatiza la importancia, viabilidad y los beneficios que aporta este proyecto. En el objetivo general y específico se expresan los propósitos que se pretenden alcanzar. Se muestran también los alcances y limitaciones que se presentaron durante el desarrollo del proyecto. El marco teórico provee elementos que sustentan teóricamente el estudio del mismo. En el procedimiento y descripción se revisó y analizó el proceso en general del diseño mecánico y su cálculo estructural, información del área de ingeniería (manuales y procedimientos), documentación del proyecto, así como fuentes personales de los especialistas en el Centro de Rehabilitación Infantil Teletón para conocer más de las características del diseño con que se cuenta, en específico el área de Rehabilitación.

“El origen de la bipedestación es el origen del hombre. Dos millones de años antes de que el ser humano fuese hábil, camino bípedo, ¿qué motivo este cambio? son numerosas las hipótesis que han intentado dar respuesta a este enigma”

Los niños y adultos que por su situación de discapacidad motora no pueden adoptar la posición bípeda, tienen una mayor propensión a sufrir complicaciones relacionadas con la disminución de la densidad mineral ósea, al desarrollo de contracturas mio-tendinosas, a mayor riesgo de problemas gastrointestinales, menor soporte del diafragma por el efecto de la gravedad, etc., lo que aumenta el riesgo de úlceras por presión. Esto ocurre porque, al no darse la adecuada redistribución de la presión en las tuberosidades isquiáticas, sacro, apófisis espinosas, escápulas y demás prominencias óseas, no se da la perfusión sanguínea que necesitan los tejidos, con lo que se aumenta el riesgo de ruptura de la piel en un individuo sentado. Además, existe la posibilidad de presentar problemas en el funcionamiento de la vejiga y mayor predisposición a infecciones del tracto urinario

El propósito de este trabajo es realizar el análisis de diseño para un bipedestador, el cual su principal función es formar parte de un método de rehabilitación.

Como primera instancia se ha llevado a cabo el levantamiento de información de fuentes de carácter secundario para recoger antecedentes del estado actual de los bipedestadores, basados principalmente en catálogos de revistas, páginas web, Tesis de grado, entre otras; con lo cual se ha detectado que la gran parte de los productos ofertados en el mercado son estáticos y no permiten el desplazamiento autónomo, encontrándose algunas excepciones, pero las posibilidades reales de acceso a ellas, de un vasto segmento de la población, se ven obstaculizadas debido a sus elevados costos que demandan una gran inversión.

De esta manera otorgar una mayor autonomía al usuario, ya que el logro de la postura erguida, es un importante hito psicomotor para el niño, que conlleva importantes consecuencias en cuanto a la posibilidad de control visual, al contacto social y la integración activa del entorno como se muestra en la tabla 1

Tabla 1 Beneficios de la posición bípeda

Físicos	Funcional	Psicológicos
Alivia: la presión de los músculos función de la vesícula contracturas musculares respiración Actividad circulatoria	Otorga integración en: Escuela Tiempo libre Casa Terapia Vida diaria	Mejora: Independencia Autoestima Comunicación Interacción ojo a ojo. Calidad de vida

Realizar el diseño y simulación del bipedestador requerirá el utilizar los principios y la aplicación de mecanismos, así como un estudio de materiales que ayudará a mejorar la calidad en el diseño y simulación del mismo.

Los tiempos utilizados en la investigación, diseño y simulación es aproximadamente de 6 meses dando cumplimiento a las expectativas generadas.

Palabras Clave: *Bipedestador, rehabilitación, desplazamiento autónomo.*

1.1 Objetivo general y específico

1.1.1 Objetivo general

Diseñar, analizar y simular un dispositivo bipedestador para medir la movilidad en tren inferior y así permitir la verticalización en niños que oscilen las edades de 5 a 9 años que sufren de parálisis o algún tipo de distrofia que impida darle una mejor calidad en el Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT) ubicado en Altamira Tamaulipas.

1.1.2 Objetivos específicos

- Realizar mediciones antropométricas de los pacientes
- Conocer los dispositivos presentes en el mercado que permitan la posición bípeda, con el fin de establecer dimensiones y requerimientos terapéuticos.
- Diseñar y simular mediante software Solidworks® un Bipedestador para fines terapéuticos y de rehabilitación en niños con problemas motrices.

1.2 Justificación.

La realización de este proyecto tiene como finalidad generar el análisis, diseño, y simulación de un bipedestador que permita generar de manera tangible la mejoría de los pacientes pediátricos.

¿Cómo apoya en que beneficiar al paciente, dejar las bases para otra problemática?

En el CRIT (Centro de Rehabilitación Infantil Teletón) Altamira la terapia no se mide cuantitativamente si no, se mide cualitativamente esta rehabilitación no se puede tener un grado de avance en número, sino que esa percepción del especialista.

El diseño de los bipedestador actuales no permite la adaptación en las dimensiones de los niños. Por lo que, si este crece, y lo hacen rápido, deben ir de nuevo al taller para que modifiquen algunas partes.

Esto podría relacionarse también con que algunos pacientes que viven lejos del CRIT y no cuentan con recursos económicos que les permita frecuentar el viaje, lo que dificulta de igual manera.

El diseño también es incómodo al niño, lo que puede generar puntos de presión y posibles úlceras y las alternativas en el mercado internacional tienen un costo alto.

Si bien el problema tiene diferentes dimensiones y escenarios que dependen de los involucrados en este proyecto, el fin de resolverlo es poder brindarles un servicio y un producto final eficiente a los niños en rehabilitación.

Mejorar el diseño implica resolver de manera indirecta algunos de los problemas expuestos y darle eficiencia al proceso y a la utilización del bipedestador.

Así mismo de acuerdo al grado de incidencia de los pacientes en matrícula del centro se realizó un censo de que edades son las más recurrentes para llevar a cabo una terapia de rehabilitación por el motivo se tomó como edades las que oscilan entre los 5 a 9 años.

En base a estas limitantes se diseñará un bipedestador ajustable de acuerdo a las medidas antropométricas de los pacientes y así generar ergonomía en el dispositivo bipedestador.

En los siguientes párrafos se describe el contenido general de cada uno de los capítulos

Capítulo 2. En este capítulo se describen los antecedentes de los diferentes tipos de bipedestadores, así como también lo una explicación de lo que es la locomoción humana y sus traumatismos.

Capítulo 3. En este capítulo se describe la metodología utilizada para el diseño, análisis y simulación de un dispositivo bipedestador, así como todas las consideraciones para la realización de dicho proyecto.

Capítulo 4. En este capítulo se describe el modelo analítico utilizado para el diseño análisis y simulación de un dispositivo bipedestador los resultados de las pruebas de la simulación del movimiento aplicado.

Capítulo 5. En este capítulo se demuestra que los resultados obtenidos por el diseño análisis y simulación de un dispositivo bipedestador cumplen satisfactoriamente con las necesidades de los terapeutas en el CRIT.

Capítulo 6. En este capítulo se demuestra las conclusiones a las que se llegó después de haber realizado el diseño, análisis y simulación de un dispositivo bipedestador, así como las recomendaciones y los trabajos a futuro que se pueden realizar para la mejora continua del proyecto

CAPÍTULO 2 ANTECEDENTES

La postura bípeda del ser humano resulta de la maduración del sistema neuromotriz y es una necesidad evolutiva que filogenéticamente hace posible la diferenciación de funciones entre miembros superiores e inferiores, condicionando un mayor desarrollo de estas últimas. La posibilidad de bipedestación asistida por dispositivos ergonómicos, que a la vez sean económicos y funcionales, es planteada como un derecho para la población pediátrica con discapacidad motriz que no puede adoptar o mantener esa posición.

El presente proyecto se pretende que las personas que han sufrido de paraplejia pero que tengan movilidad en los brazos puedan alcanzar una postura vertical, partiendo desde su posición sedente para que luego de atravesar varias posiciones intermedias (dependiendo de la evolución de la rehabilitación) pueda ponerse de pie.

La paraplejia es una enfermedad que ocasiona que la parte inferior del cuerpo (tren inferior) se paralice lo cual provoca problemas multi-organicos. Por tal motivo, se requiere la incorporación de ejercicios fisioterapéuticos para la prevención de complicaciones en la encamada y potenciar la funcionalidad del cuerpo lo cual se pretende conseguir un cierto grado de rehabilitación.

En la mayoría los centros de salud pública los equipos destinados a la fisioterapia de bipedestación, consisten de una estructura metálica con tableros de madera sujetos a ella a manera de mesa, donde un terapeuta amarra al paciente y realiza el trabajo de colocarlo en posición vertical al hacer girar la mesa.

2.1 Antecedentes de SCRIT

El Sistema de Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón (SCRIT) conforma el sistema de rehabilitación infantil privado más grande del mundo. Los 22 Centros que actualmente operan en toda la República Mexicana benefician a más de 27,000 mil personas al año, mediante servicios de rehabilitación que buscan promover el pleno desarrollo e inclusión a la sociedad de los menores atendidos.

Los Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón (CRIT), dan atención a niñas, niños y adolescentes con discapacidad neuromusculoesquelética mediante un modelo de rehabilitación integral centrada en la familia. Los CRIT tienen como objetivo la independencia funcional en las actividades de la vida diaria, así como la inclusión social y educativa. Imagen 2.1.

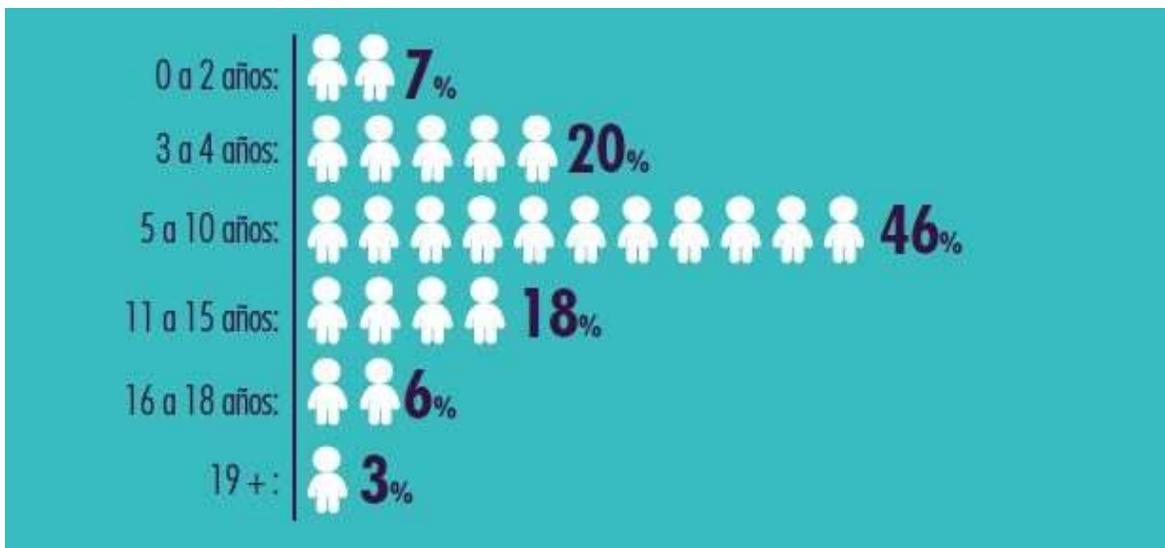


Imagen. 2.1 Promedio de edad de las niñas, niños y jóvenes con discapacidad que se atienden en los CRIT.

2.1.1 Grado de incidencia

En todos los CRIT se atienden a niñas, niños y adolescentes de 0 a 18 años de edad y sus familias, sin importar su raza, sexo, condición social o económica, cultural o religión. Los servicios especializados en Rehabilitación Pediátrica se brindan en las instalaciones de cada uno de los Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón ubicados a lo largo de la República Mexicana.

Desde la apertura del primer Centro en 1999, se han atendido a más de 95,840 beneficiarios.

En el siguiente apartado incluye información sobre los dispositivos utilizados como ayudas técnicas para lograr la posición bípeda. Esta información fue recogida de diversas fuentes, como catálogos, revistas médicas, entre otras. Características que, en base a estas, se plantea y justifica el diseño y simulación de un dispositivo bipedestador para rehabilitación en infantes con parálisis u algún tipo de atrofia en el tren inferior

Este tipo de equipos genera varios inconvenientes para la correcta realización de la terapia como son:(i) se requiere de un gran esfuerzo físico de parte del terapeuta, (ii) se dificulta la colocación del paciente en ángulos intermedios, (iii) no se puede controlar la velocidad de verticalización de acuerdo a la respuesta fisiológica del paciente y (iv) no permite realizar el movimiento natural del cuerpo de flexionar las articulaciones de las piernas y el tronco para levantarse. Imagen 2.2.



Imagen 2.2 Equipo tipo camilla basculante

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, en su informe global sobre discapacidad de 2011, alrededor de mil millones de personas (15 % de la población mundial, según las estimaciones en 2010) presenta algún tipo de discapacidad (OMS, 2011). Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidad en México esa cifra es de alrededor de 408,021 personas, en donde 193,520 tiene una discapacidad física, cantidad que representa el segmento más grande del total de discapacitados en el país.

De tal forma, se hace un enfoque en la bipedestación de la persona, la cual es una habilidad innata de los humanos y al perderla se presentan patologías como: espasmos, escaras, luxaciones de cadera, pérdida de control de la función intestinal y de la vejiga urinaria; por tal razón, para la rehabilitación de la persona con paraplejia y/o corrección de la marcha se puede usar la integración humano- máquina que busca solucionar este problema. (Discapnet, 2009)

2.2 Equipos de Bipedestación

A continuación, se resumen los dispositivos bipedestadores que sirvieron de referencias en el diseño del equipo diseñado en esta investigación: En 1999 Liljedahl Gunnar presento el diseño de un sistema de ayuda a las personas con discapacidad para ponerse de pie. Esta invención consiste en una grúa de elevación móvil que levanta al paciente desde su silla hasta la posición de pie con un arnés tipo onda a la altura de las axilas como se aprecia en la imagen 2.3



Imagen 2.3: Bipedestador tipo grúa

En 2009 Hunzikier Kurt [6], diseño un prototipo de una silla para terapias de rehabilitación y reeducación física de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo, que permite llevar al paciente de posición sentado a de pie. El dispositivo se muestra en la Imagen 2.4

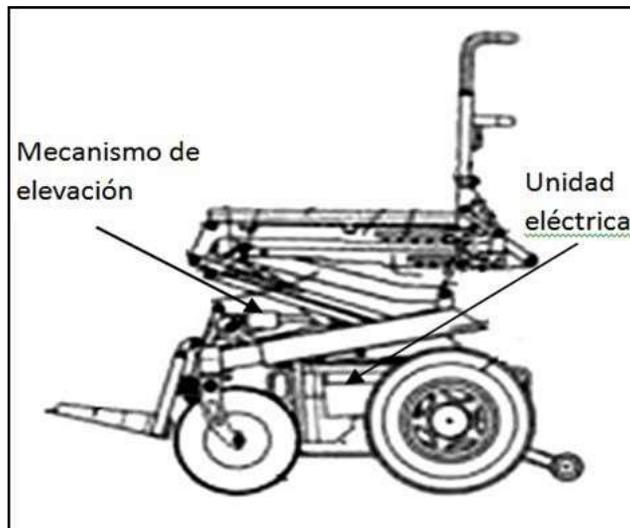


Imagen 2.4: Silla de ruedas con mecanismo de bipedestación

En 2009 Perk Heinrich [7], presento el diseño de un dispositivo ajustable a una silla de ruedas, para bipedestación que comprende un mecanismo de paralelogramo (ver Imagen 2.5), provisto de un asiento y un respaldo anclados al mecanismo motriz y un actuador dispuesto desde la base hasta la articulación del respaldo. El asiento provee el empuje necesario para mover la silla y realizar el trabajo de poner en pie a una persona, también incorpora un reposapiés instalado de forma independiente a la silla, pudiéndose instalar en el armazón de la silla de rueda el mecanismo de paralelogramo para ajustar según se requiera.

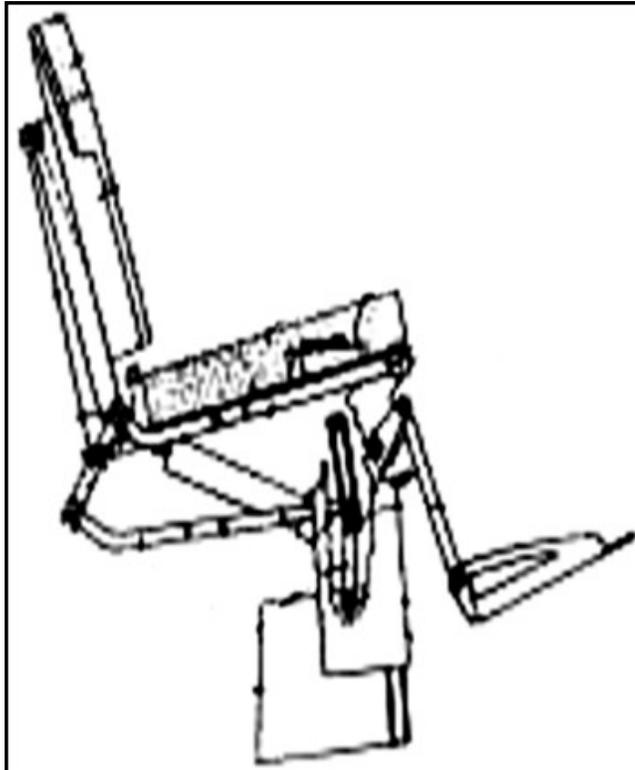


Imagen. 2.5: Bipedestador de acción hidráulica y mecanismo de paralelogramo

Las ayudas técnicas se refieren a aparatos que están diseñados para ayudar a conseguir o mejorar la función para tener una mayor independencia (O'Shea, Carlson & Ramsey, 2006), es cualquier producto, instrumento, equipo o sistema técnico usado por una persona con discapacidad, fabricado especialmente o disponible en el mercado, para prevenir, compensar, mitigar o neutralizar la deficiencia. (Poveda, 2003) De esta manera, las ayudas técnicas pueden ofrecer a los niños con discapacidad motriz la oportunidad de participar más plenamente y llegar a ser más independientes en su vida diaria. (Palisano, 2007).

2.2.1 Biomecánica de la bipedestación y la marcha humana

Para el estudio y análisis del movimiento humano se aplican los principios de la mecánica y biomecánica al cuerpo humano, la mecánica se utiliza en el estudio de fuerzas y sus efectos, mientras que la biomecánica se apoya en la aplicación de los principios de la mecánica, la anatomía, la antropometría, y la fisiología para analizar a la persona tanto en movimiento como en reposo.

El cambio de posición de sentado a de pie involucra la interacción entre las articulaciones del tobillo, la rodilla, la cadera y la columna vertebral, como se observa en la Imagen 2.6

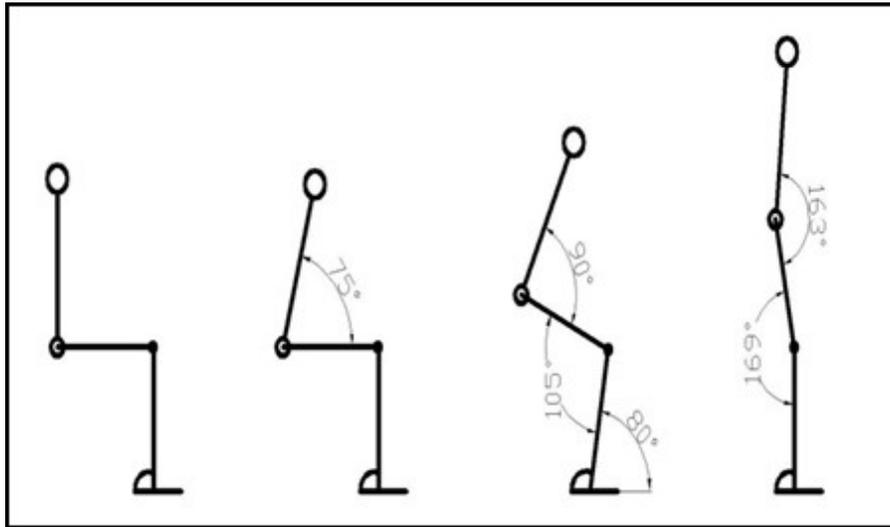


Imagen. 2.6: Biomecánica de la bipedestación

La información que proporciona el estudio biomecánico, será de utilidad como parámetros de diseño que se usarán más adelante en la síntesis del mecanismo principal del prototipo.

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad. El ciclo de la marcha (ver Imagen 2.7) comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo. El tiempo estimado de cada fase del ciclo a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es de 40% en la fase de apoyo, de 40% en la fase de balanceo y del 20% en la fase de apoyo doble.

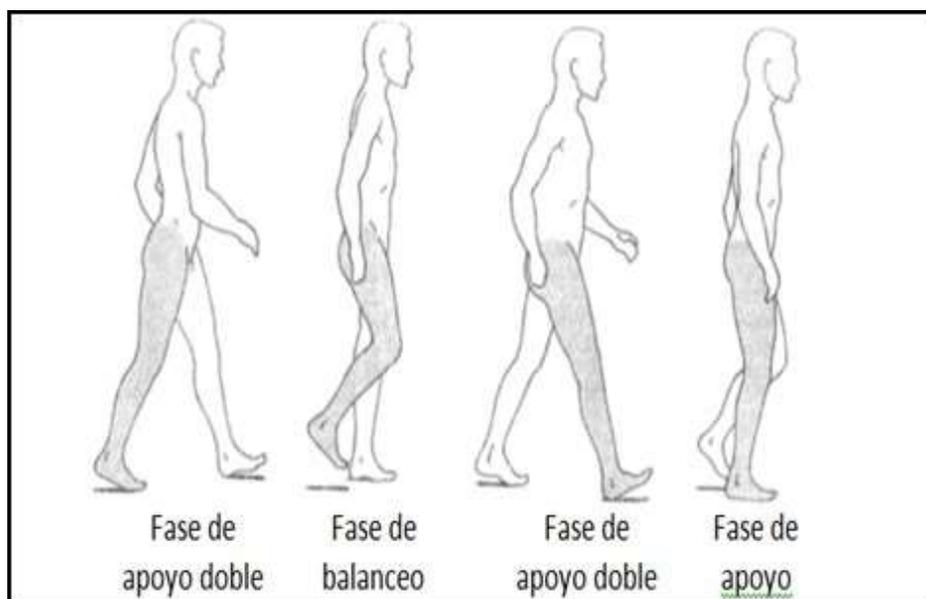


Imagen.2.7: Biomecánica de la bipedestación 2

Poner de pie a personas discapacitadas temporalmente; de esta forma se puede ejercitar el sistema gastrointestinal, urinario, cardiovascular y óseo, además de atenuar las afecciones causadas por la postura sedente que mantienen las personas con paraplejia como: reducir los espasmos musculares, mejorar la circulación sanguínea, extender la cavidad abdominal para respirar, etc.

Hay una gran variedad de bipedestadores (Ver Imagen 2.8): en supina o ventrales, en prono o dorsales. La posición prona y/o supina son instancias Intermedias para acercar al niño a la verticalidad, de tal manera que tanto la estructura ósea como muscular vayan asumiendo paulatinamente la posición vertical, así el cuerpo por su propio peso toma conciencia de sí mismo en el espacio.

Los bipedestadores pueden ser estáticos y móviles, o los que pueden pasar de sentado a bipedestación. Las sillas de ruedas de bipedestación son un tipo especial de dispositivos para ayudar a adoptar la posición bípeda a personas con movilidad limitada, o nula, de las extremidades superiores e inferiores.



Imagen. 2.8: Tipos de bipedestadores

2.3 Aplicación de normativas

Se realizó la investigación de las normas que se aplicaron en el desarrollo de la tesis, con la finalidad de estandarizar, y asegurar la calidad en los sistemas de mecanismos que son utilizados por el dispositivo bipedestador disminuyendo así diferentes tipos de incertidumbres.

2.3.1 Normas para diseño de mecanismos

Se utilizó la norma ISO (Organización Internacional de Normalización), ASME (Sociedad Americana de Ingenieros Mecánicos) y AGMA (Asociación Americana de Fabricantes de Engranajes), todo esto con la finalidad de estandarizar y asegurar que el resultado de dicha verificación sea correcto.

La norma ISO de tolerancias y ajuste. Parte 1: Base de tolerancias, desviaciones y ajustes. (ISO 286-1:1988). (Ref.18)

La cual hace referencia a lo siguiente:

La tolerancia admisible referida principalmente a las dimensiones de un elemento dado que debe fabricarse, también puede incluir a la forma y posición de las superficies que lo limitan, puesto que, según las razones ya expuestas, la forma de una superficie mecanizada no será nunca absolutamente plana, cilíndrica, circular o esférica.

Por otra parte, aun cuando el mecanizado sea muy preciso, no es posible conseguir superficies perfectamente paralelas, perpendiculares o coaxiales entre sí. Por ejemplo, no es posible conseguir perpendicularidad perfecta entre caras adyacentes de un cubo, ya sea mecanizado a mano o a máquina, ni paralelismo perfecto entre sus caras opuestas.

Tampoco es posible obtener en un torno, y ni siquiera en una rectificadora, una pieza cilíndrica cuyas generatrices sean perfectamente paralelas entre sí.

Por consiguiente, deberán admitirse:

*Tolerancias dimensionales

*Tolerancias geométricas de forma y de posición

Teniendo en cuenta además los errores inevitables en la medición de las piezas, las tolerancias citadas deben disminuirse a efectos de poder garantizar que todas las piezas obtenidas cumplan con las cotas del plano, y de ese modo pueda esperarse que su funcionamiento responda según lo previsto.

Los símbolos, designaciones y definiciones que emplearemos son los de las normas UNE 4024, 4026 y 5023, basadas en el sistema de tolerancias de la norma ISO 286 universalmente aceptado.

Las definiciones se refieren al acoplamiento de piezas cilíndricas (ejes y agujeros), pero pueden aplicarse a elementos de cualquier otra forma.

Los elementos acoplados más simples y comunes, son: un eje trabajando y su correspondiente alojamiento, es decir, un agujero. El acoplamiento será móvil, cuando exista entre eje y agujero un cierto espacio radial (juego), destinado a consentir el movimiento relativo de rotación, traslación, y además a contener la película lubricante.

Será forzado cuando el eje queda fijado al agujero mediante una fuerza que suprime el movimiento relativo entre ambos, quedando solidarios entre sí. Para que ello ocurra, el diámetro del eje debe ser, antes de acoplarse, mayor que el del agujero (interferencia o aprieto). El montaje es posible en este caso, variando la temperatura de una o ambas piezas, o bien, debido a la deformación plástica y elástica de los dos elementos que se acoplan, y que sufren por consiguiente un engrane o trabazón mutua o permanente, creando en consecuencia un vínculo rígido.

Piezas ajustadas, son las acopladas entre sí, articuladas o no, formando ellas el llamado vínculo, y de acuerdo a las dimensiones de ambas piezas, habrá:

* Ajustes con juego cuando el eje es menor que el agujero.

*Ajustes con apriete, cuando el eje es mayor que el agujero, antes de ser montados.

El tipo de vinculación debe mantener sus características durante el trabajo variable del mecanismo que involucran, con cargas dinámicas variables o bruscas, variación en el número de revoluciones, variación en las propiedades del lubricante, cambios de temperatura, etc.

Los dos tipos de ajustes mencionados, se obtendrán estableciendo dos límites (máximo y mínimo) en las medidas de cada uno de los elementos a acoplarse, cuya magnitud debe prever el proyectista basándose en general en normas de ajuste o en ciertos casos en su propia experiencia.

La diferencia entre esos límites es la ya citada tolerancia de fabricación de cada elemento.

2.3.2 Normas de materiales

Se utilizó la norma de ASTM A01 para materiales ferrosos ya que al ser aplicada al diseño estructural del bipedestador deberá de ser lo suficientemente fuerte para soportar la carga a la cual será sometido debido al peso del paciente aunado al peso propio del equipo.

2.3.3 Perfil tubular rectangular “PTR” de acero

Es un elemento estructural de alta eficiencia por su admisión de cargas, este elemento incrementa su servicio de resistencia al ser combinado con otros perfiles los cuales forman armaduras tipo JOIST que soportan grandes claros. Este perfil estructural también es usado en elementos que no requieren gran poder de soporte de carga, como lo son las estanterías y bastidores de diferentes elementos estructurales. Ver imagen 2.9



Imagen 2.9 Perfil tubular rectangular de acero

Ventajas de usar el perfil tubular PTR

En cuanto a las ventajas que se obtienen al utilizar el perfil tubular PTR en las construcciones son las siguientes:

- Es sencillo de soldar y cortar.
- Disponible en una variedad de dimensiones y espesores para adaptarse a cualquier proyecto.
- Brinda resistencia y rigidez a las estructuras.
- Tiene la capacidad de regular y tolerar el peso.
- No presenta agrietamientos, abolladuras o torsiones que dañen su integridad como material.
- Gran resistencia estructural.
- Se fabrica bajo altos estándares de calidad.
- Facilita el armado de estructuras con diseños complejos.
- Permite conformar armaduras tipo JOIST o diferentes tipos de estructuras que requieran soporte de carga.
- Dispone de mayor fuerza uniforme.
- Es un material económico y reciclable.
- Es resistente al fuego.

2.3.4 Perfil tubular rectangular "PTR" de aluminio

Se trata de un material ligero, hasta tres veces más que el acero, por tal motivo, es muy estimado para fabricar componentes metálicos en industrias relacionadas con el transporte. Puede observarse en productos de la industria aeroespacial y automovilística, puertas, cercas, pasamanos, barreras, bastidores de bicicletas e, incluso, en grandes estructuras residenciales, donde es indispensable una fuerza moderada sin la carga de peso implicada en el acero. Ver imagen 2.10

Si se utiliza en entornos donde son constantes las temperaturas extremas, no se recomienda el perfil PTR de aluminio, debido a que presenta una menor resistencia a la construcción y aumentan los riesgos de deteriorarse y destruirse. Con respecto a las ventajas que ofrece, destacan las siguientes:

- Es fácil de soldar, aunque es menor si se compara con el acero.
- Presenta alta maquinabilidad.
- Es mucho más ligero.



Imagen 2.10 PTR de aluminio

2.4 Dimensiones de estructura del dispositivo bipedestador

Se tuvo en cuenta las dimensiones de cada uno de los componentes que tendrá el bipedestador, así como el peso total que debe de soportar la estructura, por lo tanto, este debe ser regido por las medidas antropométricas que se abordaron en la justificación del proyecto en donde se menciona que será empleado el dispositivo en niños que oscilen las edades de 5 a 9 años y un peso de 35 a 65 kilos.

2.5 Principios físicos involucrados

El centro de gravedad en el cuerpo humano es el punto donde se supone actúa la fuerza total de la gravedad sobre él mismo.

Cuando se habla de postura, también se habla de equilibrio. Aunque el cuerpo no esté en movimiento, el centro de gravedad (*cg*) debe permanecer dentro de la base de sustentación para que este no colapse.

La base de sustentación es el área de apoyo que está definida por la posición de los pies. El principio de equilibrio define que el *cg* esté en la línea vertical o línea de gravedad y que esta última caiga dentro de la proyección de sustentación.

El centro de gravedad de un hombre adulto en bipedestación está ubicado en la segunda vértebra sacra sobre una línea vertical que toca el suelo a unos 3 cm por delante de la articulación del tobillo. (Cromer, 2007)

Los niños tienen las proporciones del cuerpo en constante cambio, por eso, su *cg* está por arriba del ombligo casi es el pecho. Conforme va creciendo, su *cg* baja hasta posicionarse cerca de la zona sacra.

Una buena estabilidad se obtiene cuando el *cg* del cuerpo está lo más bajo posible y por encima de una base de sustentación grande.

En un escenario en donde una persona esté en bipedestación libre de fuerzas que lo muevan, las fuerzas que influyen directamente sobre su postura son la fuerza de la gravedad y de contacto. Ver Imagen. 2.11



Imagen.2.11 Línea de gravedad base de sustentación

El peso es una fuerza con que la Tierra atrae a un cuerpo. Es una fuerza vectorial por lo que tiene una magnitud y dirección, que están aplicados sobre el *cg* del objeto. El peso depende del campo gravitatorio local, la Tierra en este caso, y de la masa del objeto:

$$P = m \cdot g$$

Ecu. 2.1

De acuerdo a la Ley de la Gravitación Universal, el valor de la gravedad corresponde a la aceleración de la gravedad que es $9,80665 \text{ m/s}^2$. (Freedman, 2009)

El peso ejerce una fuerza perpendicular al plano de apoyo. De acuerdo a la Tercera Ley de Newton, todo objeto que ejerce una fuerza con una magnitud y dirección sobre otro, recibe de vuelta la misma magnitud, pero en dirección opuesta.

Es así como el cuerpo, de pie, ejerce una fuerza sobre la superficie de apoyo y esta le devuelve a misma fuerza, pero en dirección contraria. Esta fuerza se llama Normal y es perpendicular a la base de sustentación.

Existen otras fuerzas que influyen en un estado de reposo en el que el cuerpo está en equilibrio. Sin embargo, en este proyecto no se toman en cuenta porque su cálculo depende de muchas situaciones y vuelve muy complejo el análisis físico.

2.6 Bases matemáticas.

Los esfuerzos se calculan mediante la aplicación de las ecuaciones de equilibrio (Suma de fuerzas igual a cero y suma de momentos igual a cero). Aunque el cálculo de las reacciones que garanticen el reposo es fundamental, éste es solo el primer paso en el proceso de análisis y diseño que en cada situación llevará a la definición del tipo de material, de la forma y de las dimensiones que harán que las estructuras sean seguras y funcionales.

Seguras quiere decir que no se rompan.

Funcionales quiere decir que no se deformen excesivamente afectando el servicio que prestan. Estas dos condiciones, *resistencia y rigidez* deberán asegurarse para que las estructuras cumplan su fin.

Es claro que en las situaciones mostradas a continuación las estructuras pueden romperse o deformarse excesivamente. Ver Imagen 2.12.

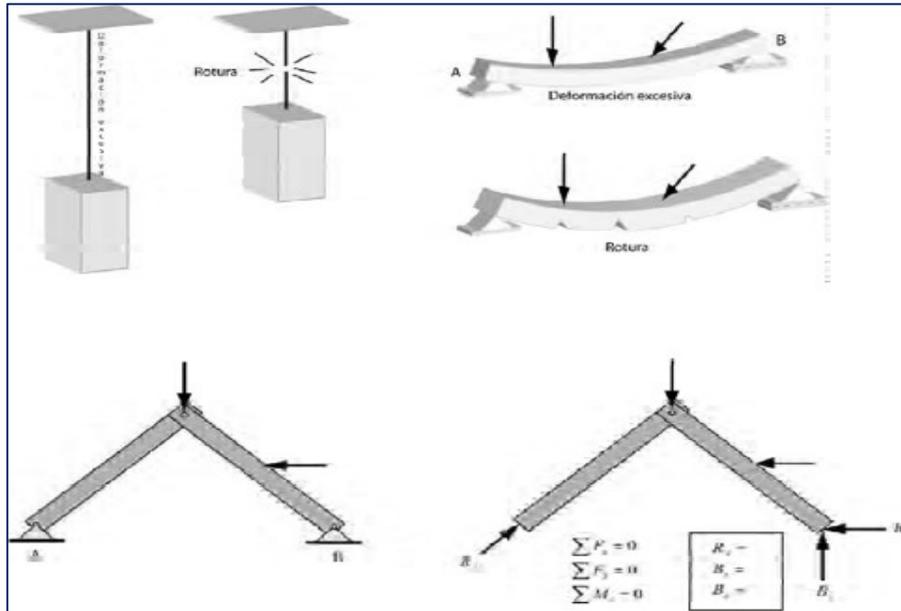


Imagen 2.12 Diferentes reacciones a esfuerzos

Como puede verse, cualquiera de las dos situaciones (*Deformación excesiva o Rotura*) es inadmisibles.

De esto trata la *resistencia de materiales*. Debemos ser capaces de garantizar que las estructuras a construir no se deformen excesivamente y que no se fracturen.

Para hacerlo, es necesario que sepamos calcular las fuerzas internas que se producen en los elementos estructurales y que son en últimas las que producirán las deformaciones y la rotura.

En general podemos afirmar que una fuerza interna produce un esfuerzo actuante que trata de romper el elemento. Que se rompa depende del esfuerzo resistente que tenga el elemento el cual dependerá del material y de sus dimensiones transversales.

Debe por tanto determinarse primero que todo si el elemento en estudio está sometido a fuerzas axiales, transversales (en cuyo caso se producirá flexión), momentos torsionales (torsión) o una combinación de algunos de ellos. Ver Imagen 2.13.

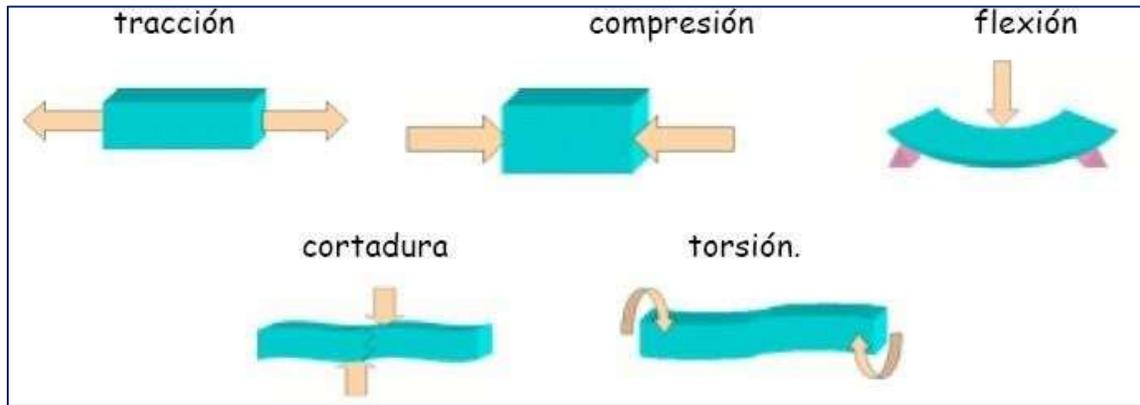


Imagen. 2.13 Esfuerzos aplicados

2.7 Ley de Hooke

Las deformaciones de un cuerpo se refieren al cambio relativo de sus dimensiones o forma, esta deformación es función de las propiedades moleculares del material e independiente de sus dimensiones específicas. La deformación de un cuerpo es el resultado de un esfuerzo aplicado. El esfuerzo se define como la fuerza por unidad de área.

La deformación que un objeto elástico sufre es proporcional al esfuerzo fuerza aplicada y, cuando se quita esa fuerza, el objeto tiende a regresar a sus dimensiones originales. Sin embargo, todas las sustancias tienen un límite elástico después del cual ya no regresan a las dimensiones originales. Si la fuerza sigue aumentando después de este punto, el material o sustancia eventualmente se rompe o fractura. La fuerza en este punto se conoce como esfuerzo de ruptura o rompimiento.

Cuando se aplica un esfuerzo longitudinal (de tensión o compresión) a un cuerpo elástico, el módulo que relaciona al esfuerzo de tensión y la deformación a la tensión se denomina módulo de Elasticidad o de Young. Este es un valor constante para cada material y es expresado en unidades de la fuerza por unidad de área $\frac{N}{m^2}$ o pascales (Pa).

Así, el módulo de Young se define como:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\delta}{L_0}} = \frac{FL}{\delta A} \quad \text{Ec. 2.2}$$

Donde F es la fuerza aplicada para deformar un objeto; A es el área sobre la cual actúa; δ es el cambio longitudinal; y L_0 es la longitud inicial del cuerpo.

El módulo de corte, modulo cizalla o módulo de elasticidad transversal o de elasticidad tangencial; describe la respuesta de un material ante la aplicación de un esfuerzo cortante que lo deforma. Cuando los esfuerzos son pequeños, de acuerdo a la ley de Hooke las deformaciones son proporcionales a ellos, siendo el módulo de corte la constante de proporcionalidad. Por lo tanto:

Módulo de corte = Esfuerzo de corte / Deformación

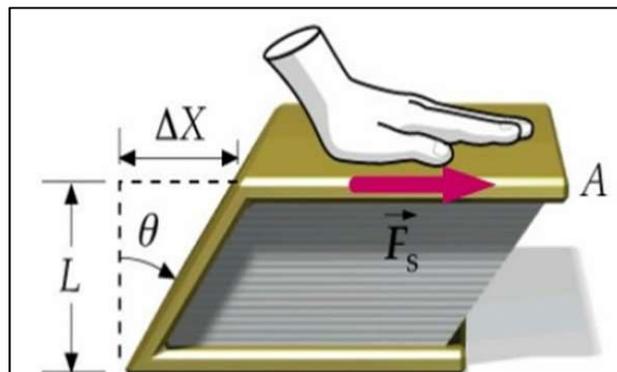


Imagen 2.14. Esquema de la deformación producida por un esfuerzo de cizalla. Fuente: F. Zapata

Supongamos que se aplica una fuerza sobre la tapa de un libro, estando la otra fija sobre la superficie de la mesa. De esta forma, el libro no se desplaza, sino que se deforma al moverse la tapa superior respecto a la inferior en la cantidad Δx , como vemos en la imagen 2.14, donde el esfuerzo de corte τ es igual a la Fuerza aplicada entre el área sobre la en que actúa y la deformación δ es un cociente.

$$\tau = F/A$$

$$\delta = \Delta x / L$$

Por lo tanto, el módulo de corte G :

$$G = \frac{F/A}{\Delta x/L} \quad \text{Ecu. 2.3}$$

Como $\Delta x / L$ carece de dimensiones, las unidades de G son las mismas que las del esfuerzo de corte, en *Newton/metro²*, *Pascal*, abreviado *Pa.* o *libra /pulgada²*.

A partir de un ensayo en el laboratorio puede graficarse la variación de la Fuerza contra la Deformación total: Ver Imagen 2.15

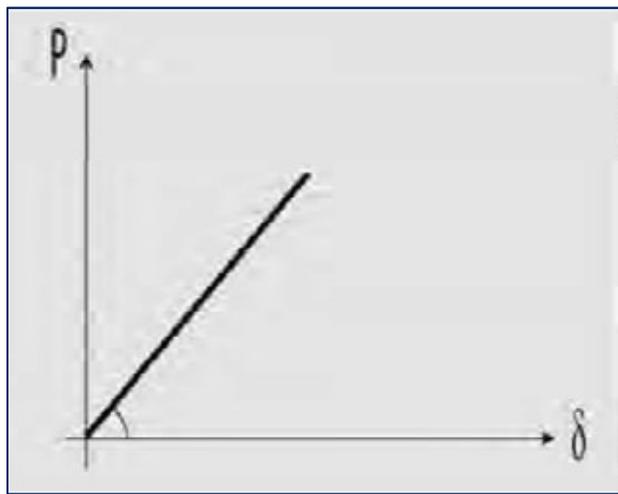


Imagen. 2.15 Grafica de esfuerzo y deformación

Ley establecida originalmente por Hooke:

$$P = k\sigma \quad \text{Ecu. 2.4}$$

Sin embargo, para estudiar las propiedades de un material, deben relacionarse cantidades unitarias (esfuerzos y deformación unitaria e) de tal manera que en la ley queden obviadas el área y la longitud de la probeta ensayada. Ver Imagen 2.16

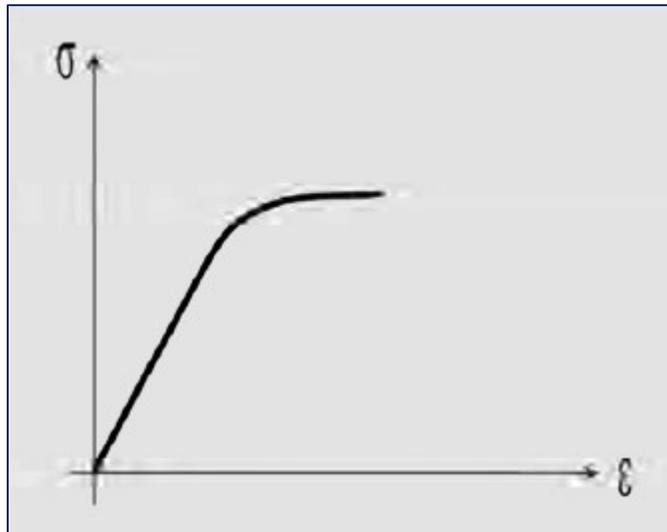


Imagen. 2.16 Esfuerzo de deformación unitaria

Como se ve en la Imagen, a medida que aumenta el esfuerzo se incrementa la deformación unitaria del material que se está ensayando, pudiendo de esta forma obtenerse las propiedades mecánicas de los materiales a partir de esta gráfica Esfuerzo-Deformación. Ver Imagen 2.17

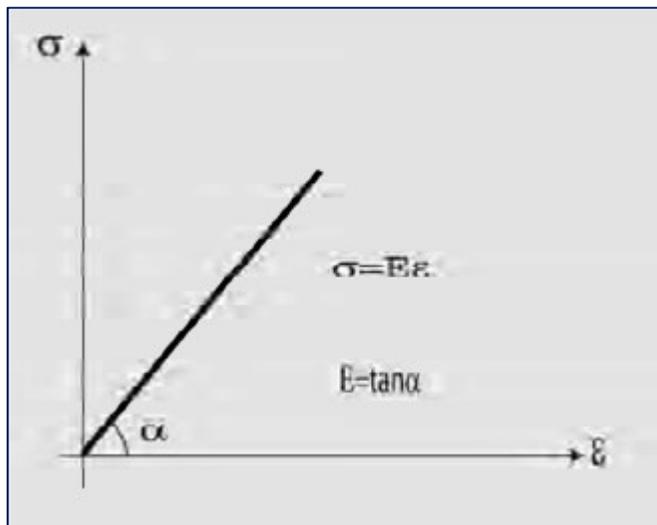


Imagen. 2.17 Grafica de esfuerzo y deformación en incremento

Si escribimos la ecuación de la recta obtendremos la expresión actual de la Ley de Hooke:

$$\sigma = E\epsilon \quad \text{Ecu. 2.5}$$

Siendo **E**, la pendiente de la recta. Este valor que es característico de cada material se conoce como el módulo de elasticidad o módulo de Young del material y nos dice que tan rígido es un material.

La rigidez, la resistencia y la ductilidad son propiedades mecánicas de los materiales:
Ver Imagen 2.18

Rigidez: Capacidad de oponerse a las deformaciones Resistencia: Capacidad de oponerse a la rotura Ductilidad: Capacidad de deformarse antes de romperse.

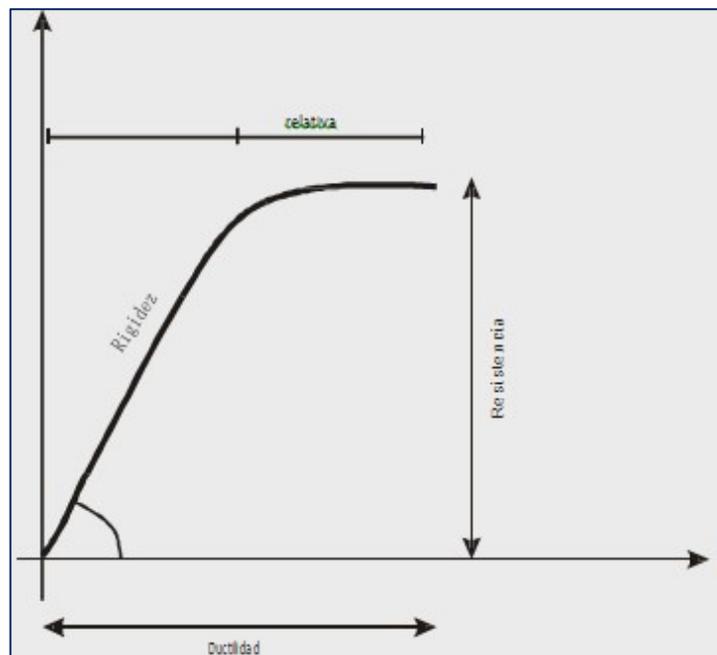


Imagen. 2.18 Grafica de rigidez, resistencia y ductilidad

A partir de la Ley de Hooke puede calcularse la *deformación total* que sufrirá un elemento sometido a fuerza axial.

Con esta expresión puede calcularse la deformación conociendo la carga **P** la longitud de la barra **L**, la sección transversal **A** y el módulo de elasticidad **E** (en la zona elástica).

Ver tabla 2.1

Tabla 2.1 Lista de materiales y su resistencia

Material	GPa	Kg/cm ²	Lb/pulg ²
Acero	200	2.1 x 10 ⁶	30 x 10 ⁶
Aluminio	70	0.7 x 10 ⁶	10 x 10 ⁶
Cobre	110	1.2 x 10 ⁶	17 x 10 ⁶
Concreto	17-31	0.18 x 10 ⁶ - 0.32 x 10 ⁶	2.5 x 10 ⁶ - 4.5 x 10 ⁶
Madera	11-14	0.11 x 10 ⁶ - 0.14 x 10 ⁶	1.6 x 10 ⁶ - 2.0 x 10 ⁶

La ingeniería no es una ciencia exacta. Tanto en el cálculo de las estructuras como en la previsión de las cargas que actuarán sobre ellas, los ingenieros están expuestos a incertidumbres de distinto tipo que hacen que deban tomar previsiones que garanticen con una alta probabilidad que no se producirán fallas. Estas previsiones se denominan factores de seguridad.(Ref.6)

Las incertidumbres que se presentan se deben a los siguientes factores:

Incertidumbre en las cargas a considerar: A pesar de todos los estudios estadísticos que se hagan para determinar las cargas máximas que actuarán sobre una estructura durante su vida útil, nunca será posible hacerlo con total exactitud. Pensemos en los casos de los camiones sobre los puentes o en las cargas máximas producidas por sismos y entenderemos cuan incierta es la determinación de sus efectos máximos.

Incertidumbre en las propiedades mecánicas de los materiales: Se calculan a partir de análisis estadísticos de los resultados de ensayos practicados a muestras de los materiales que se emplearán en la construcción de estructuras. Es obvio que los propios materiales con los cuales se construyen las estructuras no se ensayan para cada construcción. Por lo tanto, en este caso también se tienen aproximaciones derivadas de los métodos estadísticos empleados y de los procedimientos de los ensayos de laboratorio utilizados.

Incertidumbre en las dimensiones de los elementos estructurales: Es muy difícil garantizar que las dimensiones con que se construyen los elementos de una estructura sean exactamente iguales a los especificados en los planos arquitectónicos y estructurales. Debido a las imprecisiones en los procesos constructivos se introducen incertidumbres que deben ser cubiertas por los factores de seguridad.

Incertidumbre en la precisión de los cálculos: En los métodos de cálculo de estructura se hacen suposiciones que simplifiquen el análisis y disminuyan los tiempos del análisis. Esto obviamente tiene un costo en el sentido de que los modelos matemáticos empleados no siempre representan de manera exacta la manera como se comportará la estructura en la realidad.

Por la relación presentada la ingeniería emplea factores de seguridad. Hay varios enfoques para definir estos factores:

Esfuerzos admisibles: Se calcula dividiendo el esfuerzo que resiste el material por el factor de seguridad (mayor que 1), de tal manera que, aunque uno "sabe" que el material tiene una resistencia dada lo "pone a trabajar" a un esfuerzo menor (el esfuerzo admisible).

$$\sigma_{admisible} = \frac{\sigma \text{ resistencia de material}}{F.S} \quad \text{Ecu.2.6}$$

Métodos probabilísticos: la seguridad se relaciona con la probabilidad de falla de la estructura: mientras más baja sea esta probabilidad, más alto será el factor de seguridad.

Diseño por estados límite: A través de los códigos de estructuras de los diferentes países se definen los aspectos de seguridad de las estructuras a diseñar. La idea consiste en considerar que como una estructura puede colapsar o puede deformarse excesivamente o tener grandes vibraciones, el diseñador debe considerar los límites para los cuales la estructura se hace inaceptable desde los tres puntos de vista y garantizar que esos límites no serán superados.

Esfuerzos cortantes: No en todas las ocasiones los elementos estructurales son tensionados o comprimidos por las fuerzas externas que actúan sobre ellos. En muchas ocasiones un elemento está tratando de ser cortado. Ver Imágenes 2.19, 2.20 y 2.21.

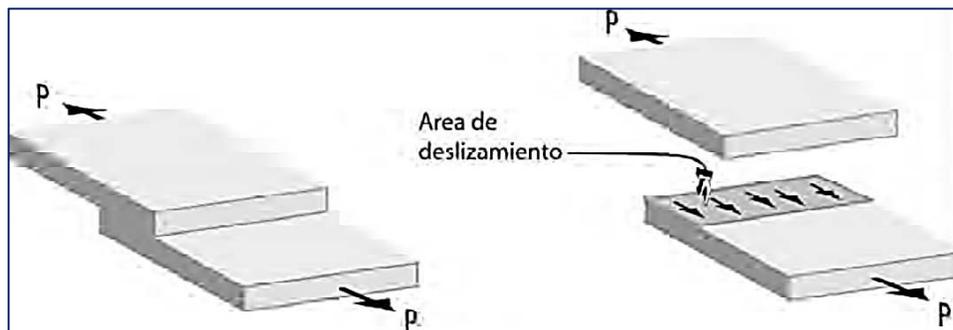


Imagen. 2.19. Esfuerzos cortantes sobre un material

En este caso, las dos platinas están intentando ser cortadas a lo largo del área transversal que las une, la cual es paralela a la fuerza P que está siendo aplicada



Imagen. 2.20 Detalle de la base del edificio de la foto anterior (los pernos están sometidos a corte)



Imagen. 2.21 Pernos sometidos a corte. Universidad nacional de Colombia sede Manizales, campus la Nubia, 2004

Se define el Esfuerzo cortante o de cizalladura como:

$$\tau = \frac{V}{A} \quad \text{Ecu. 2.7}$$

Las unidades son las mismas del esfuerzo normal:

$$\tau = \frac{P}{A} \quad \frac{Kg}{cm^2} \quad \frac{lb}{in^2} :psi \quad \frac{N}{m^2} :Pascal$$

Al producirse una distorsión como la que se ve en la Imagen, la deformación está dada por la variación angular que sufre el elemento al ser deformado por el esfuerzo cortante.

Ver Imagen 2.22

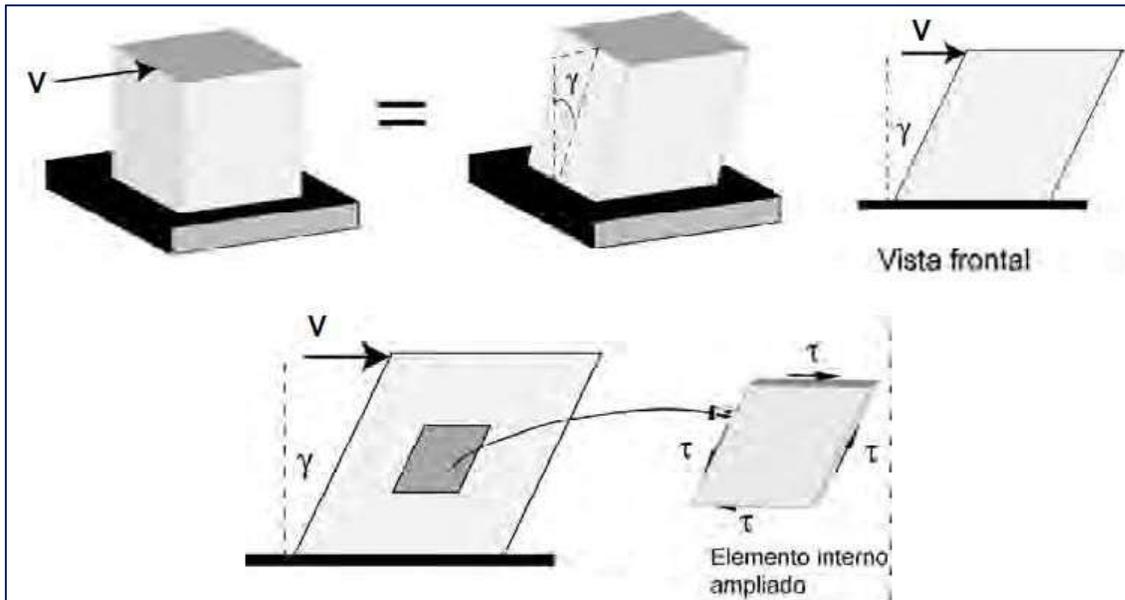


Imagen. 2.22 Deformación por cortante

En el rango elástico lineal del material se ha encontrado relación directa entre los esfuerzos cortantes y las deformaciones angulares sufridas por el elemento. Ver Imagen 2.23 y 2.24.

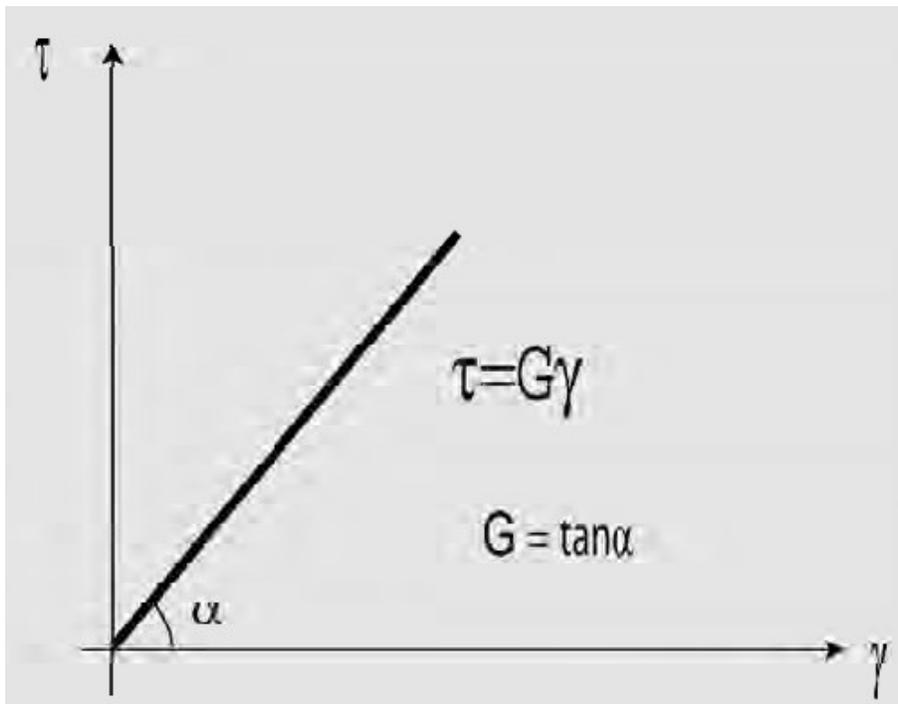


Imagen. 2.23 Esfuerzos cortantes y deformaciones angulares

$$\tau = G\gamma$$

Ecu. 2.8

Siendo **G** el módulo cortante o de rigidez del material

La siguiente tabla muestra algunos esfuerzos a la cortante, Tabla 2.2

Tabla 2.2 Materiales y sus esfuerzos cortantes

Material	GPa	Kg/cm ²	Lb/pulg ²
Acero	77	0.77×10^6	11×10^6
Aluminio	28	0.28×10^6	4×10^6
Bronce	36-44	$0.31 \times 10^6 - 0.44 \times 10^6$	$5.2 \times 10^6 - 6.3 \times 10^6$
Cobre	40-47	$0.41 \times 10^6 - 0.48 \times 10^6$	$5.8 \times 10^6 - 6.8 \times 10^6$

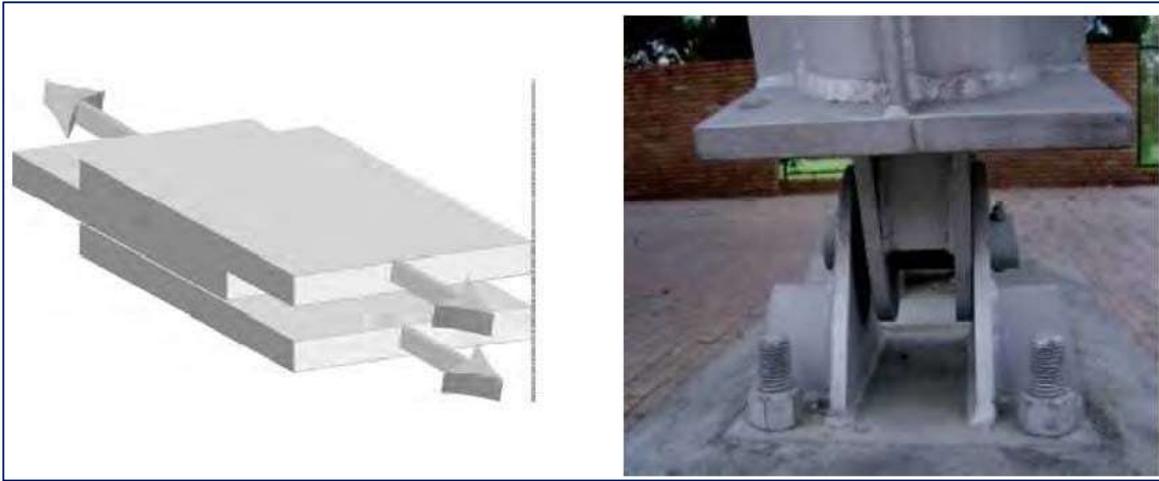


Imagen. 2.24 Configuración de elemento para soportar los esfuerzos cortantes.

En este caso, el corte se resiste a través de 2 áreas. Ver imagen 2.24

Por lo tanto:

$$\tau = \frac{V}{2A} \quad \text{Ecu. 2.9}$$

2.8 Ley de Poisson

Cuando a un elemento se le produce un alargamiento en una dirección dada, automáticamente se genera un acortamiento en la dirección perpendicular o viceversa.

Deducida por el francés **Simeón Denis Poisson** (1781-1840) quien encontró que la relación entre la deformación unitaria transversal y la longitudinal era constante para cada material, denominándose por lo tanto esta constante, Relación de Poisson. Ver Imagen 2.25. (Ref.6)

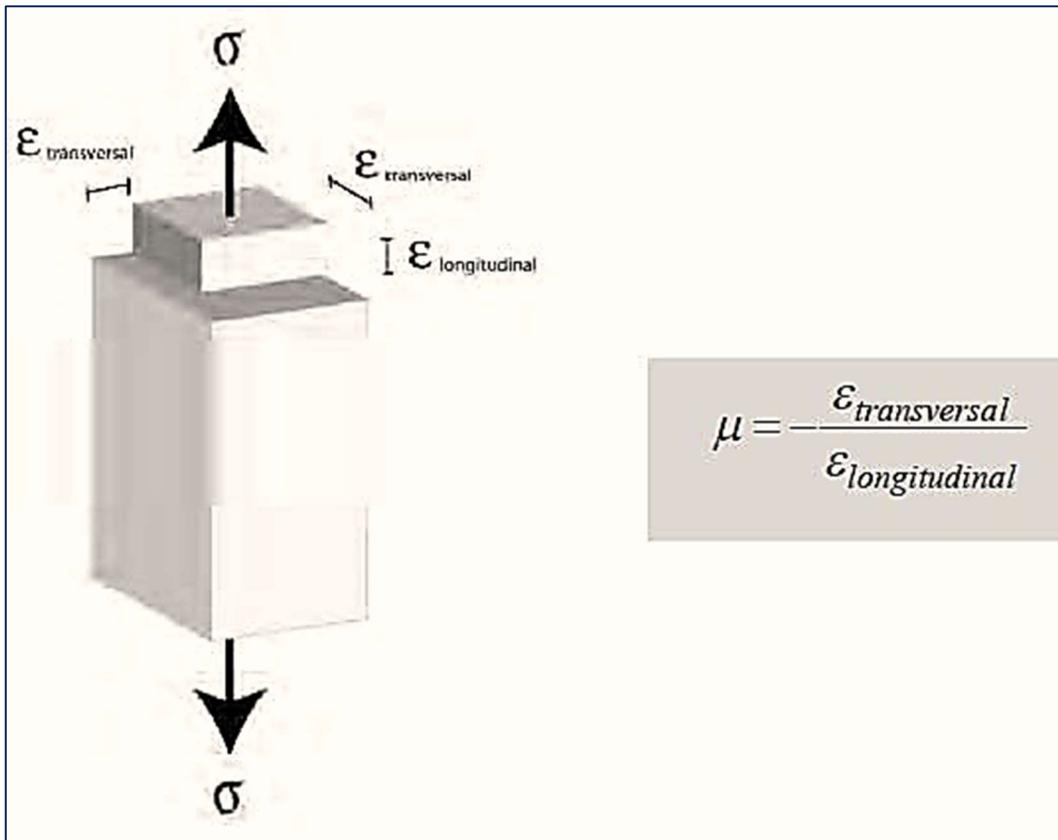


Imagen. 2.25 Relación de Poisson demostración sobre un material

El signo menos indica que a un alargamiento en un sentido corresponde un acortamiento en el otro y viceversa.

Valores de la relación de Poisson para diferentes materiales. Ver tabla 2.3

Tabla 2.3 Relación de Poisson en diferentes materiales

Material	Relación de Poisson μ
Corcho	0.0
Concreto	0.1 – 0.2
Acero	0.27 – 0.30
Caucho	0.47
$0 \leq \mu \leq 0,5$	

2.9 Torsión

El problema de torsión simple se presenta muy pocas veces, ya que en general aparece la torsión combinada con flexión y corte. Sin embargo, lo que estudiaremos es totalmente general, dado que, aplicando el principio de superposición de efectos, a partir del problema de torsión simple puede llegarse a otros casos de torsión compuesta. (Ref.5)

2.9.1 Sección circular

Para esta sección es válida la hipótesis de Coulomb, la cual se verifica experimentalmente tanto en el caso de secciones circulares macizas como huecas. La hipótesis referida establece que las secciones normales al eje de la pieza permanecen planas y paralelas a sí misma luego de la deformación por torsión. Además, luego de la deformación, las secciones mantienen su forma.

Como consecuencia de lo enunciado resulta que las secciones tienen rotaciones relativas, de modo que las rectas trazadas sobre ellas continúan siendo rectas y los ángulos mantienen su medida. Por otro lado, las generatrices rectilíneas de la superficie lateral del cilindro se transforman en hélices.

A partir de las consideraciones anteriores, que están relacionadas con la compatibilidad de las deformaciones, deseamos saber qué tipo de tensiones genera la torsión simple y cuál es su distribución. Supongamos en primera instancia que aparecen tensiones normales σ . Su distribución no podría ser uniforme ya que de ser así existiría una resultante normal a la sección. Al distribuirse entonces en forma variable, según la Ley de Hooke, las deformaciones específicas ϵ variarían también punto a punto, y la sección no continuaría siendo normal al eje, no siendo válida la hipótesis de Coulomb, que indica que la sección se mantiene plana.

En virtud de lo anterior sólo resta considerar que en el problema de torsión aparecen únicamente tensiones tangenciales.

2.10 Campo medico

Las enfermedades neurológicas son trastornos del cerebro, la médula espinal y los nervios de todo el cuerpo; en conjunto, esos órganos controlan todas las funciones del cuerpo cuando algo funciona mal en alguna parte de los sistemas nerviosos, es posible que tenga dificultad para moverse, hablar, tragar, respirar o aprender. También puede haber problemas con la memoria, los sentidos o el estado de ánimo. (Stokes, 2006, pág. 80)

2.10.1 Trastornos de la médula espinal

La médula espinal puede resultar lesionada de muchas maneras, produciendo diversos patrones de síntomas; estos patrones permiten que el medico pueda determinar la localización (nivel) del daño espinal. Las lesiones de la médula espinal pueden ser consecuencia de una sección de la misma ocurrida durante un accidente, una compresión o una infección, las vértebras dentro de cada área de la columna se numeran empezando por arriba, como se muestra en la Tabla 2.4 Los nervios salen de la columna vertebral y se dirigen hacia áreas específicas del cuerpo. (Merck & Dohme, 1899, pág. 338)

2.10.2 Lesión medular

Stokes, 2006) menciona que: “el daño de la medula espinal afecta principalmente la columna vertebral o las meninges y, en consecuencia, son extrínsecas a la médula. El daño medular puede derivar de un traumatismo (84% de los casos) o de un origen no traumático (16%)”. Las enfermedades comunes no traumáticas son la tetraplejia y paraplejia. Ver Imagen 2.26.

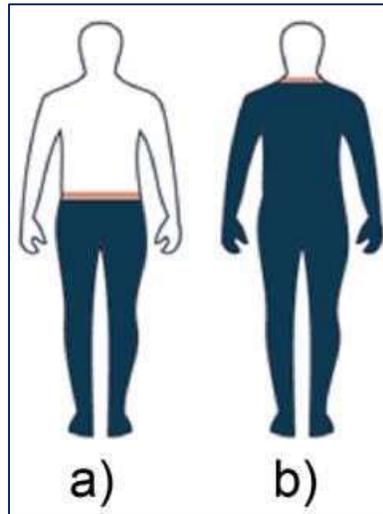


Imagen 2.26 a) Paraplejia b) Tetraplejia

Según (Creasey, Wilberger, & Young, 1997) a la paraplejia se la define como: “El deterioro o pérdida de la función motora y/o sensorial en los segmentos: torácico, lumbar o sacro (pero no cervical) de la médula espinal”. Véase tabla 2.4

Tabla 2.4 Efectos de una lesión espinal

		Nivel de lesión	Efecto
	CERVICAL	C1 a C5	Parálisis de los músculos utilizados para respirar y de los músculos de brazos y piernas; habitualmente es mortal.
		C5 a C6	Piernas paralizadas, ligera capacidad para flexionar los brazos
		C6 a C7	Parálisis de las piernas y parte de las muñecas y manos, los movimientos del hombro y de flexión del codo están relativamente preservados.
	TORÁCICA	C8 a T1	Parálisis de las piernas y del tronco, párpados caídos, pérdida de sudación en la frente (Síndrome de Horner), brazos relativamente normales, manos paralizadas.
		T2 a T4	Parálisis de piernas y tronco, pérdida de sensibilidad por debajo de los pezones.
		T5 a T8	Parálisis de piernas y tronco, pérdida de sensibilidad por debajo de la caja torácica.
		T9 a T11	Piernas paralizadas, pérdida de sensibilidad por debajo del ombligo.
		T12 a L1	Parálisis y pérdida de sensibilidad por debajo de la ingle.
	LUMBAR	L2 a L5	Diferentes patrones de debilidad y entumecimiento de piernas.
		S1 a S2	Diferentes patrones de debilidad y entumecimiento de piernas.
		S3 a S5	Pérdida de control del intestino y de la vejiga urinaria, entumecimiento en el perineo.
	SACRO		

Fuente: (Merck & Dohme, 1899)

La causa más frecuente es el trauma de esta estructura en los segmentos torácicos, lumbares o sacros. También, puede ser secundaria a trastornos congénitos, neoplasias, enfermedades degenerativas, trastornos vasculares de la aorta, problemas infecciosos e inmunológicos (Ceransky, 2004). También es muy común que se dé como resultado de accidentes de tránsito. Es una enfermedad permanente y no progresiva en las que hay pérdidas de sensibilidad en los miembros paralizados. (Rodríguez, 2003) ver Imagen. 2.27

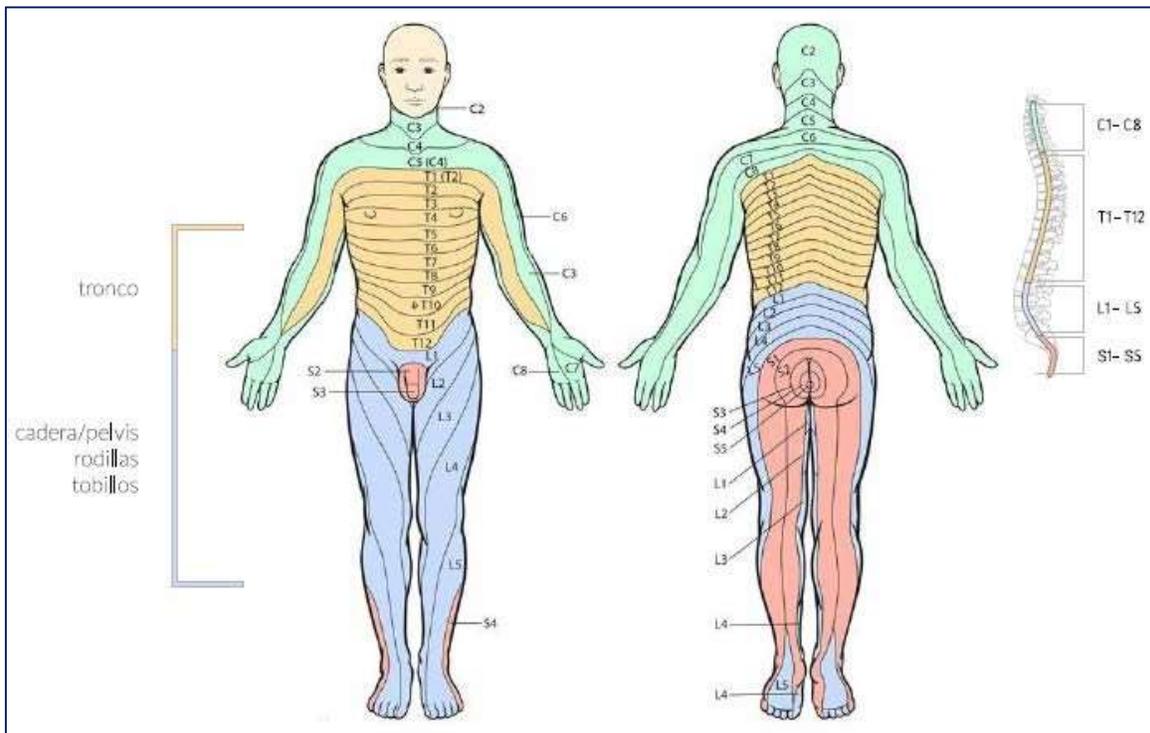


Imagen 2.27 Anatomía de la columna vertebral

2.11 Proceso de Rehabilitación

Existen diferentes maneras de realizar una rehabilitación, cada una de ellas dependerá de la gravedad de la lesión o de las necesidades que el paciente requiera, en la actualidad se utilizan varios procedimientos con diferentes herramientas o equipos que ayudan al paciente de una manera más eficaz.

2.11.1 Cinesiterapia en cama

Desde el primer momento de la aparición de la enfermedad se realizarán movilizaciones pasivas de todas las articulaciones afectadas y en todos los arcos articulares; es conveniente hacerlas dos veces al día y sin llegar a agotar a la persona con paraplejia como se muestra en la Imagen 2.28.



Imagen 2.28 Cinesiterapia en cama

2.11.2 Sedestación

Tan pronto como sea posible, se colocará al enfermo en posición sedente intentando evitar así mayor pérdida del sentido del equilibrio como se observa en la imagen 2.29. En un principio, se sentará en el borde de la cama apoyando los pies en el suelo o en un taburete, y las manos en los respaldos de dos sillas colocadas frente y a cada lado del enfermo; la mano afectada se fijará al respaldo de la silla.



Imagen 2.29 Sedestación

2.11.3 Bipedestación

Se intentará lo más pronto posible, pero en el gimnasio, con las directrices del fisioterapeuta y combinados con diversos ejercicios en las barras paralelas, esta fase de bipedestación-marcha no es posible en todos los casos como se ilustra en la Imagen 2.30

La bipedestación en paralelas o en plano inclinado debe realizarse tan pronto como sea posible por sus efectos beneficiosos. Influyen en el pronóstico de la marcha el nivel y tipo de lesión, el estado de los miembros superiores, la edad, peso y talla; se utilizará ayudas según el nivel de la lesión, por debajo de L3 no suele hacer falta, en L4 hace falta algún dispositivo bajo que impida la extensión plantar del pie. Y finalmente, la máxima consecución de la rehabilitación sería la marcha, el poder caminar. (Bernal, Red de salud de Cuba, 2012)



Imagen 2.30 Bipedestación

En términos generales, los médicos y los fisioterapeutas hacen hincapié en el entrenamiento “sit to stand” y en el entrenamiento de reposo para la rehabilitación de pacientes parapléjicos que tienen un deterioro en sus piernas debido a una lesión de la médula espinal, un accidente cerebrovascular, etc. El apoyo físico de los miembros inferiores durante las transferencias de sit to stand y stand to sit es importante para una vida independiente de pacientes con paraplejia. (Tsukahara , Kawanishi, Hasegawa, & Sankai, 2009)

El entrenamiento trae varias ventajas tales como la extensión de la gama del movimiento, la activación de los sistemas circulatorio y respiratorio, el alivio de la espasticidad, y la

prevención de la escoliosis. En la Imagen 2.31 se detallan las diversas fases para sit to stand y stand to sit.

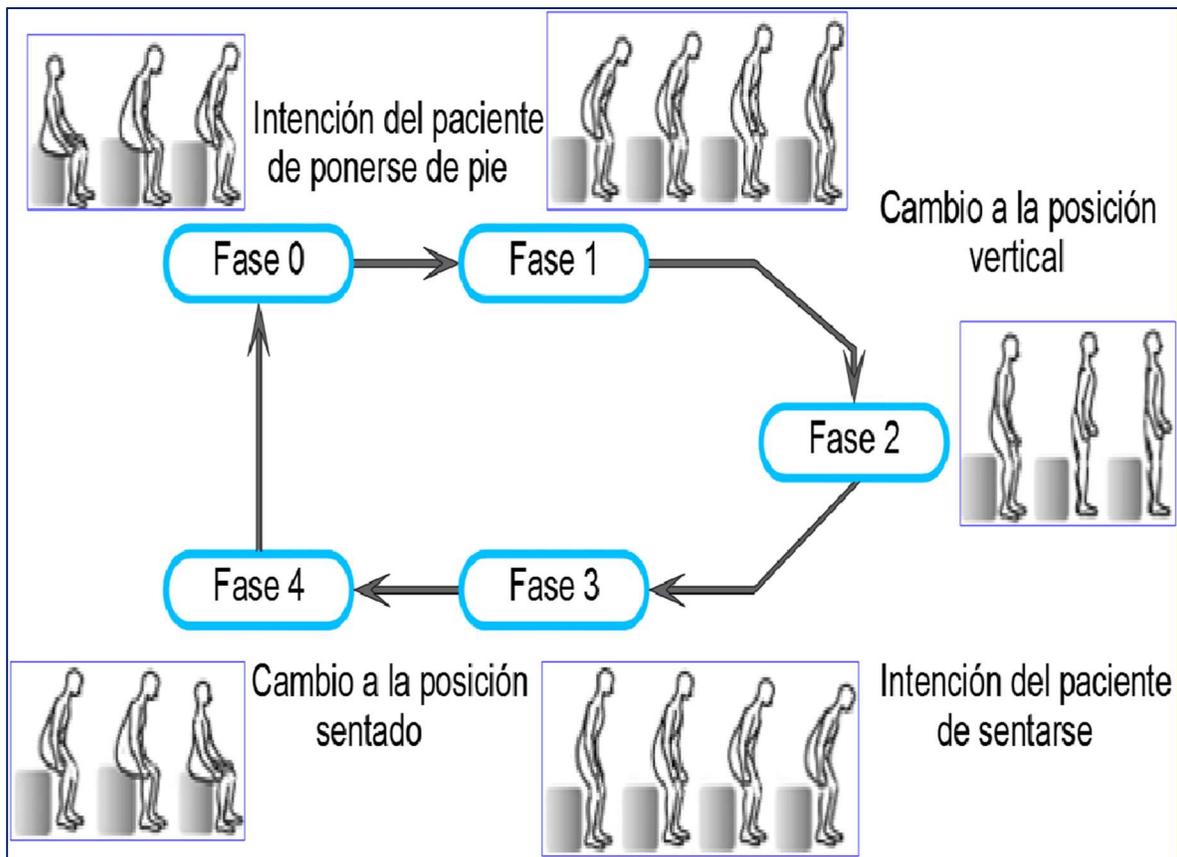


Imagen 2.31 Fases de la transición sit to stand a stand to sit

2.11.4 Mecanoterapia

La mecanoterapia es una disciplina que se engloba dentro de la fisioterapia y es la utilización terapéutica e higiénica de aparatos mecánicos destinados a provocar y dirigir movimientos corporales regulados en su fuerza, trayectoria y amplitud como se muestra en la Tabla 2.5 (Bernal, Red de Salud de Cuba, 2010).

Tabla 2.5 Mecanoterapia

Equipamiento	Movimiento	Equipo
Fijo	Desplazamientos	Barras paralelas de marcha
		Plataforma con escalera y rampa
	Tracción	Espaldares
		Escalera de dedos
		Tracción cervical
		Tracción lumbar
	Rotación	Rueda de hombro
		Rueda de muñeca
	Potenciación muscular	Poleas de pared
		Banco de cuádriceps
		Banco de Colson
		Jaulas de Rocher
		Andadores
		Bastones y muletas
Móvil	Desplazamiento	Sillas de ruedas
		Bipedestadores
		Bicicleta isocinética
	Rotación	Juegos de pesas
		Zapato Delorme
	Potenciación muscular	Tablas y discos de Bohler
		Mesa de manos
		Tablero AVD
	Arcos de movimiento	Colchonetas
		Camillas
Plano inclinado		
Varios		

Fuente: (Luis, 2016)

2.11.5 Bipedestador

En la Imagen se muestra los tipos de bipedestadores más comunes, pero antes hay que conocer la definición de este equipo, por lo que según (Hospital Aita, 2005) un bipedestador es: “Un dispositivo que permite mantenerse de pie a las personas que no pueden hacerlo de forma autónoma, además proporcionan un apoyo en la región pre-tibial proximal, en el sacro y en la parte anterior del tronco, permitiendo así mantener al usuario de pie. Ver Imagen. 2. 32



Imagen 2.32 Tipos de bipedestadores

Su correcto uso permite funcionalizar la postura, tonificar y elongar sus músculos, ejercitar su sistema gastrointestinal, urinario, cardiovascular y óseo, aumentar la capacidad respiratoria y evitar úlceras por compresión en los tejidos. (Fernández, Engelberger, & Sasseti, 2015)

Razones médicas para utilizarlo:

- Mejora la movilidad
- Reduce contracturas musculares y articulares
- Reduce la presión en los tejidos
- Mejora la circulación sanguínea y la de respiración
- Reduce los espasmos musculares
- Ayuda en el desarrollo esquelético
- Mejora la función digestiva e intestinal
- Normaliza la función renal y de la vejiga
- Ayuda a mantener la integridad de los huesos Beneficios de la salud (Chinesport, 2016, pág. 2)
- Disminuye las llagas por decúbito

- Disminuyen el riesgo de déficit de retorno venoso
- Podría disminuir la espasticidad de los miembros inferiores
- Ayuda a prevenir el recogimiento de los músculos de los miembros inferiores
- Estimula el sistema cardiovascular
- Mejora la capacidad de respiración del diafragma
- Mejora las funciones del intestino
- Disminuye el riesgo de la pérdida del sentido de la posición vertical

2.11.6 Bipedestadores de nueva generación

Con el paso del tiempo y las nuevas necesidades de los pacientes se han tenido que ir actualizando los procedimientos de rehabilitación, así como los equipos. Con el uso de nuevas tecnologías en la simulación y diseño se han construidos nuevos bipedestadores.

2.11.6.1 Bipedestador Infantil Bantam

Es el único bipedestador infantil que permite combinar sentarse con estar de pie como opción añadida, haciendo que sea más seguro y más fácil transferir de pie a su hijo.

Alterna una variedad de posiciones, su hijo puede estar de pie durante un largo periodo de tiempo para maximizar los beneficios para su salud.

Características

Traslados: Su hijo puede ser transferido dentro del bipedestador infantil Bantam con una transferencia de asiento-a-asiento por una lateral, transferencia plana para transmisión de carga, o transferencia de flexión a cargar.

Transiciones: La transición de sentarse-y-pararse naturalmente ayuda a minimizar la ansiedad del niño. Un cuidador ayuda a su hijo en una posición de pie con una elevación del resorte de asistencia, o el niño puede alcanzar la posición independiente con la bomba hidráulica manual (opcional) o Pow'r Up Lift (opcional).

Posiciones: Mediante la combinación de las funciones de sentarse-y-pararse del bipedestador infantil Bantam con la opción de Supino las posiciones de estar sentado y estar de pie la opción Supino es alcanzable. Incluso para los niños que tienen contracturas pueden soportar el peso y evolucionan a una posición de pie más vertical. Ver imagen 2.33



Imagen 2.33 Bipedestador Bantam

2.11.6.2 Bipedestador Monkey

Específicamente diseñado para seducir a los niños pequeños y sus familias, el bipedestador *Monkey de Jenx* es una diversión ideal y una suave introducción a la bipedestación. Esto significa que se puede controlar el progreso de un niño y modificar el ángulo de la tabla de acuerdo con los cambios en su capacidad, gracias a sus características, el buen soporte pélvico y la flexibilidad en el posicionamiento de las piernas. Ver imagen 2.34



Imagen 2.34 Bipedestador Monkey

2.11.6.3 Bipedestación por grúa

El arnés bipedestador con dos cinturones es adecuado para los usuarios con estómagos grandes, ya que las correas se pueden separar y ajustar por encima y debajo del vientre.

Proporciona una buena sujeción en la parte inferior de la espalda, dando al usuario sensación de seguridad cuando se levanta y al estar de pie con buen control de la parte superior del cuerpo y las extremidades inferiores, se utiliza para transferencias desde una posición sentada. Ver imagen 2.35.



Imagen 2.35 Bipedestación con grúa

CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA

El abordaje del diseño del dispositivo que se planteó en este proyecto, tuvo en cuenta para su realización, los pasos del flujo de diseño en ingeniería, los cuales fueron:

1. El reconocimiento de una necesidad.
2. Especificaciones y requisitos que debe cumplir la máquina para solucionar la necesidad.
3. Estudio de las posibilidades: para verificar el posible éxito o falla de una propuesta, tanto desde el punto de vista técnico-funcional como económico.
4. Síntesis de diseño creativo: en esta fase del diseño, los investigadores deben actuar como fisioterapeutas, inventores y artistas, con el fin de crear la máquina.
5. Diseño preliminar y desarrollo: dibujos de la máquina como un todo y de las partes específicas de la misma, de las dimensiones y notaciones importantes, así como también vistas seccionales auxiliares, que expliquen completamente el diseño propuesto. Además, se hacen estudios cinemáticos, que incluyen el diseño de la máquina y los posibles movimientos que debería realizar.
6. Diseño detallado: se refiere al aparejo actual y dimensionamiento de todos los componentes individuales, tanto de los comprados como los fabricados, que constituyen el producto total, dispositivo o sistema.

3.1 Normas de materiales

Se utilizó la norma de ASTM A01 para materiales ferrosos ya que al ser aplicada al diseño estructural del bipedestador deberá de ser lo suficientemente fuerte para soportar la carga a la cual será sometido debido al peso del paciente aunado al peso propio del equipo.

3.1.1 Verificación de las normas estándar.

Así mismo se realizó la investigación de las normas utilizadas durante esta tesis, las cuales fueron descritas con anterioridad, en este caso solo se hará específico el uso de las normas y como afectará sobre el diseño y simulación del bipedestador.

3.2 Dimensiones de estructura del dispositivo bipedestador

Se tuvo en cuenta las dimensiones de cada uno de los componentes que tendrá el bipedestador, así como el peso total que debe de soportar la estructura, por lo tanto, este debe ser regido por las medidas antropométricas que se abordaron en la justificación del proyecto en donde se menciona que será empleado el dispositivo en niños que oscilen las edades de 5 a 9 años y un peso de 35 a 75 kilos.

3.3 Análisis funcional

Se realizó un diagrama esquemático de las funciones del bipeDESTADOR y todas las características y beneficios que se tendrán al momento de utilizar este bipeDESTADOR. Ver imagen 3.1

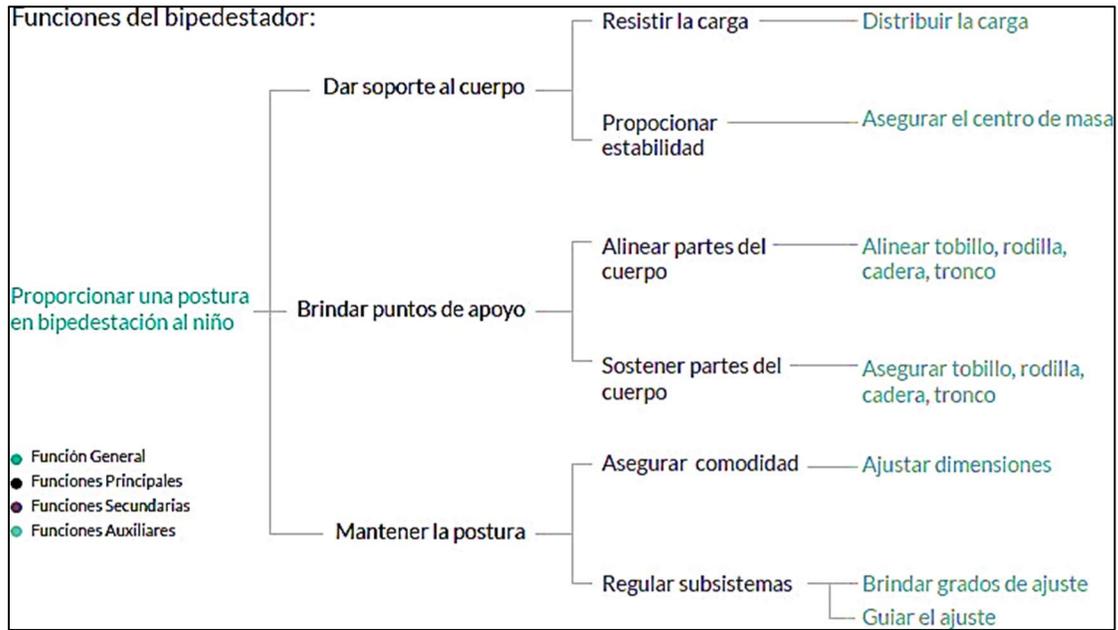


Imagen. 3.1. Árbol de funciones

3.4 Componentes principales del BipeDESTADOR

Es necesario diseñar cada uno de los componentes de acuerdo a los tipos de rehabilitación que se pueden utilizar con este bipeDESTADOR, por lo tanto, en la tabla siguiente se describen cada uno de ellos. Ver tabla 3.1

Tabla 3.1 Componentes principales del bipedestador

Componentes principales	Descripción
Soporte axilar telescópico	Es la parte superior del dispositivo bipedestador se une a la base del soporte con la cualidad de ser de ajuste telescópico para así poder tener un mayor rango de dimensionamiento cumpliendo así con la versatilidad para ser utilizado por diferentes infantes
Base soporte	Es la base del bipedestador generando así una correcta distribución del peso del paciente en los cuatro puntos de apoyo (llantas) y así a su vez generar la estabilidad que se requiere.
Skies para acomodo de pies	Son los elementos móviles bidireccionales en donde el paciente colocará sus pies y por medio de los “cuernos” transmitirá la fuerza requerida para generar desplazamiento.
Mecanismo “cuernos”	Son las palancas que fungen como elementos motrices y unión entre el tren superior y el tren inferior del niño.
Llantas	Se respetó el diseño de dichas llantas de acuerdo a las que se encuentran en el mercado y su función es generar movimiento con el mínimo de fricción.
Pañalera para soporte del paciente	Pañalera utilizada para dar soporte a la paciente ubicada en el centro de la basa del bipedestador generara una correcta distribución del centro de gravedad y del peso corporal.
Freno	Indispensable para cuando sea requerido un bloqueo del movimiento del dispositivo

3.5 Principio de funcionamiento

Básicamente, un bipedestador es una estructura en la cual el cuerpo del niño se apoya y sujeta para verticalizarse.

Como toda estructura, deben cumplirse ciertas condiciones de equilibrio para que esta no colapse: La suma de las fuerzas externas que actúen sobre el cuerpo deben ser cero. $\Sigma F = 0$

Esto quiere decir que está en equilibrio porque la resultante de las fuerzas que están actuando sobre él se cancela entre ellas.

El cuerpo no debe tener tendencia a girar. En ningún punto, es decir: $\Sigma \tau = 0$

El equilibrio del sistema se basa en la Primera y Tercera Ley de Newton, estas mismas son explicadas en el capítulo de Marco Teórico.

Además de mantener la estructura estable, el bipedestador debe sostener el cuerpo del niño en posición. Según los expertos, debe haber como mínimo 2 fuerzas contrarias al cuerpo para que éste quede en vertical (Vargas González, 2016)

Las fuerzas pueden venir de distintas maneras siempre y cuando bloqueen las articulaciones de rodillas, caderas y tobillos. También se puede aplicar una fuerza en el tronco o pecho si es necesario.

El sistema siempre procura mantener dentro de sí el centro de gravedad del niño. Normalmente utiliza 4 puntos de apoyo.

3.6 Medidas antropométricas

Para efectos del proyecto, se decidió utilizar las medidas de niños en crecimiento normal de los 5 a 9 años de edad.

Se miden por talla (estatura), diámetro cefálico y peso. Si el niño no cumple con las medidas normales, está en peligro y por lo tanto debe estar en observación. (Villalobos, 2016).

Es así como las dimensiones en el proyecto se basan en tablas de medida de estatura y peso de la Organización Mundial de la Salud, de la teoría de proporciones del cuerpo humano y otras medidas globales a la mano como el diámetro torácico.

Según las proporciones teóricas del cuerpo humano, un niño de 12 meses tiene una proporción de 4 cabezas, mientras que uno de 3 años de 5 cabezas.

Con esta información se hizo un cálculo aproximado de las siguientes medidas en percentiles 5 y 95:

- Altura radial (a la cintura)
- Altura a la cresta ilíaca (cadera)
- Altura al hueco poplíteo

Se tomaron las estaturas y se dividieron entre las proporciones, según la edad. Esto dio como resultado la medida respectiva. Ver imagen 3.2 y tabla 3.2.

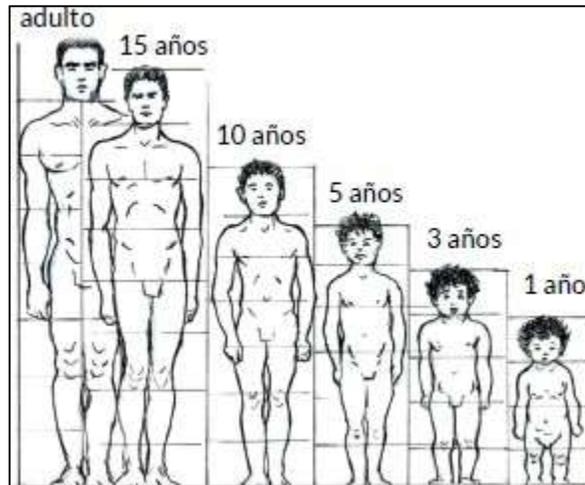


Imagen. 3.2 Medidas antropométricas

Tabla 3.2 Tamaños en infantes

Edad	Peso Medio	Talla
Recién nacido	3,4 kg	50,3 cm
3 meses	6,2 kg	60 cm
6 meses	8 kg	67 cm
9 meses	9,2 kg	72 cm
12 meses	10,2 kg	76 cm
15 meses	11,1 kg	79 cm
18 meses	11,8 kg	82,5 cm
2 años	12,9 kg	88 cm
3 años	15,1 kg	96,5 cm
4 años	16,07 kg	100,13 cm
5 años	18,03 kg	106,40 cm
6 años	19,91 kg	112,77 cm
7 años	22 kg	118,50 cm
8 años	23,56 kg	122,86 cm

3.7 Diseño y modelado.

El último paso que se realizó fue el diseño de los elementos que constituyen el bipedestador, así como el modelado en Solidworks®, el cual nos ayudara a corroborar que los elementos en conjunto cumplen con el objetivo principal. Todos los diseños fueron realizados en base a la norma de diseño y tolerancias para la correcta funcionalidad del mecanismo.

Los diseños de los siguientes elementos solo se modelaron, ya que tienen derechos reservados, por lo tanto, se respetaron dimensiones y componentes internos.

- *Llantas del bipedestador

- *Pañalera para soporte del paciente

- *Correas ajustables para la sujeción de pañalera

- *Almohadillas de neopreno con funda de lona de alta durabilidad

CAPÍTULO 4 DISEÑO MODELADO Y SIMULACIÓN EN SOLIDWORKS®

El bipedestador constará con un diseño a partir de los valores máximos dentro de un rango de ciertos parámetros antropométricos y demográficos tomados a partir de niños que oscilan entre 5 y 9 años de edad para las cuales se realizó una investigación de campo en el CRIT; por lo que fue preciso contemplar la posibilidad de un sistema reajutable de tal forma que se adapte a la variación geométrica del tipo de personas examinadas.

4.1 Análisis tecnológico

De acuerdo a las necesidades del usuario y a los análisis realizados, se limitaron los materiales a plásticos, metales y textil. Además de piezas estándar.

Esto responde a la necesidad de una estructura que se mantenga estable y que pueda mantenerse con facilidad, además de contemplar la disminución en los tiempos de fabricación y, por lo tanto, de entrega del bipedestador.

Por ello clasificaremos dichos materiales empleados como materiales estructurales y materiales de confort.

Además, se debe de tomar en cuenta factores como:

- Humedad en exteriores
- Hongos
- Polvo y suciedad
- Piso en interiores
- Mantenimiento esperado

Los bipedestadores que se mantienen en los centros de rehabilitación como en la Escuela Centeno Güell se mantienen en los pasillos exteriores bajo techo. La humedad ha maltratado a piezas de madera y algunos tienen hongos (León, 2016)

Otro factor muy importante a tener en cuenta es la alergia al látex en los puede provocar reacciones inesperadas en estos niños, provocando la muerte.

4.2 Materiales estructurales.

Se eligieron dos metales para analizar, el acero y el aluminio. Las razones son la facilidad de conseguirlos en el mercado y que son aptos para estructuras. Ver tabla 4.1

Tabla 4.1 Comparativa entre acero y aluminio

Características Físicas y Mecánicas	Acero (A37, A42, A52)	Aluminio
Peso Específico (gr/cm ³)	7,85	2,70
Punto de Fusión (°C)	1535	658
Coefficiente de Dilatación Térmica Lineal (10 ⁻⁶ °C ⁻¹)	11	23
Resistividad Eléctrica (microhmios-cm ² /cm)	19	2,8
Resistencia a Tracción (N/mm ²)	370-620	250-300
Límite Elástico 0.2 (N/mm ²)	240-360	270
Módulo de Elasticidad (N/mm ²)	200.000	65.000

4.2.1 Materiales de confort.

Existen muchas variedades de plásticos que pueden funcionar para el diseño del bipedestador. Sin embargo, se debe pensar primero en una estrategia de fabricación antes de poder elegir el material con el cual trabajar.

Esto porque dependiendo del tipo de fabricación que se elegirá, así se dispondrá del tipo de plástico a utilizar.

En este caso se utilizará soportes axilares con recubrimiento en neopreno que se encuentran en el mercado existente.

El neopreno es otra opción de uso. La gran resistencia a daños provocados por flexiones y torsiones y la gran facilidad de limpieza, así como su impermeabilidad permiten que la tela sea apta para su uso en este proyecto.

Otros elementos a considerar son las espumas que le darán apoyo y comodidad y evitará que se puedan hacer puntos de presión. Además de otros elementos como las cintas de nylon que dan adaptabilidad a los sistemas de mochila y las venillas de tapicería que refuerzan los bordes de las telas.

En el caso de los materiales textiles (forros) deben ser telas resistentes a la tensión, que permitan la transpiración y que brinden comodidad al usuario aun cuando las condiciones de uso son extremas.

Cabe mencionar que el sistema de elevación será controlado de acuerdo al grado de extensibilidad que presente la persona con paraplejia, con lo cual se podrá realizar una recuperación paulatina. Esto se lo hace en vista de que las personas con discapacidad física no pueden ser sometidas a movimientos bruscos, para lo cual el sistema indicado se moverá de una forma gradual que permita ejercitar las extremidades inferiores, para luego de haber alcanzado una posición bípeda ir aumentando el período en esta postura. Este proceso es importante porque permite que la descarga del peso del cuerpo caiga sobre las superficies plantares y no sobre las prominencias óseas, es decir, que cuando el ángulo de inclinación es inferior a 90° , el peso del cuerpo se distribuye entre el tronco y las piernas lo cual produce úlceras por la presión ejercida cuando la persona pasa demasiado tiempo sentada.

Para corregir la postura se requiere de soportes con un juego de cintas para que mantengan a la persona erguida y confinen su movimiento, asegurando que no pierda el equilibrio por cambios de postura, ya que esto afectaría la ubicación del centro de masa, afectando por completo al bipedestador y podría poner en riesgo la seguridad de la persona. Al mismo tiempo, los soportes estarán complementados con almohadillas para el cuidado de la piel del usuario

Debido a que el fabricante esta normalizado y estandarizado se respetó las dimensiones que está manejando en las almohadillas protectoras de neopreno con funda de lona. Ver imágenes 4.1,4.2 y 4.3

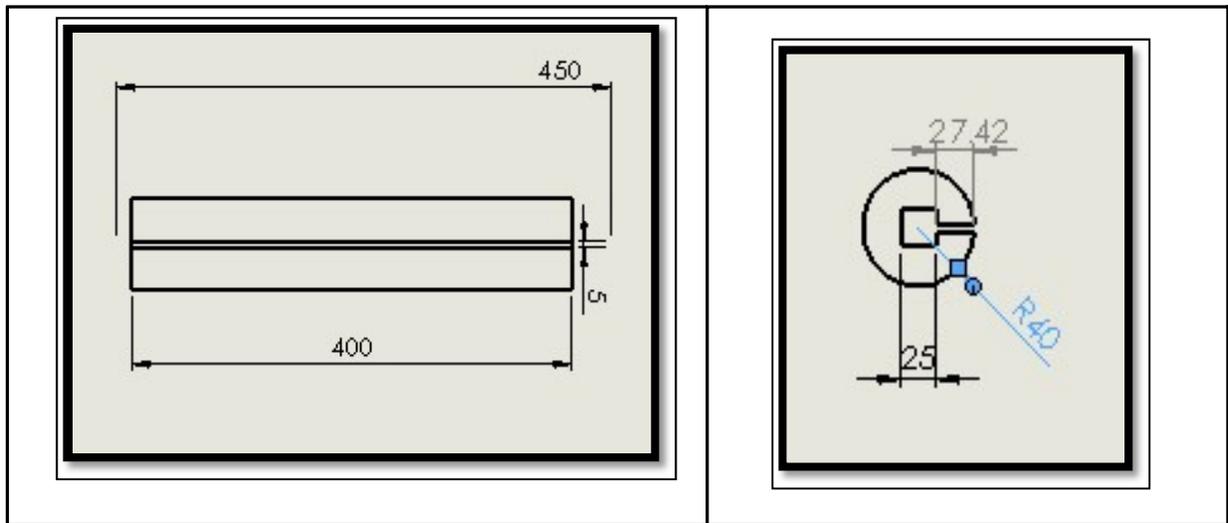


Imagen. 4.1 Dimensiones de almohadilla de neopreno con recubrimiento en lona

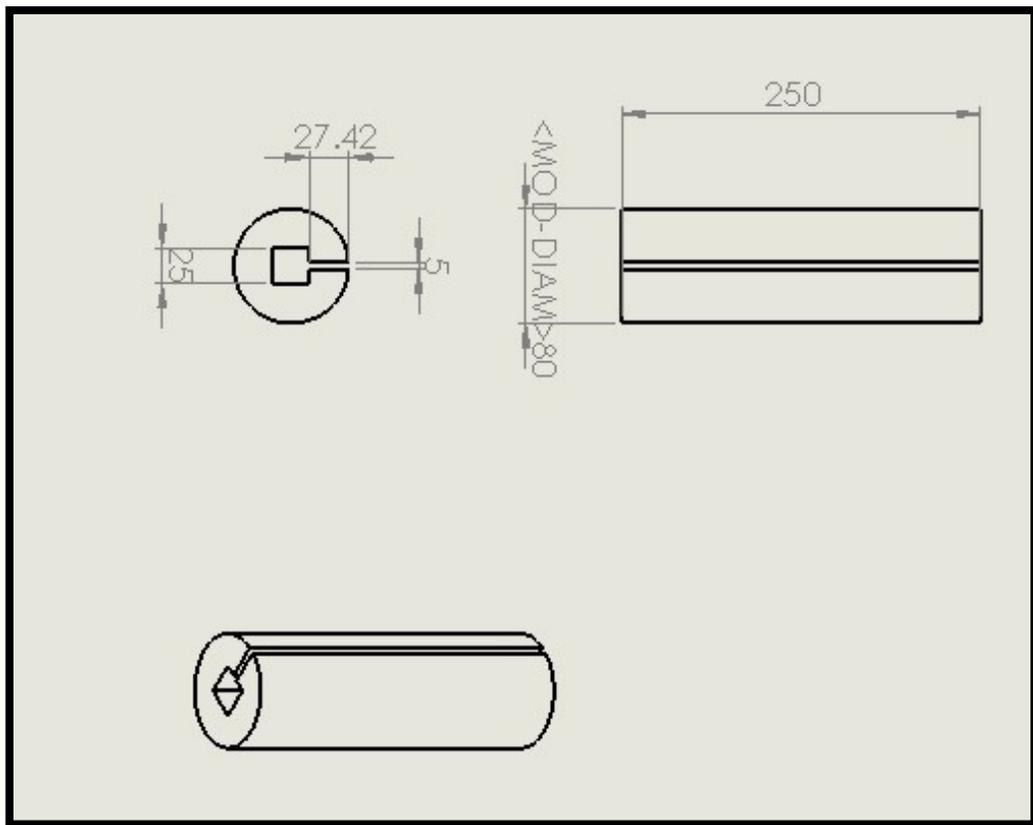


Imagen. 4.2 Dimensiones de almohadilla de neopreno con recubrimiento en lona

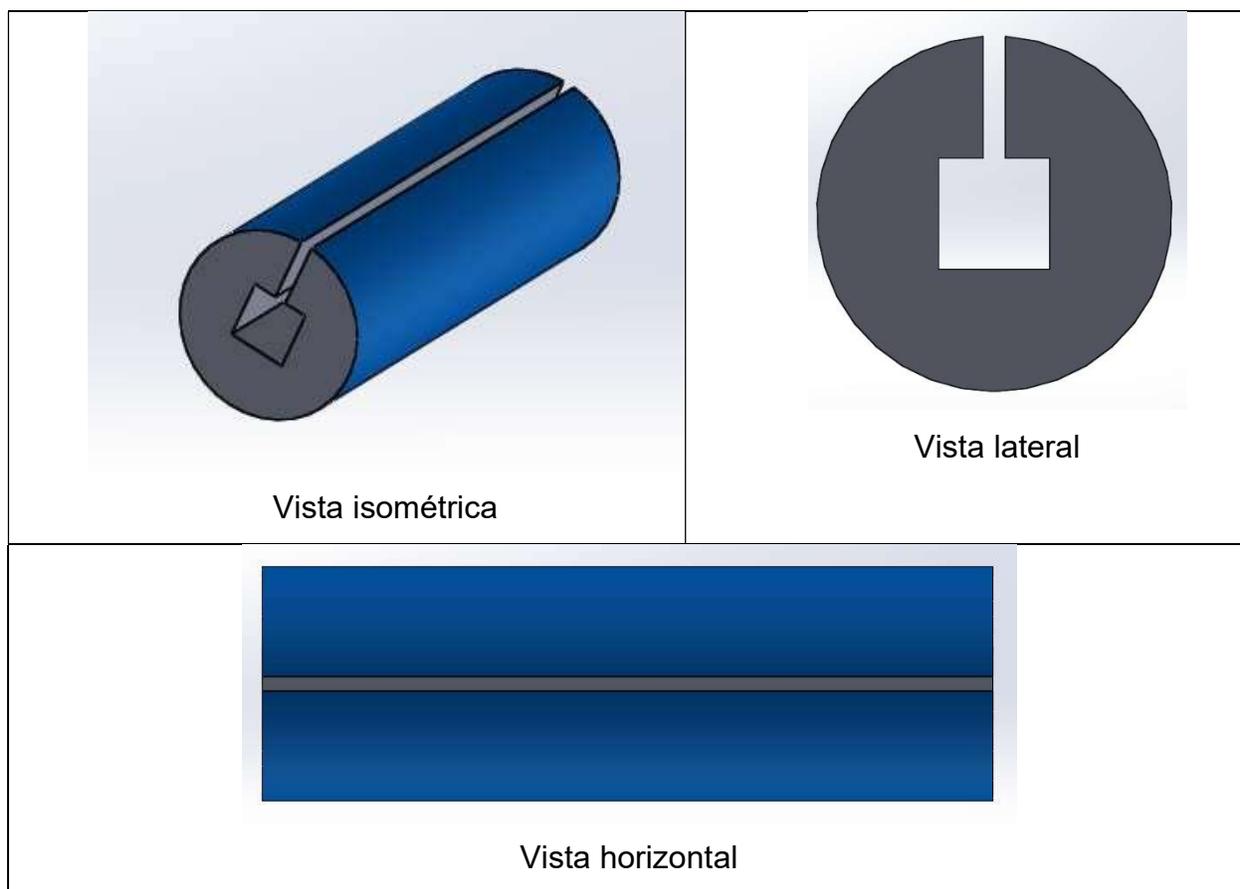


Imagen. 4.3 Almohadilla corta de neopreno con recubrimiento en lona vista isométrica horizontal y lateral.

4.2.2 Cuernos de bipedestador

Son los elementos estructurales tubular que ayudaran a realizar el movimiento de piernas por medio de la aplicación de una fuerza en brazos, y poder simular el caminado sin llegar a someter a una carga las piernas. Ver imagen 4.4,4.5

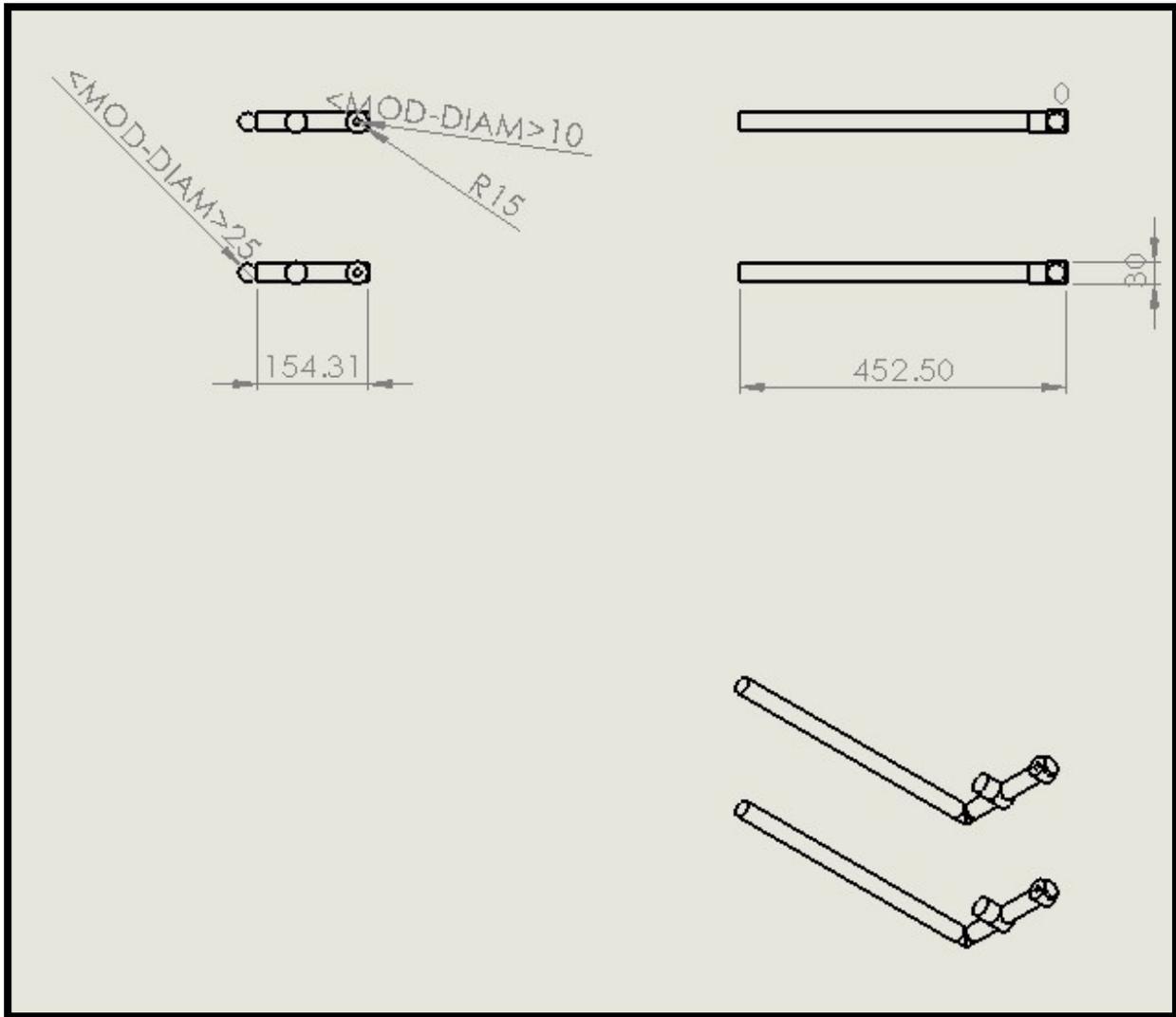


Imagen.4.4 Plano constructivo cuernos

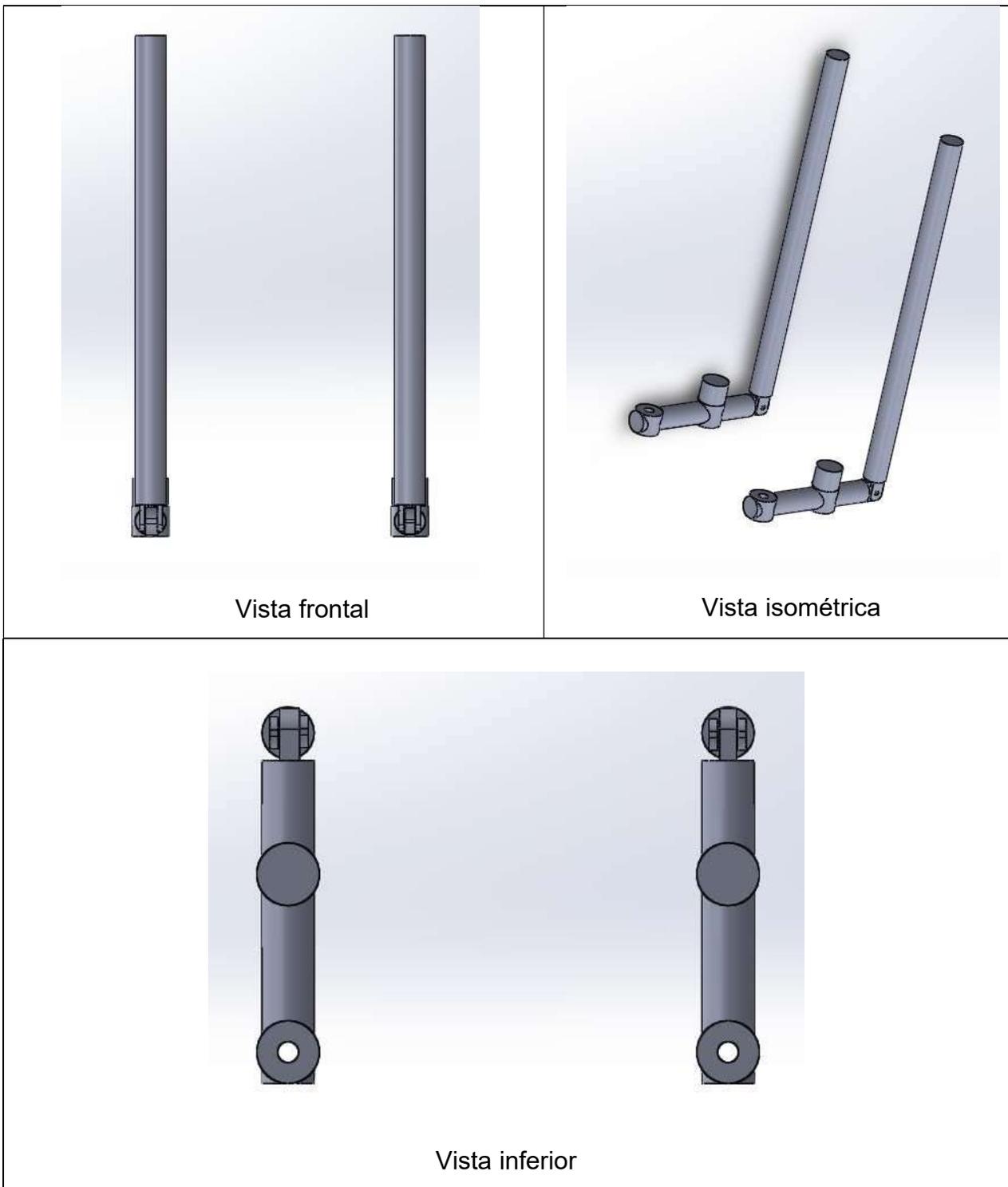


Imagen. 4.5 Cuernos del bipedestador vista frontal, isométrica e inferior.

4.2.3 Soporte de pies (Skies)

Este elemento es la base que soportara los pies de la persona y en conjunto con los cuernos ayudara a poder realizar el ejercicio de rehabilitación. Ver imagen 4.6 y 4.7.

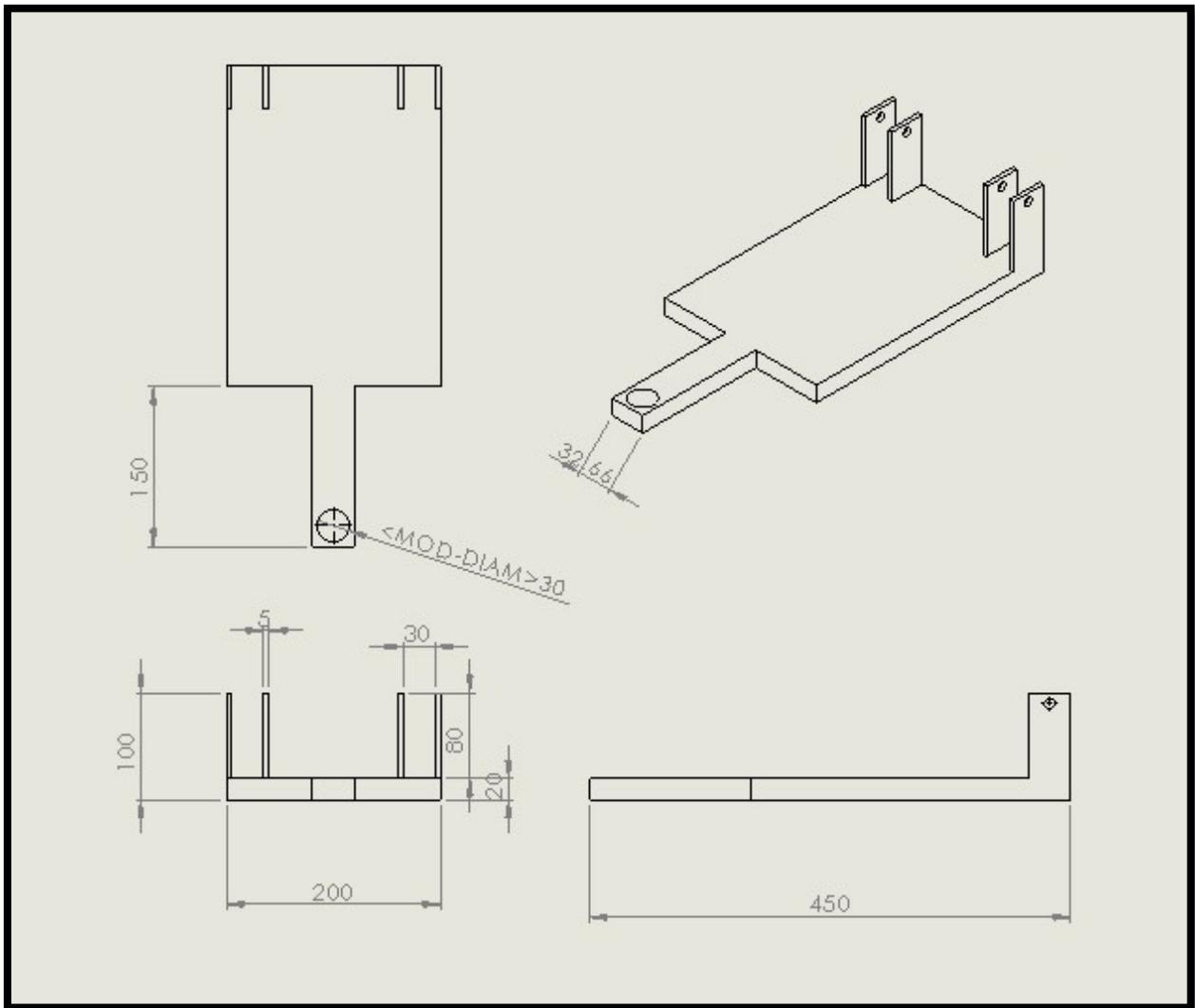


Imagen. 4.6 Plano constructivo Skies bipedestador

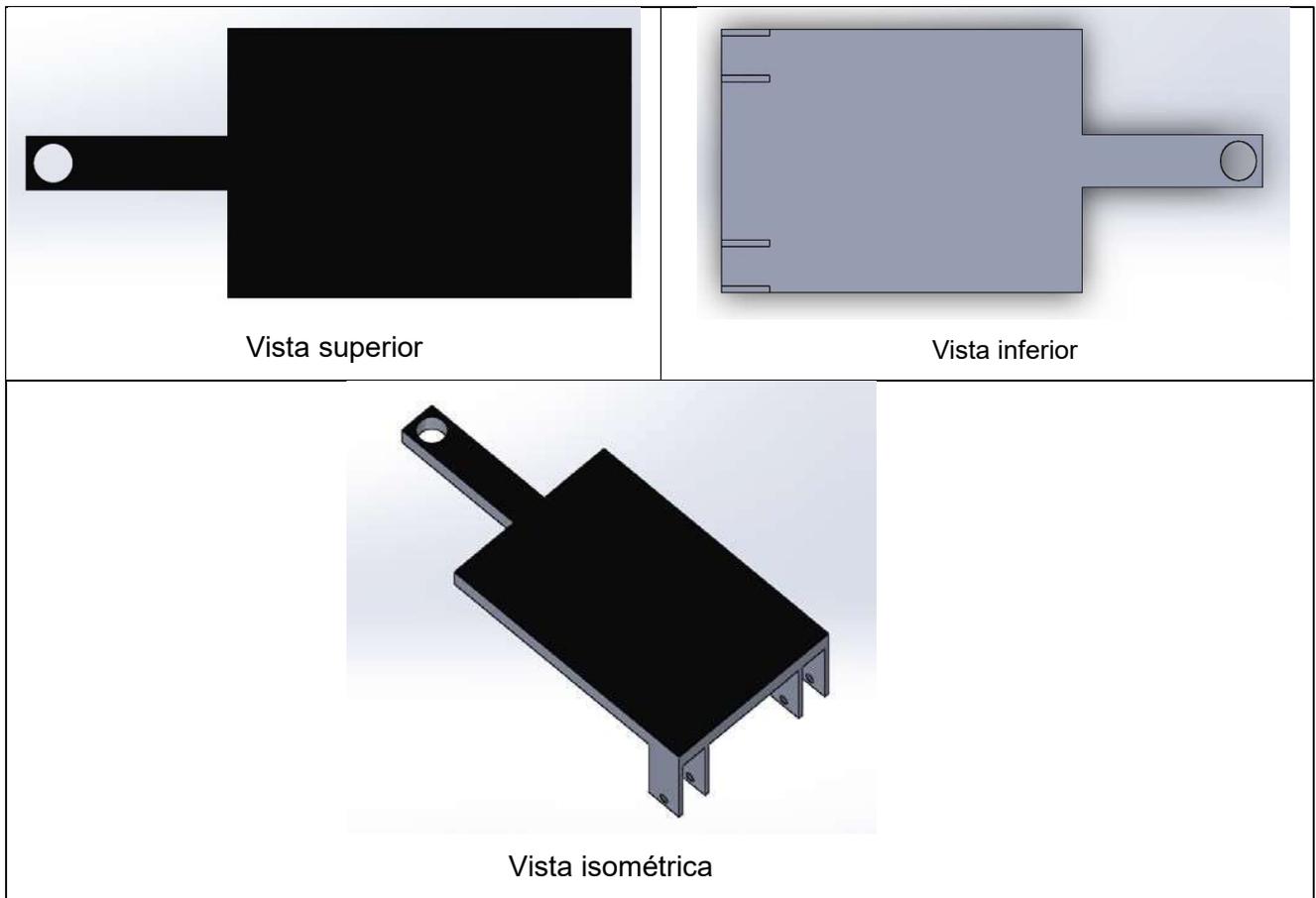


Imagen.4.7 Vitas superior, lateral, inferior e isométrica de Skies bipedestador.

4.2.4 Extensión de cuernos

La extensión de cuernos son los elementos que están unidos a los cuernos principalmente para poder lograr el acercamiento en altura a la persona cuando esta se encuentre en posición vertical, de igual manera ejerce un efecto apalanca ya que al ser de una mayor longitud podrá ejercer menos esfuerzo para generar un mayor movimiento en los Skies. Ver imagen 4.8 y 4.9.

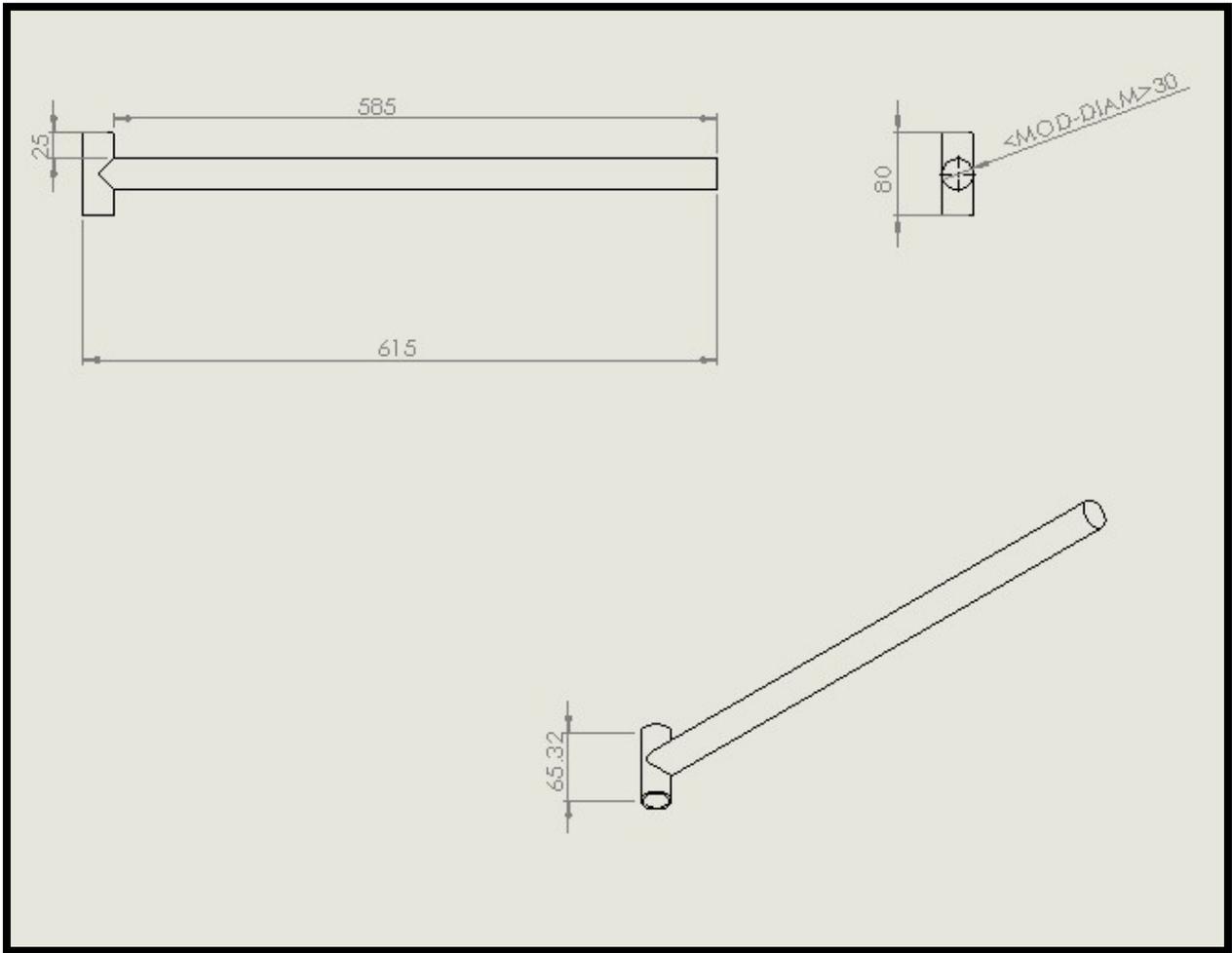


Imagen. 4.8 Planos constructivos de extensión de cuernos motrices

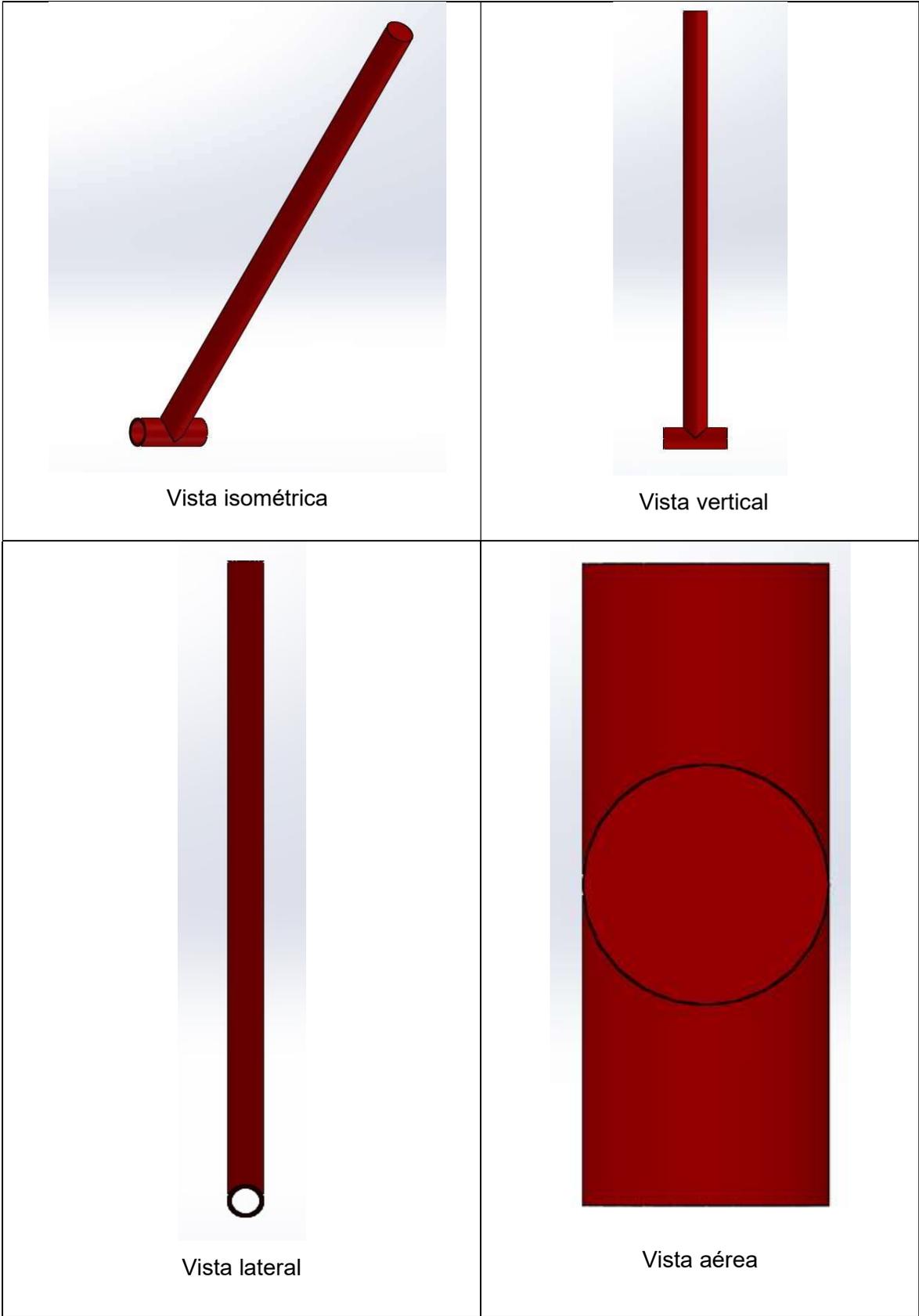


Imagen. 4.9 Cuernos motrices vista isométrica, lateral, frontal y de planta.

4.2.5 Elemento de frenado

El elemento de frenado está diseñado con la finalidad de poder fijar todo el bipedestador y así poder evitar el movimiento errático del mismo, ya que el bipedestador debe estar fijo, más, sin embargo. Dicho bipedestador debe ser transportable. Por lo tanto, el diseño de este elemento es prioridad. Ver imagen 4.10 y 4.11.

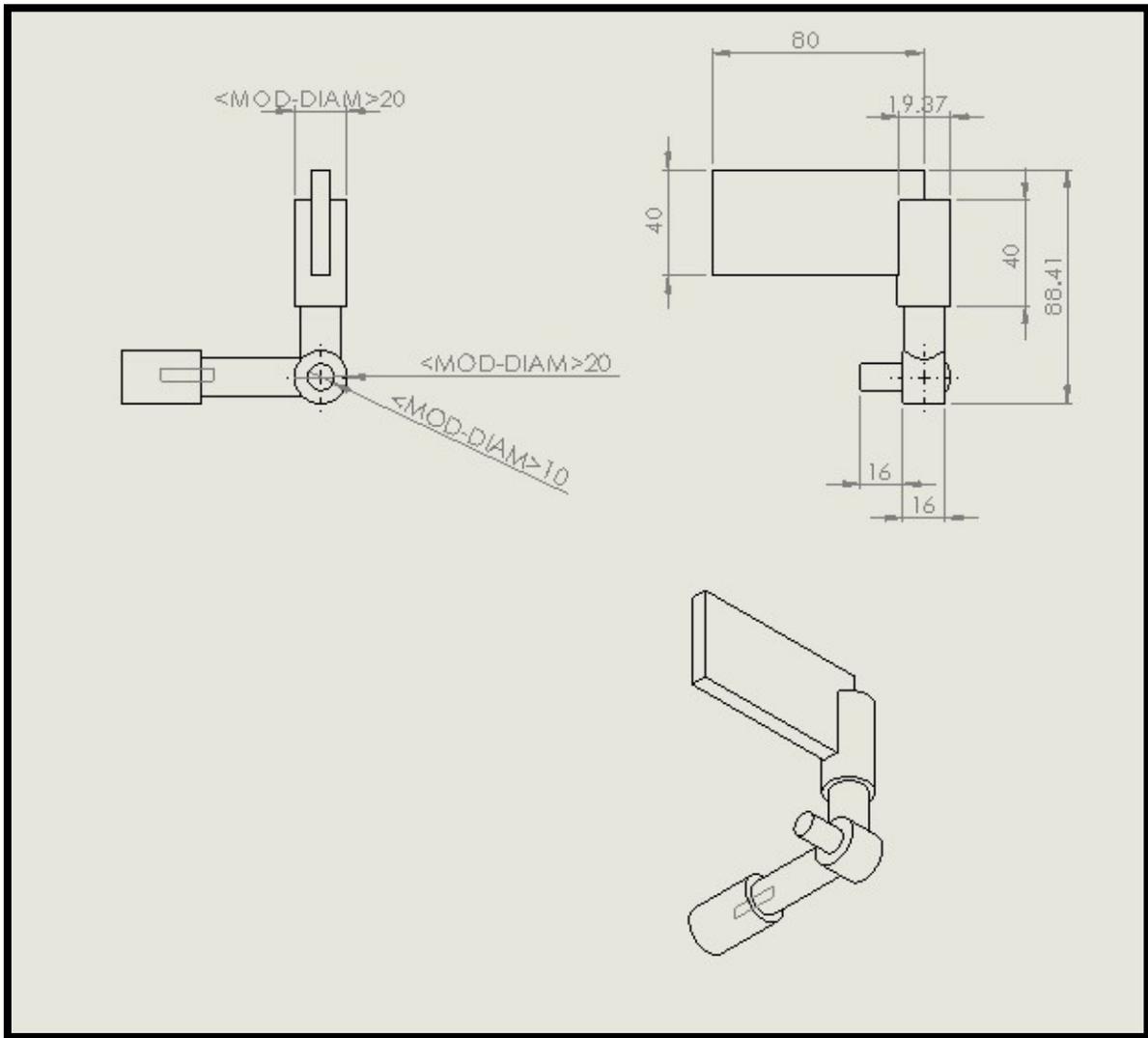


Imagen.4.10 Plano constructivo del freno

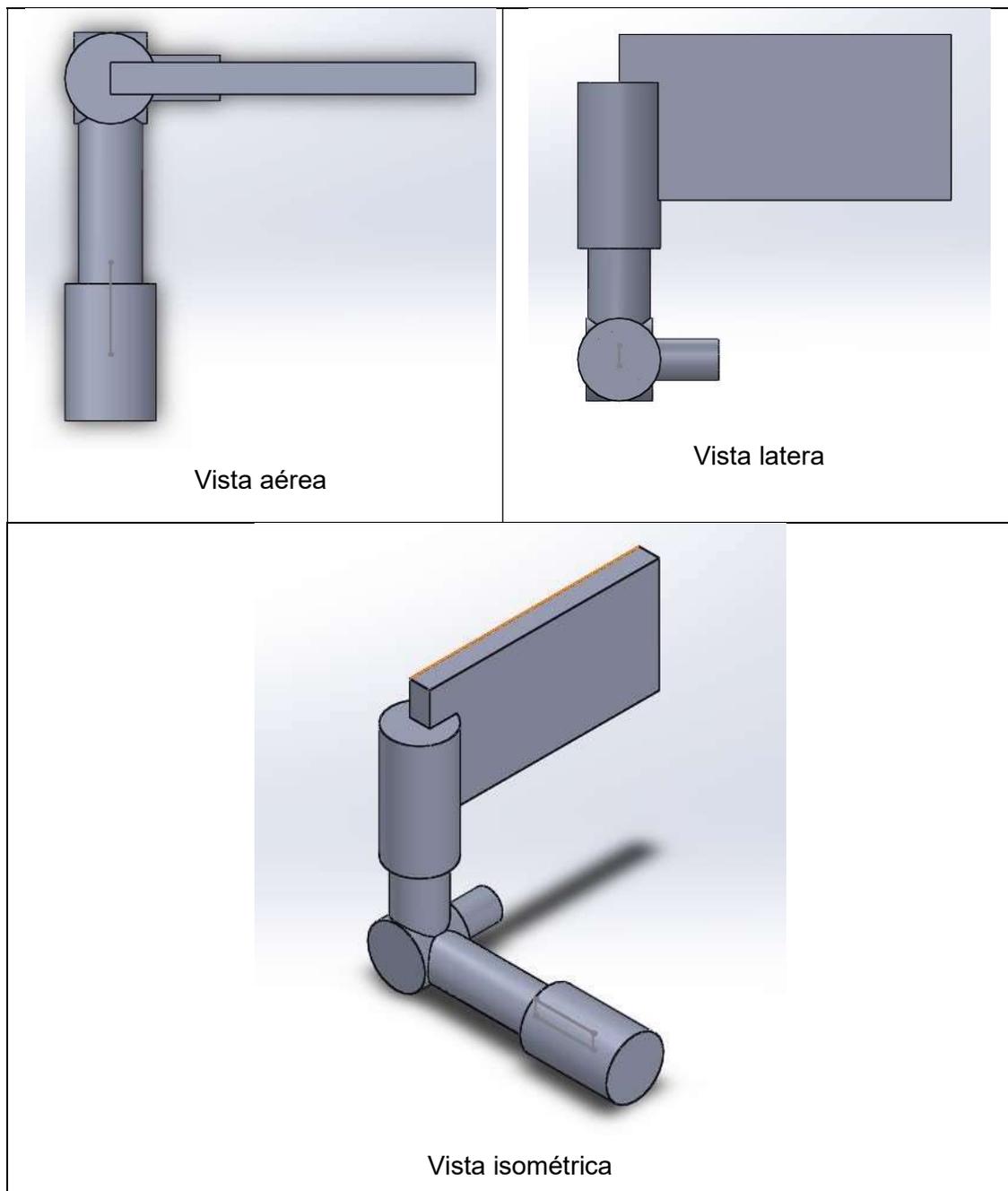


Imagen. 4.11 Freno de bipedestador vista frontal lateral e isométrica.

4.2.6 Rueda de bipedestador

Este elemento está diseñado con la finalidad de permitir una forma de transporte del bipedestador, y sobre todo que debe dar soporte al mismo, ya que este tipo de rueda estará colocada tanto en la estructura del bipedestador como en los Skies, esto para eficientar y ayudar a el movimiento del mismo. La configuración y diseño de la rueda tiene que ser de materiales industriales debido al constante uso y deberá soportar la fricción al que estará sometida tomando en cuenta que estará soportando el peso de la persona que este usando el equipo de bipedestación. Ver imagen 4.12 y 4.13.

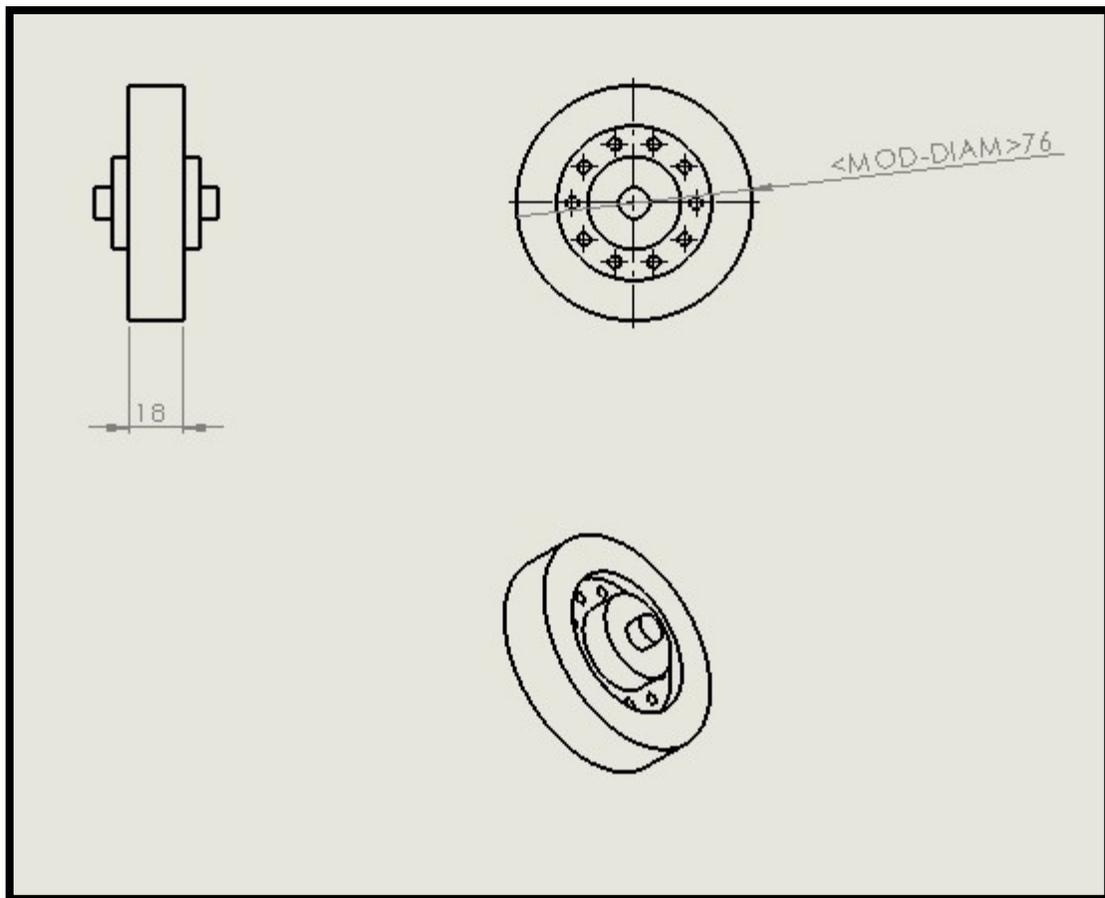


Imagen. 4.12 Plano constructivo ruedas bipedestador

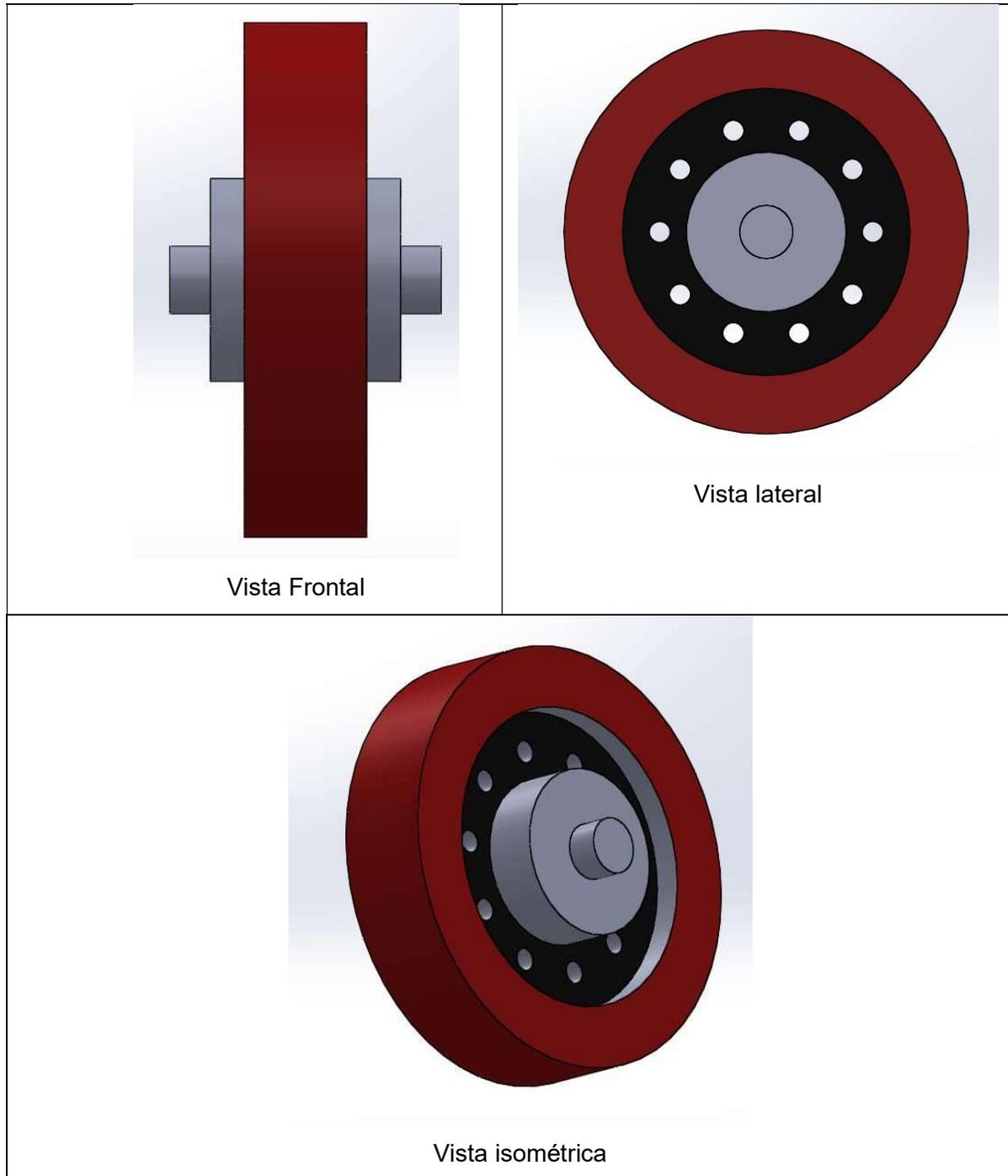


Imagen. 4.13 Rueda del bipedestador, vista frontal, lateral e isométrica.

4.2.7 Soporte de rueda

Elemento de sujeción que cumple con la finalidad de soportar cada una de las ruedas que el bipedestador, este elemento está diseñado de una manera simple y eficaz para que la rueda tenga una rotación de 360° y se puede desplazar el bipedestador hacia cualquier sentido que el paciente requiera. Ver imagen 4.14 y 4.15.

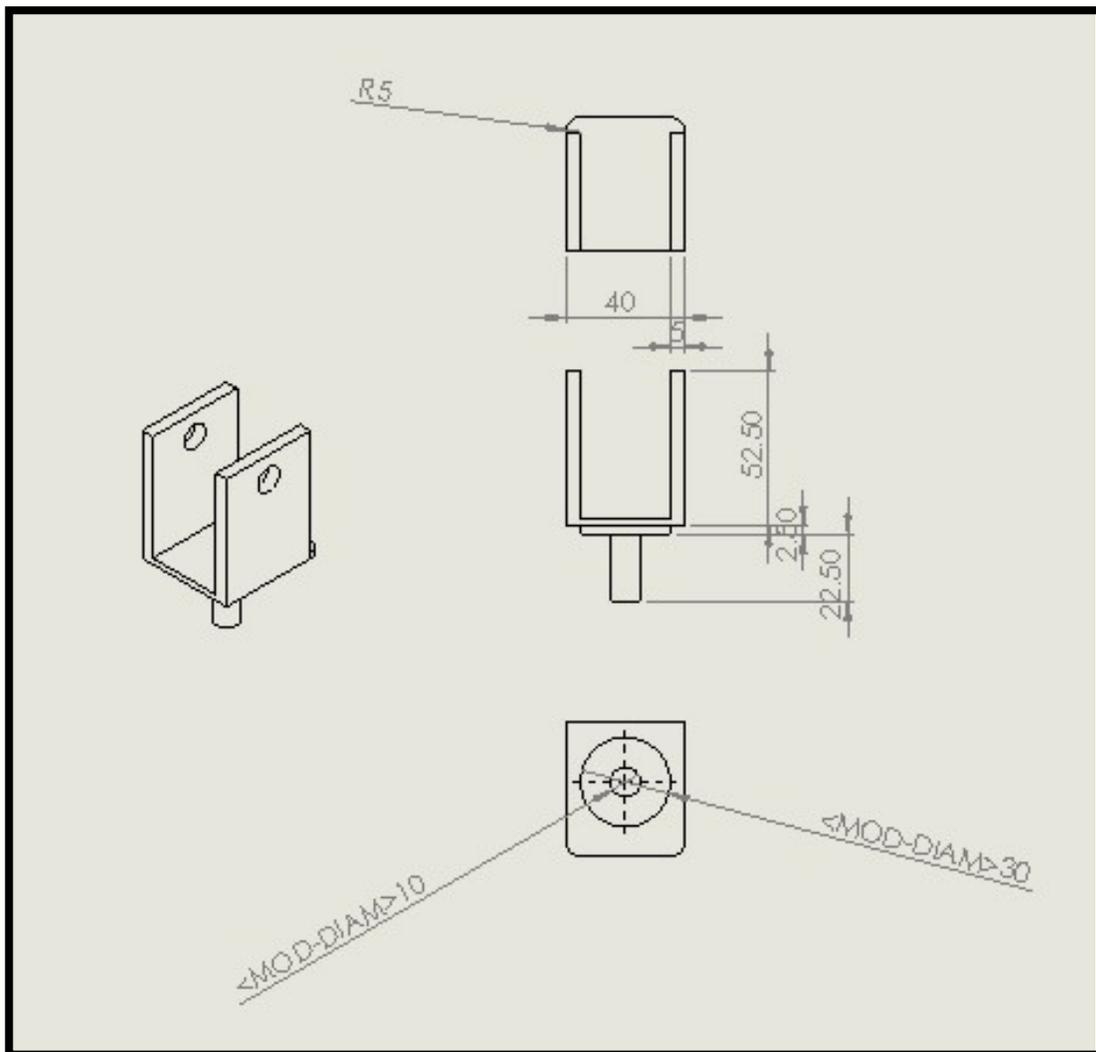


Imagen. 4.14 Plano constructivo soporte de rotación de rueda 360°

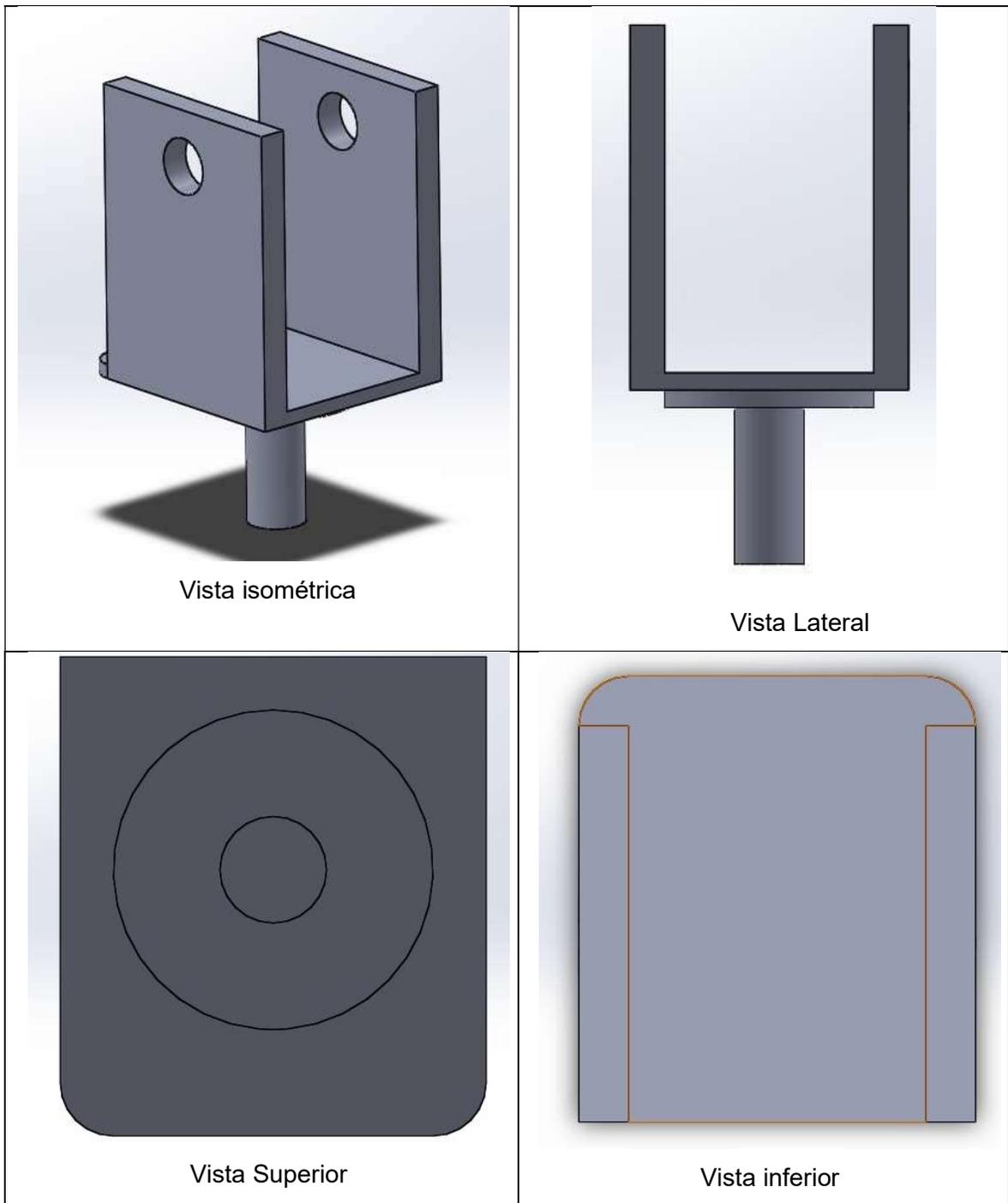


Imagen. 4.15 Soporte de rotación de rueda 360° vista isométrica, frontal, lateral e inferior

4.2.8 Elemento de apertura del bipedestador

El diseño y modelado de este elemento, brinda la posibilidad de permitir el acceso al bipedestador y asegurar la correcta colocación y posición de la persona que será rehabilitada, de igual manera le da una mejora en la distribución de esfuerzos o cargas a la que será sometido toda la estructura, ya que evitará que esta se deforme lateralmente. Ver imagen 4.16 y 4.17.

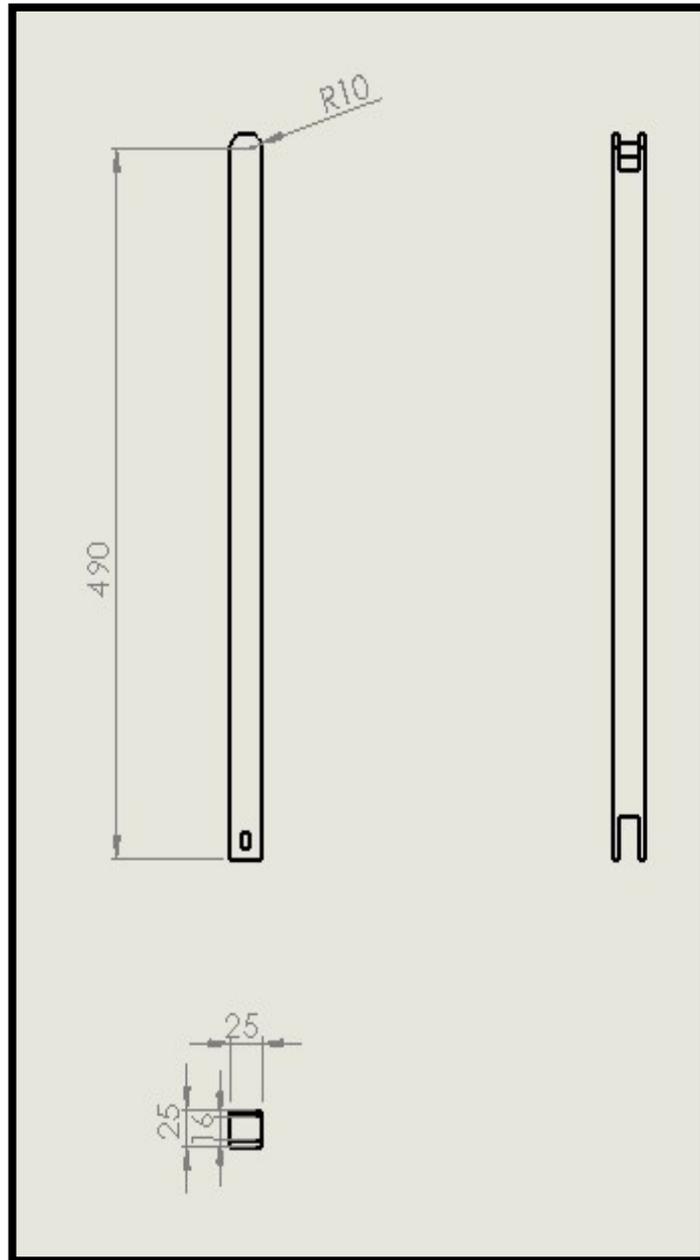


Imagen. 4.16 Plano constructivo puerta de acceso a bipedestador

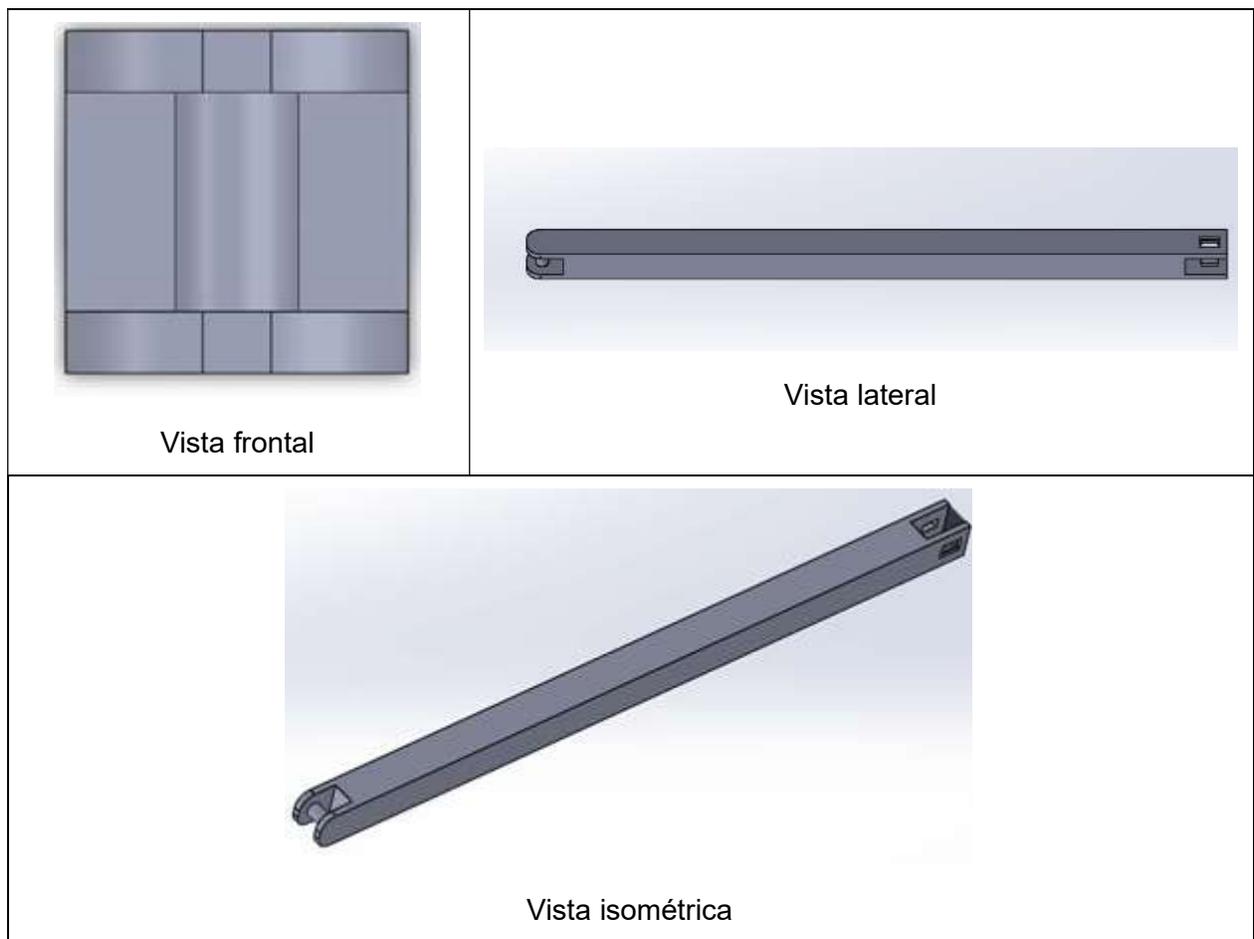


Imagen. 4.17 Eslabón de puerta de ingreso a bipedestador vista de planta, lateral e isométrica.

4.2.9 Soporte axilar telescópico

Este elemento está diseñado en base a las especificaciones mencionadas con anterioridad y referenciadas en las medidas antropométricas y tomando en cuenta el peso, ya que esta estructura es la base de soporte del paciente mientras se encuentra en una posición sentada, por lo tanto, los materiales de fabricación y de confort deben ser correctamente seleccionados, brindando una correcta y eficaz rehabilitación. Ver imagen 4.18 y 4.19.

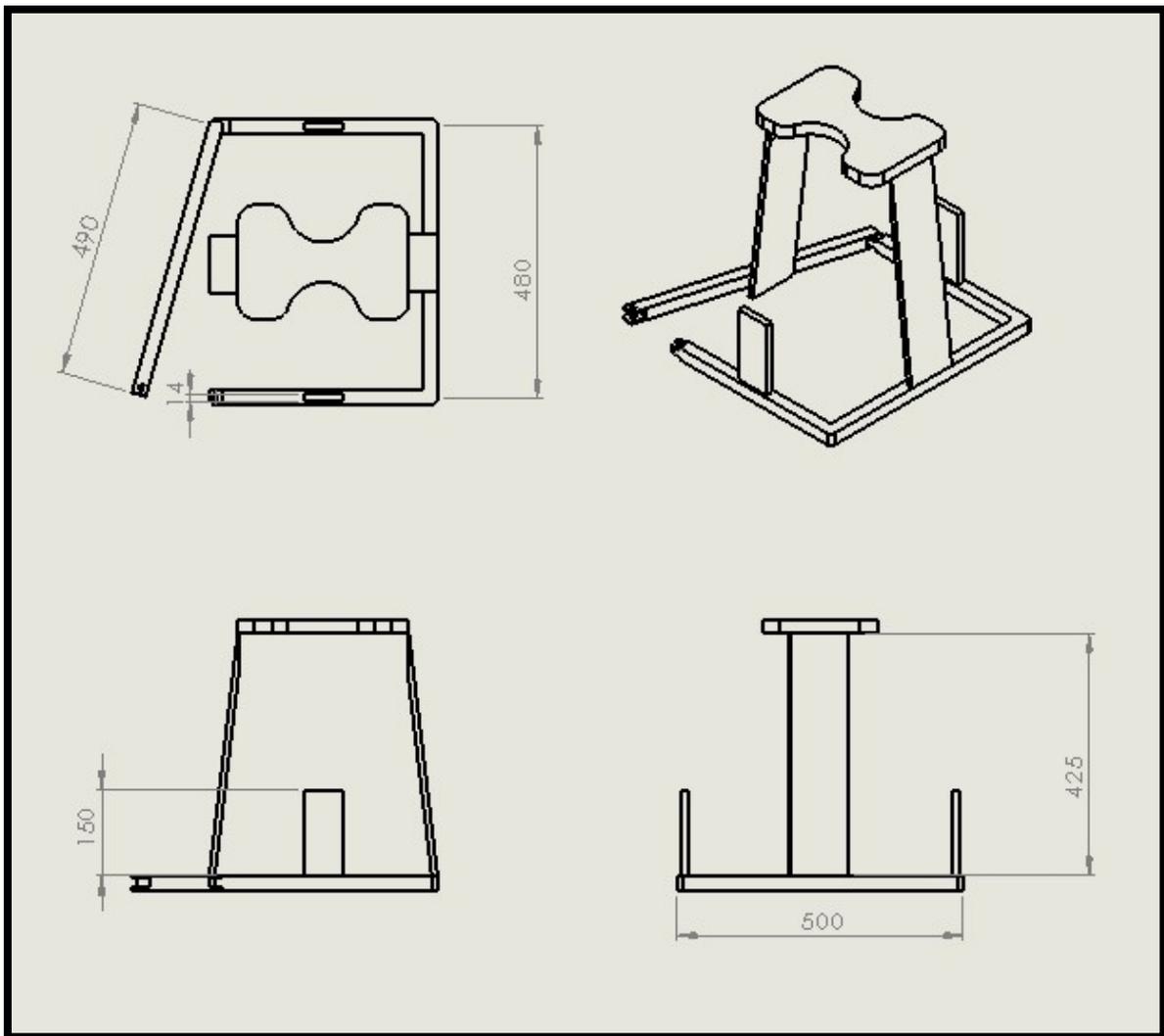


Imagen. 4.18 Plano constructivo soporte axilar y pañalera

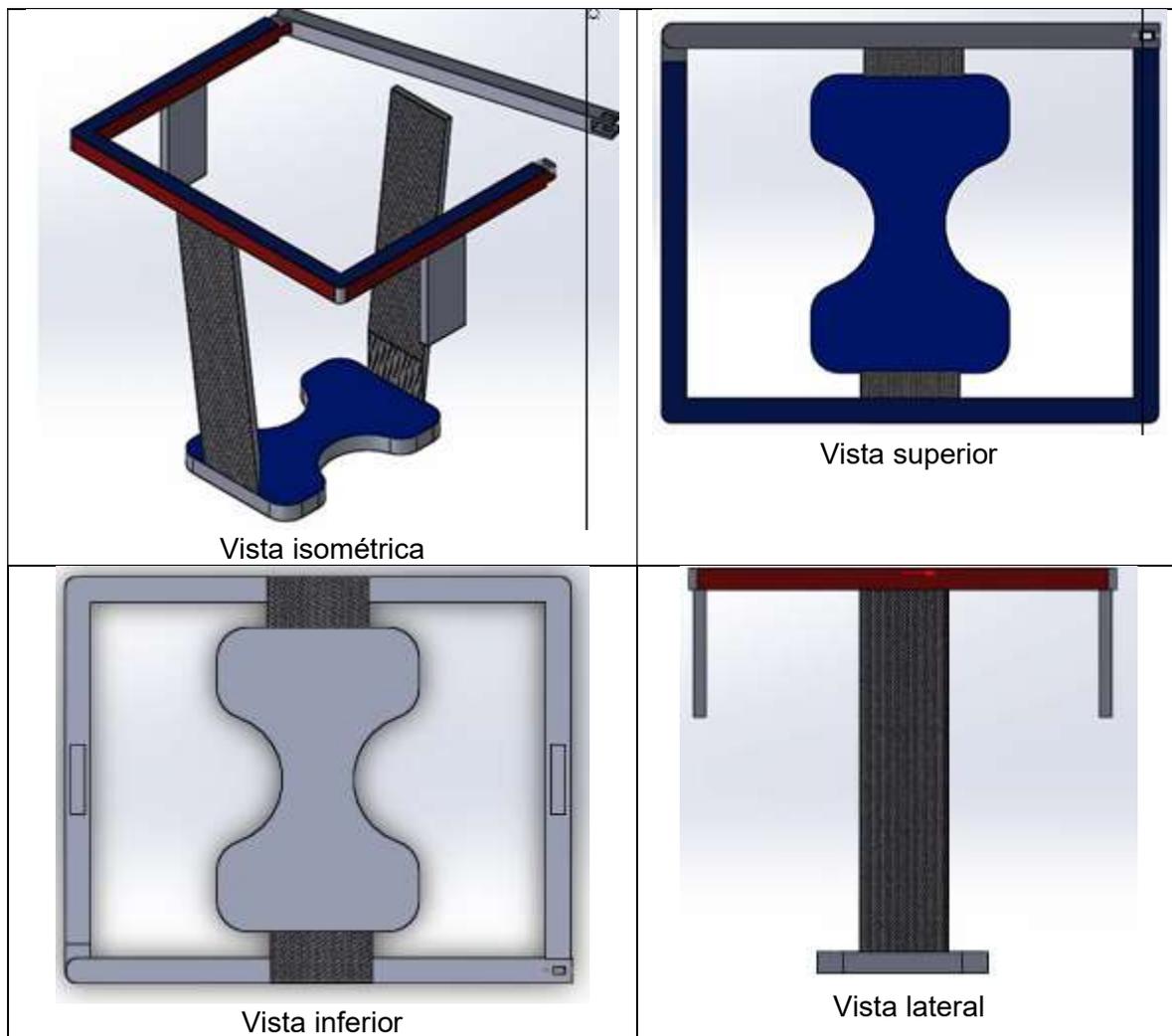


Imagen. 4.19 Soporte axilar telescópico y pañalera de neopreno con cintas ajustables

4.2.10 Estructura de carga del bipedestador

El diseño de esta estructura está basado en las especificaciones mencionadas con anterioridad y referenciadas en el soporte axilar telescópico, ya que este debe cumplir las necesidades del paciente, aunado a esto debe garantizar que la estructura no ceda ante las cargas generadas por el peso y movimiento del paciente, dicha estructura tiene diseñado los elementos de sujeción de ruedas y sistema de frenado. El material de fabricación es de acero PTR, ya que este debe ser ligero y fuerte. Ver imagen 4.20 y 4.21.

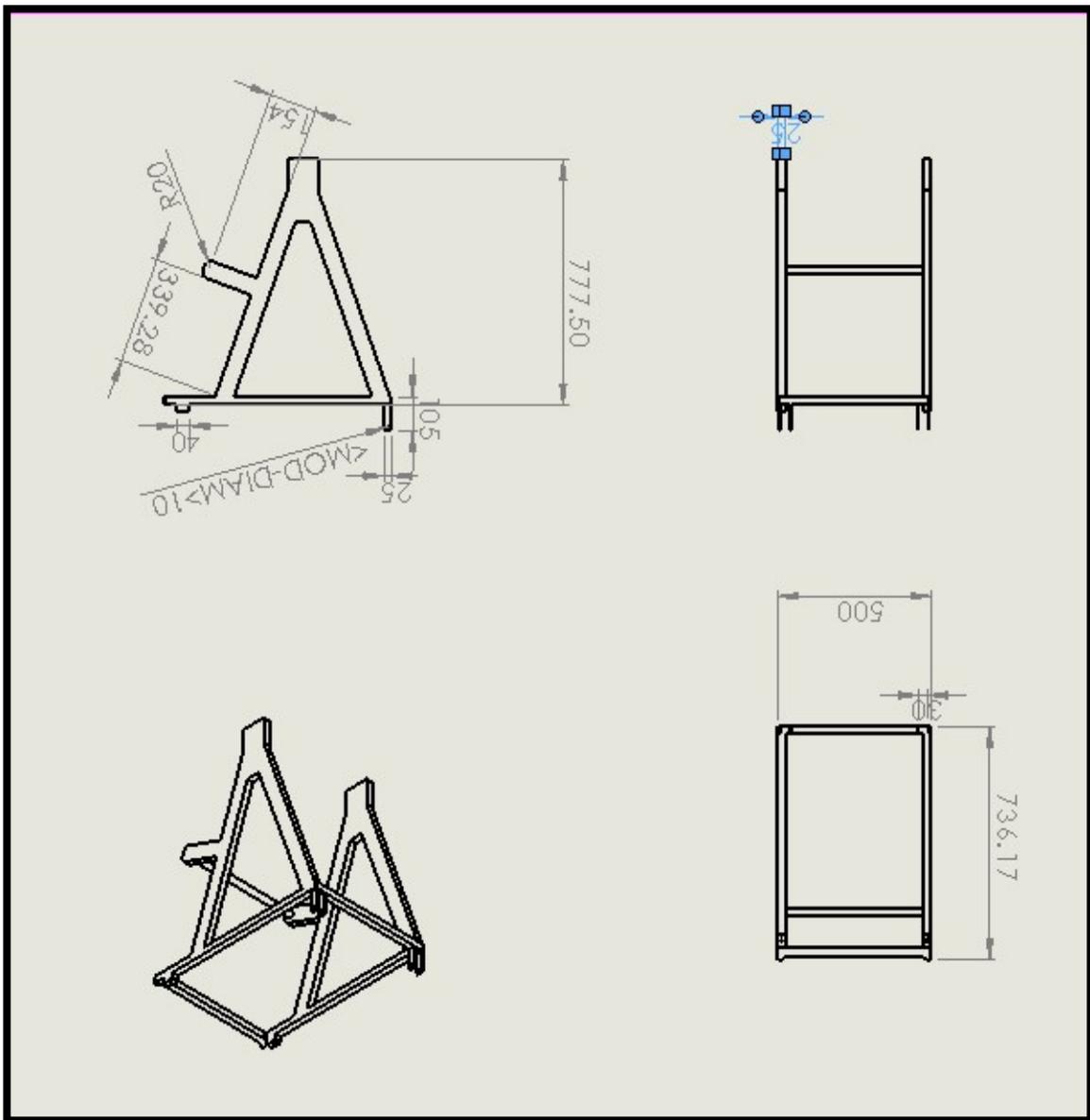


Imagen. 4.20 Plano constructivo base bipedestador

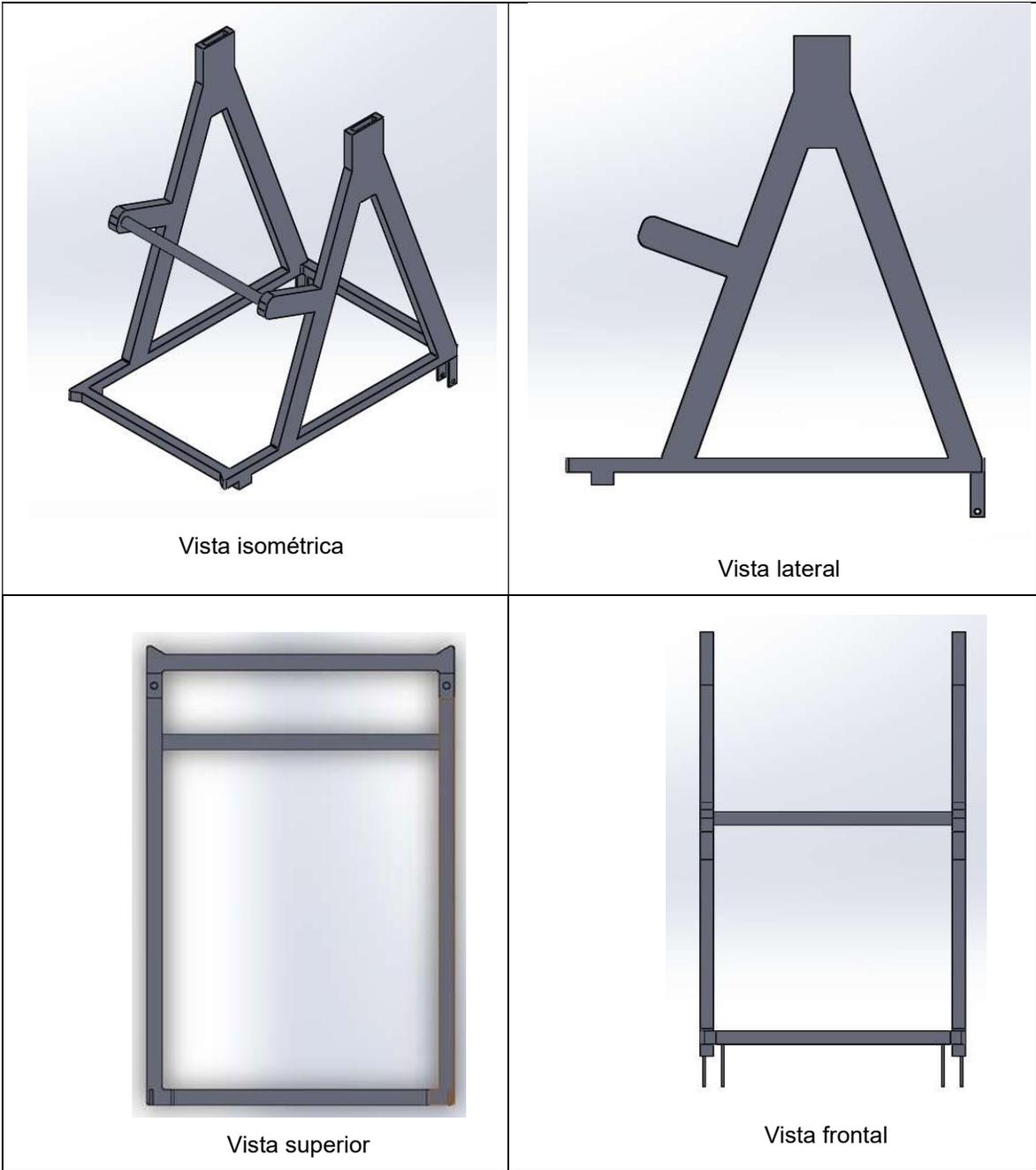


Imagen. 4.21 Estructura principal bipedestador

4.3 Calculo estructural del bipedestador

La importancia de verificar y confirmar la capacidad de carga del bipedestador es vital, ya que las limitantes de este bipedestador son las dimensiones y peso.

Los cálculos serán aplicados específicamente en la estructura que fue diseñada, conocida como “Base estructural de carga y Soporte axilar” esto para garantizar su correcto diseño. Tomando en cuenta los siguientes datos. Ver tabla 4.2

Tabla 4.2 Datos generales para cálculos

Concepto	observación
Peso máximo del paciente	75 kilos
Altura máxima del paciente	150 cms (1500 mm)
Anchura máxima del paciente	50 cms (500 mm)
PTR acero	1 ½ x 1 ½” Calibre 14 “2 mm de espesor”

4.3.1 Calculo de soporte axilar

Se considero que el paciente se encuentra en una posición sentada, esto para poder calcular las cargas que serán distribuidas en cuatro puntos de apoyo cada una con una dimensión máxima de 500 mm de longitud 38.1 mm de alto y 38.1 mm de ancho. Y el espesor del material sería un calibre 14 “2 mm de espesor”, conociendo estos valores se procede a utilizar las fórmulas antes mencionadas

4.3.1.1 Calculo de áreas y conversión de unidades

Utilizando la fórmula de conversión de masa, se obtiene el esfuerzo “w” tomando en cuenta el peso máximo.

$$w=mg$$

por lo tanto:

$$w= 75 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$$
$$w= \underline{735.7 \text{ Newtons}}$$

Cálculo de área de sección de PTR rectangular, considerando los valores en tabla 4.1.

$$A_{REC} = \text{base} \times \text{altura}$$

Por lo tanto:

$$A_{REC} = 38.1 \text{ mm} \times 500 \text{ mm}$$
$$A_{REC} = 19050 \text{ mm}^2$$

Tomando en cuenta que son 4 secciones de PTR donde se someterá a el esfuerzo. Esto quiere decir que el esfuerzo máximo será dividido entre los 4 y se tomara en cuenta un factor de seguridad de acuerdo a la norma ASTM de 1.5 el valor de operativo.

Por lo tanto, se debe aplicar el valor de factor de seguridad al esfuerzo que será sometido la estructura.

$$W= 735.7 \text{ N} \times 1.5 \text{ de FS}$$
$$W=1105.3 \text{ N Carga máxima}$$

Aplicando el nuevo valor de esfuerzo se aplicará las leyes de Hooke:

$$W= 1105.3 \text{ N}$$
$$\text{Área de sección} = 19050 \text{ mm}^2$$
$$\text{Total, de secciones} = 4 \text{ elementos}$$

Por lo tanto:

Carga por sección es igual a:

$$w/4$$

$$1105.3\text{N}/4$$
$$W=\underline{276.32 \text{ N}}$$

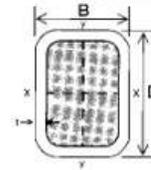
Por lo tanto:

$$\sigma \frac{W}{A}$$

$$\sigma \frac{276.32}{19050\text{mm}^2} = 1.454 \text{ N/m}^2$$

- Los valores obtenidos de los esfuerzos de compresión están dentro de las capacidades de flexión del material considerado, antes mencionado en la tabla anterior. De igual manera se muestra en la imagen 4.22 las capacidades del elemento de acero.

DIMENSIONES Y PROPIEDADES DEL PERFIL PER



DIMENSIONES EXTERIORES D x B	ESPESOR t		COLOR DE IDENTIFICACION	PESO	AREA	MOMENTO DE INERCIA				MODULO DE SECCION s		RADIO DE GIRO r		CONSTANTE DE TORSION J	SISTEMA DE EMBARQUE	
	Pulg. - mm.	Pulg.				mm.	kg/m	Cm²	I _{xx} Cm⁴	I _{yy} Cm⁴	S _{xx} Cm³	S _{yy} Cm³	r _{xx} Cm.		r _{yy} Cm.	TRAMOS POR PAQ.
1 x 1 25 x 25	*0.075	1.91	Azul Verde Rojo	1.33	1.70	1.52	1.52	1.19	1.19	0.95	0.95	2.54	100	812		
	0.095	2.41		1.62	2.07	1.75	1.75	1.38	1.38	0.92	0.92	3.01	100	988		
	0.133	3.38		2.10	2.68	2.04	2.04	1.60	1.60	0.87	0.87	3.65	81	1038		
1 1/4 x 1 1/4 32 x 32	*0.075	1.91	Azul	1.71	2.18	3.17	3.17	1.99	1.99	1.20	1.20	5.20	81	845		
1 1/2 x 1 1/2 38 x 38	*0.075	1.91	Azul Blanco Verde Rojo	2.09	2.66	5.71	5.71	3.00	3.00	1.46	1.46	9.25	64	816		
	0.110	2.79		2.94	3.74	7.56	7.56	3.97	3.97	1.42	1.42	12.64	64	1152		
	0.125	3.18		3.27	4.18	8.21	8.21	4.31	4.31	1.40	1.40	13.91	64	1284		
	0.154	3.91		3.89	4.96	9.24	9.24	4.85	4.85	1.37	1.37	16.03	64	1526		
2 x 2 51 x 51	*0.075	1.91	Azul Blanco Verde Rojo	2.85	3.63	14.28	14.28	5.62	5.62	1.98	1.98	22.71	56	973		
	0.110	2.79		4.05	5.16	19.43	19.43	7.65	7.65	1.94	1.94	31.70	56	1366		
	0.125	3.18		4.54	5.79	21.37	21.37	8.41	8.41	1.92	1.92	35.22	56	1551		
	0.156	3.96	5.50	7.02	24.88	24.88	9.80	9.80	1.88	1.88	41.88	56	1862			

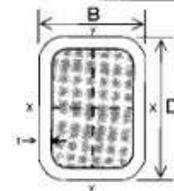
Imagen 4.22 Características del perfil PTR

4.3.1.2 Calculo de estructura de carga

La estructura de carga tiene un diseño específico que cuenta con un soporte de apoyo del elemento axilar, y al mismo tiempo tiene dos puntos de apoyo en la parte inferior donde se distribuye las cargas, y estos descansan sobre una estructura rectangular que proporciona estabilidad y rigidez al mismo tiempo que brinda adaptaciones para colocar las ruedas del bipedestador.

Por lo tanto, se tomarán en cuenta las cargas antes calculadas ya que son las que la estructura soportara y se le sumara el peso del soporte axilar. Ver imagen 4.23.

DIMENSIONES Y PROPIEDADES DEL PERFIL PER



DIMENSIONES EXTERIORES D x B	ESPESOR t		COLOR DE IDENTIFICACION	PESO	AREA	MOMENTO DE INERCIA				MODULO DE SECCION s		RADIO DE GIRO r		CONSTANTE DE TORSION J	SISTEMA DE EMBARQUE	
	Pulg. - mm.	Pulg.		mm.		kg/m	Cm²	I _{xx} Cm⁴	I _{yy} Cm⁴	S _{xx} Cm³	S _{yy} Cm³	r _{xx} Cm.	r _{yy} Cm.		TRAMOS POR PAQ.	PESO POR PAQ. KG.
1 x 1 25 x 25	*0.075	1.91	Azul Verde Rojo	1.33	1.70	1.52	1.52	1.19	1.19	0.95	0.95	2.54	100	812		
	0.095	2.41		1.62	2.07	1.75	1.75	1.38	1.38	0.92	0.92	3.01	100	988		
	0.133	3.38		2.10	2.68	2.04	2.04	1.60	1.60	0.87	0.87	3.65	81	1038		
1 1/4 x 1 1/4 32 x 32	*0.075	1.91	Azul	1.71	2.18	3.17	3.17	1.99	1.99	1.20	1.20	5.20	81	845		
1 1/2 x 1 1/2 38 x 38	*0.075	1.91	Azul Blanco Verde Rojo	2.09	2.66	5.71	5.71	3.00	3.00	1.46	1.46	9.25	64	816		
	0.110	2.79		2.94	3.74	7.56	7.56	3.97	3.97	1.42	1.42	12.64	64	1152		
	0.125	3.18		3.27	4.18	8.21	8.21	4.31	4.31	1.40	1.40	13.91	64	1284		
	0.154	3.91		3.89	4.96	9.24	9.24	4.85	4.85	1.37	1.37	16.03	64	1526		

Imagen 4.23 Especificaciones del PTR en cuanto al peso del material

Tomando en cuenta el valor de la tabla se obtiene lo siguiente:

PTR 1 ½" X 1 ½" es igual a 2.09 kg/m y se están considerando 4 tramos de 50 cms, que equivalen a 2 mts. dando como resultado 4.18 kg extras al peso máximo del paciente que equivale a 75 kg. Dando un total de 79.18 kg.

Por lo tanto:

$$w=mg$$

por lo tanto:

$$w= 79.18 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$$
$$w= \underline{776.75 \text{ Newtons}}$$

Tomando el valor resultante se calcula con el factor de seguridad de 1.5 de acuerdo a la norma ASTM.

Por lo tanto:

$$w= 776.75 \text{ N} \times 1.5 \text{ de FS}$$
$$W=1165.13 \text{ Newtons}$$

Aplicando el nuevo valor de esfuerzo se aplicará las leyes de Hooke:

$$W= 1165.13 \text{ N}$$

$$\text{Área de sección} = 1524 \text{ mm}^2$$

Total, de secciones = 6 puntos de apoyo

Por lo tanto:

Carga por sección es igual a:

$$w/6$$

$$1105.3\text{N}/4$$
$$W=\underline{76.45 \text{ N}}$$

Por lo tanto:

$$\sigma \frac{W}{A}$$

$$\sigma \frac{76.45\text{N}}{1524\text{mm}^2} = 0.54 \text{ N/m}^2$$

- Los valores obtenidos de los esfuerzos de compresión están dentro de las capacidades de flexión del material considerado, antes mencionado en la tabla

anterior. De igual manera se muestra en la imagen 4.23 las capacidades del elemento de acero.

4.4 Simulación de esfuerzos de compresión en el diseño del bipedestador

Después de diseñar los modelos en SolidWorks se procedió a aplicarle cargas equivalentes a las calculadas esto para confirmar y asegurar que el material es el adecuado y cumple satisfactoriamente las necesidades del paciente.

4.4.1 Simulación de cargas al soporte estructural

Se analizó la estructura verificando el grado de deformación que esté presente cuando se somete a la carga. Ver imagen 4.24.

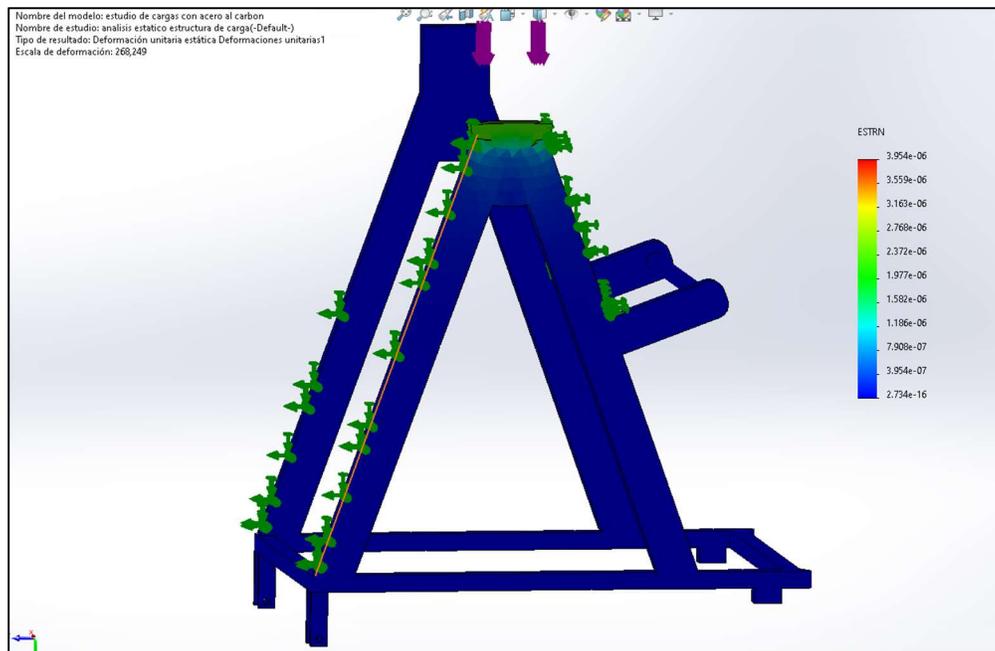


Imagen 4.24 Simulación de cargas para determinar deformación

Se sometió a una simulación para determinar la cantidad de milímetros que se deforma cuando se somete a cargas. Ver imagen 4.25

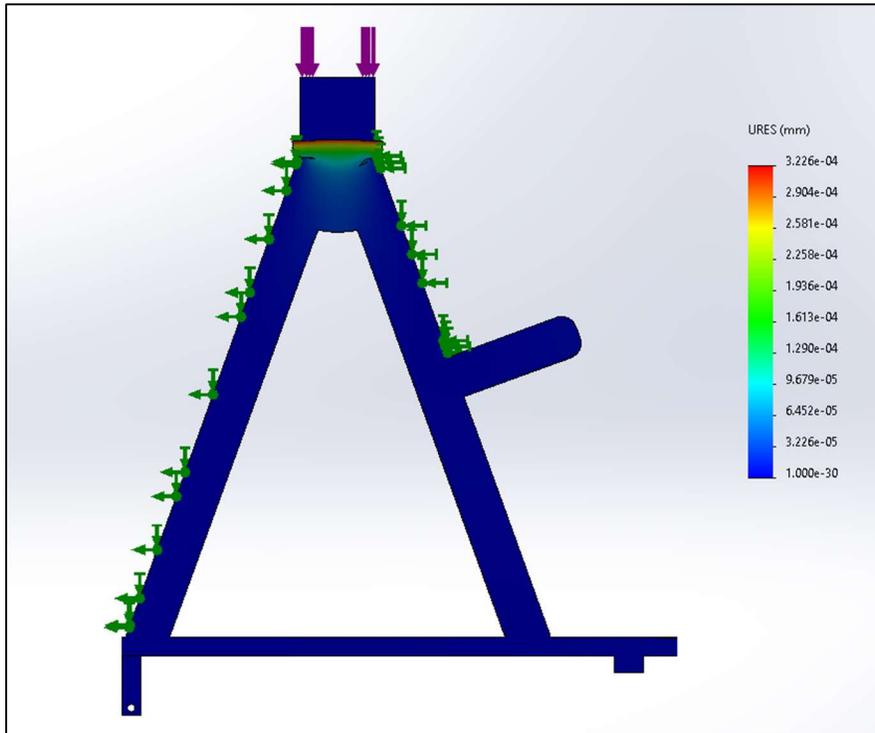


Imagen 4.25 Simulación de cargas para deformación en milímetros

Por medio de la simulación se determinó la deformación elástica que sufre la estructura cuando está sometida a cargas. Ver imagen 4.26

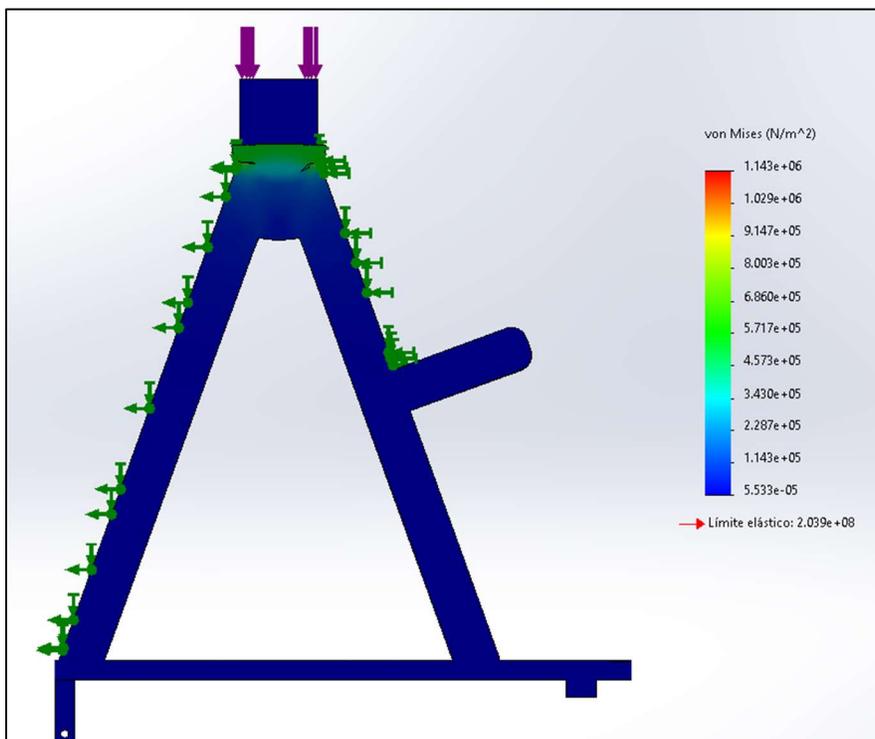


Imagen 4.26 Deformación elástica por Von Mises

4.4.2 Simulación de cargas al soporte axilar

Se realizó la simulación de cargas en la estructura denominada soporte axilar, esto con la finalidad de corroborar que los esfuerzos a los que esta se someterá no afecten la estructura. Ver imagen 4.27

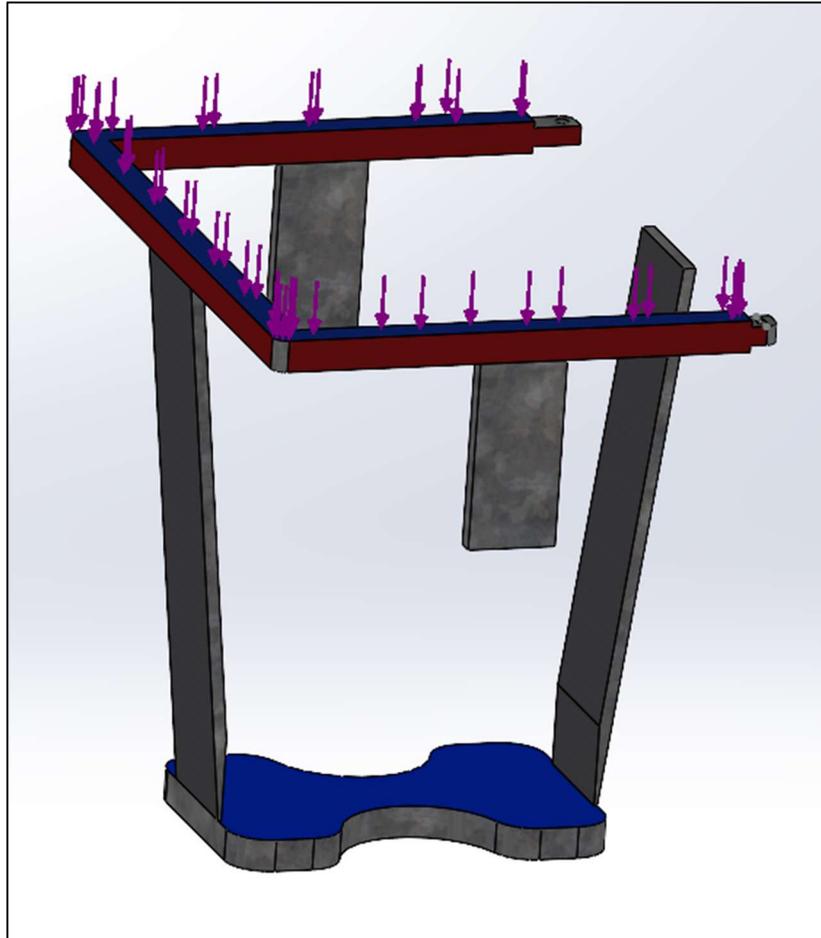


Imagen 4.27 Soporte axilar con simulación de cargas

Se realizó la simulación de esfuerzos de deformación sobre el soporte axilar. Ver imagen 4.28

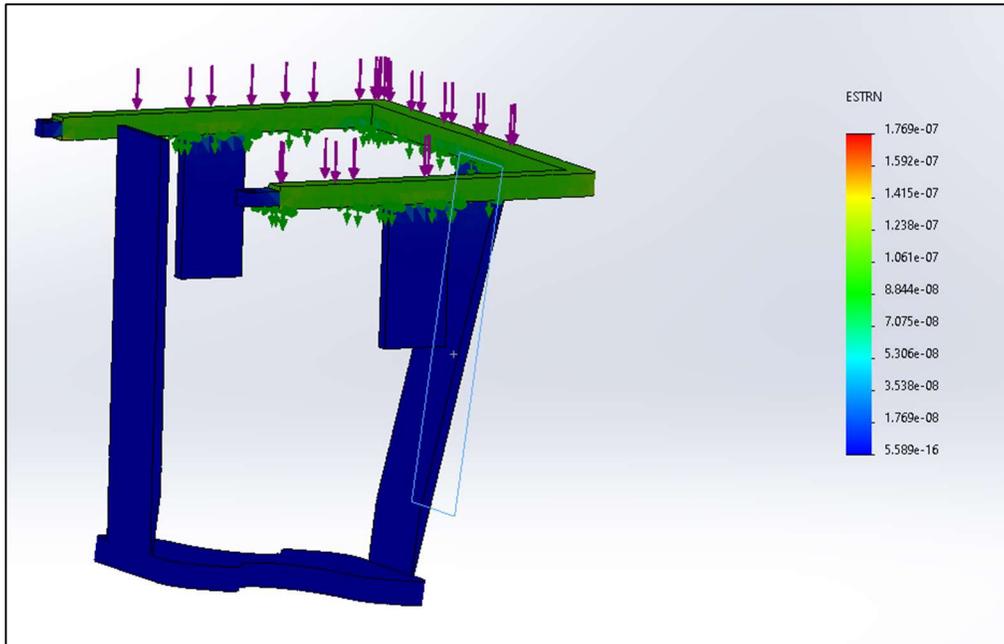


Imagen 4.28 Simulación de la deformación en el soporte axilar

Se realizó la simulación de esfuerzos sobre el soporte axilar para determinar la cantidad de milímetros que se deforma cuando este se encuentre con cargas. Ver imagen 4.29

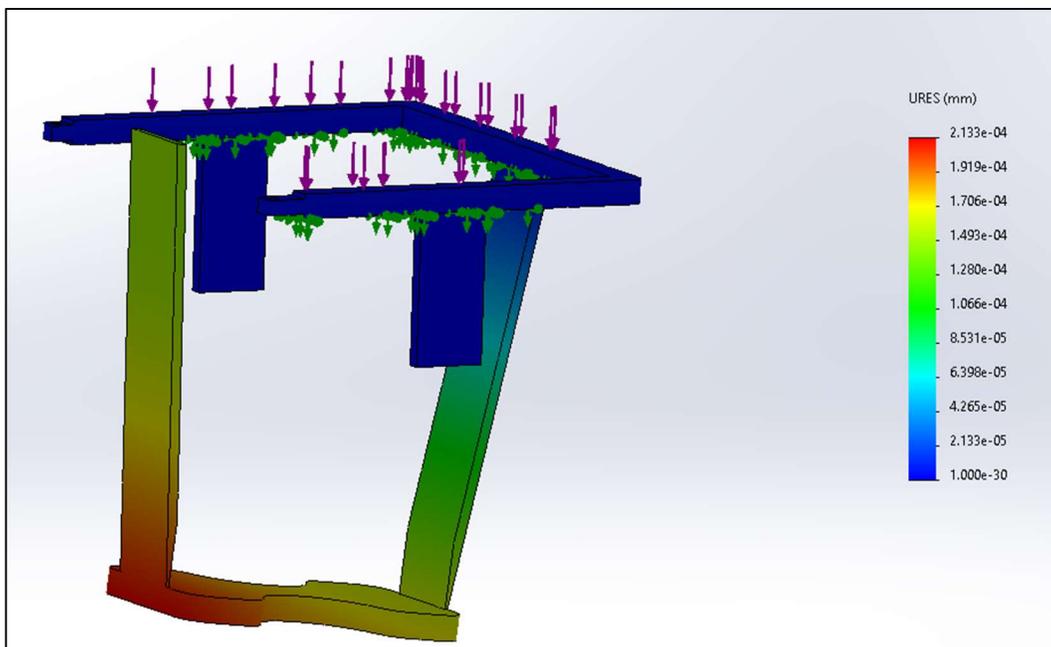


Imagen 4.29 Deformación en milímetros del soporte axilar

Se simula los esfuerzos a los que se somete el soporte axilar y verificar la capacidad elástica de la estructura. Ver imagen 4.30

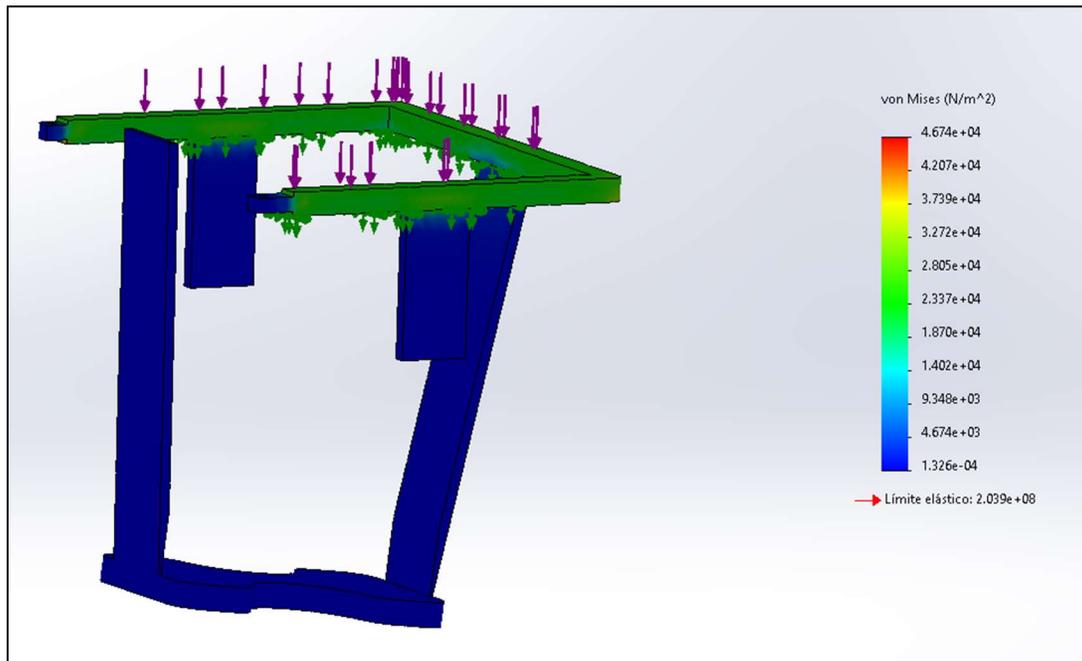


Imagen 4.30 Simulación de límite elástico usando Von Mises

4.4.3 Simulación de elementos del bipedestador usando aluminio

Para realizar la comparativa de los materiales estructurales del bipedestador se consideró utilizar el aluminio estructural, teniendo en cuenta que es más ligero que el acero y prácticamente no se oxida ni se pudre asegurando una vida útil más larga. A continuación, se muestran las imágenes con las cargas simuladas. En el soporte axilar y soporte de cargas. Ver imagen 4.31, 4.32, 4.33, 4.34, 4.35, 4.36, 4.37, 4.38.

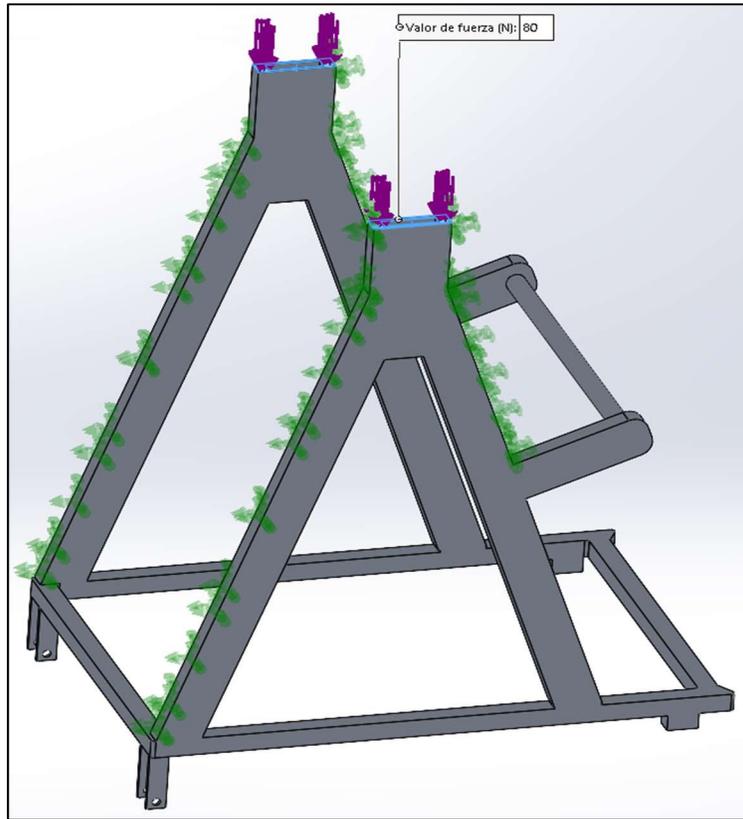


Imagen 4.31 Estructura de carga usando aluminio

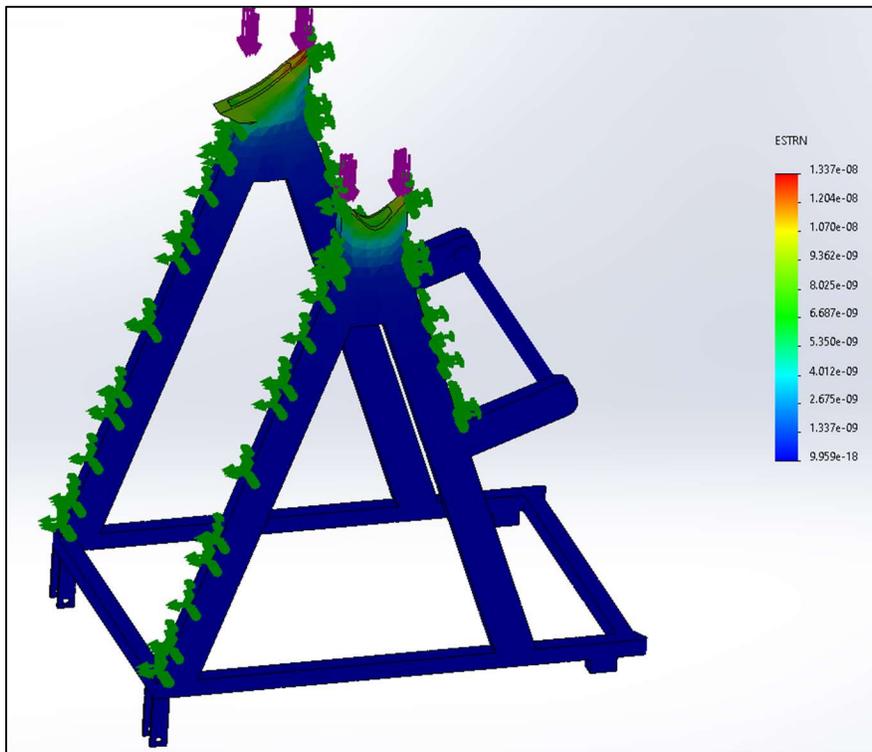


Imagen 4.32 Simulación de deformación de la estructura de carga usando aluminio

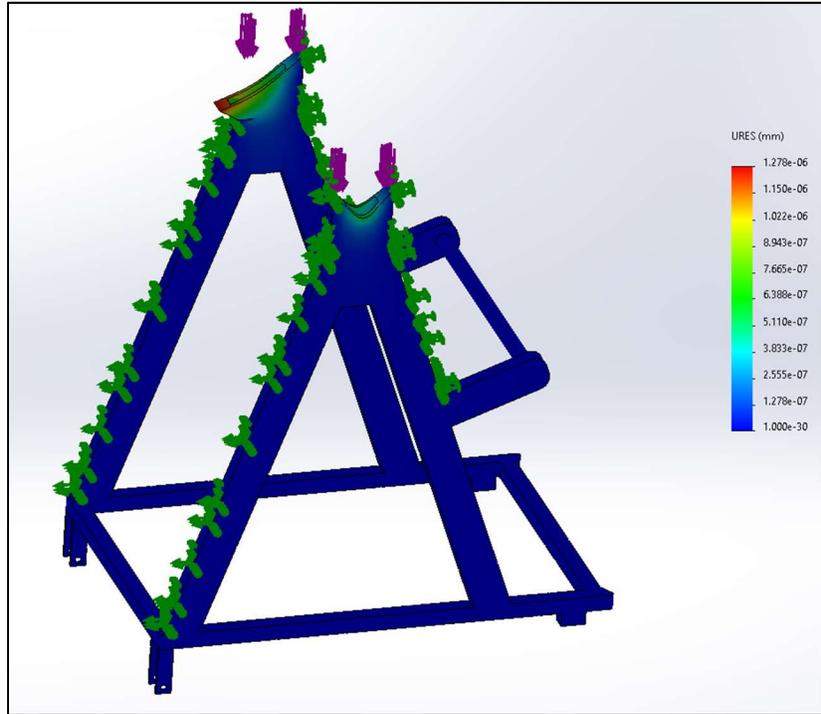


Imagen 4.33 Deformación y desplazamiento en milímetros de la estructura de carga

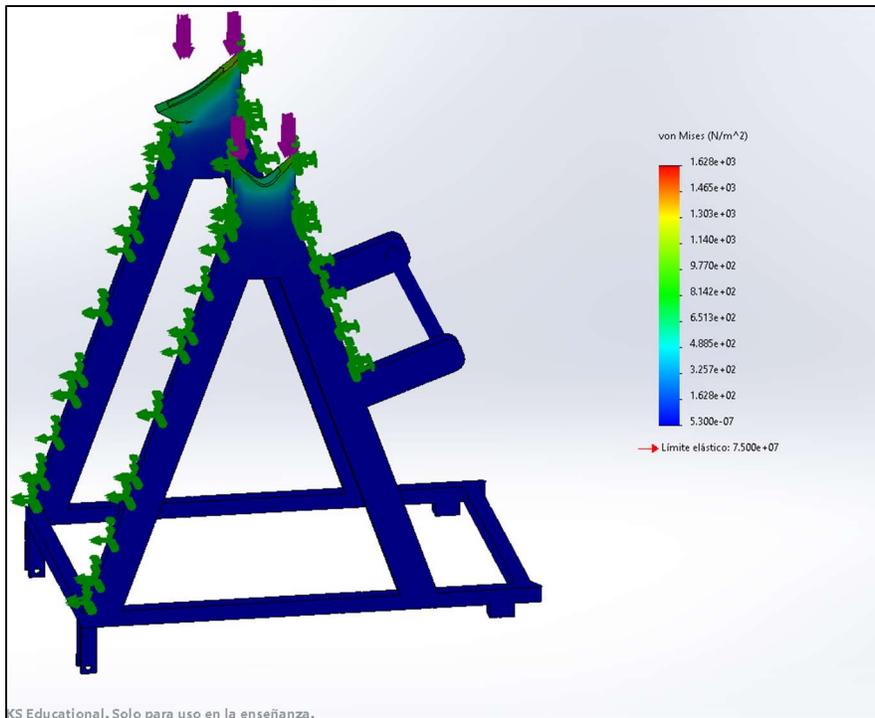


Imagen 4.34 Limite elástico usando Von Mises

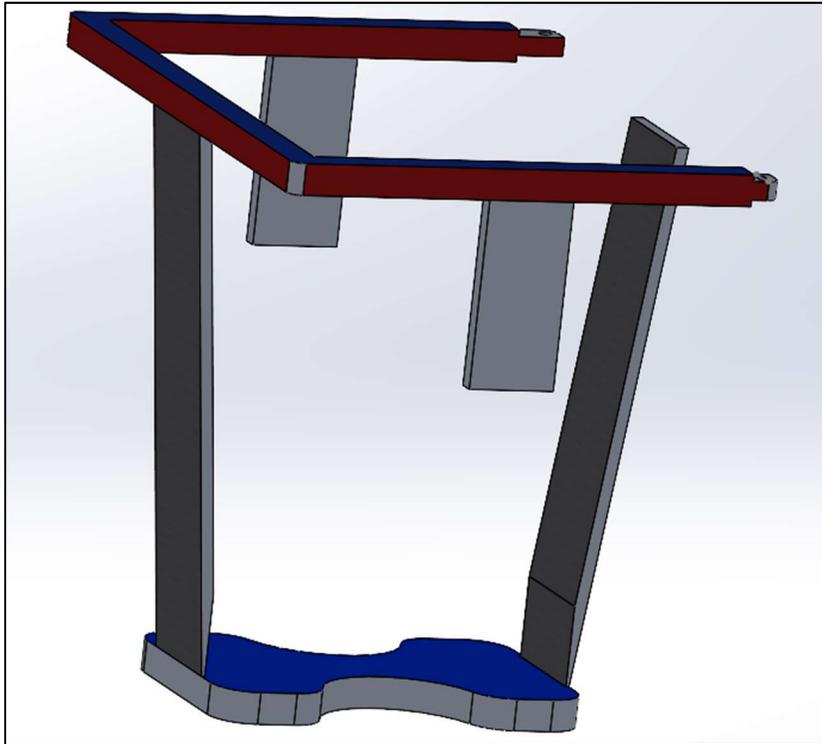


Imagen 4.35 Soporte axilar diseñado con aluminio

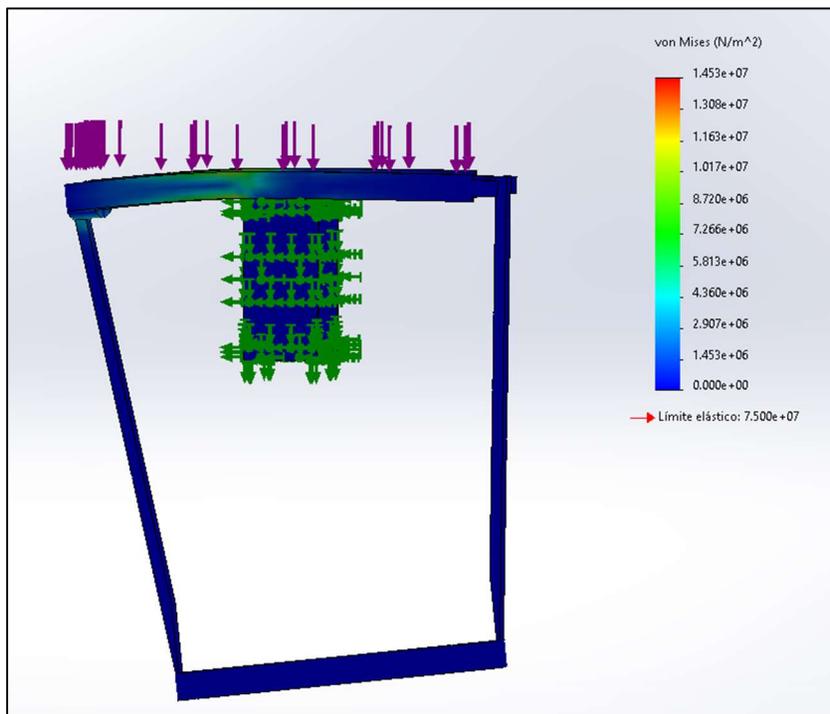


Imagen 4.36 Limite elástico del soporte axilar

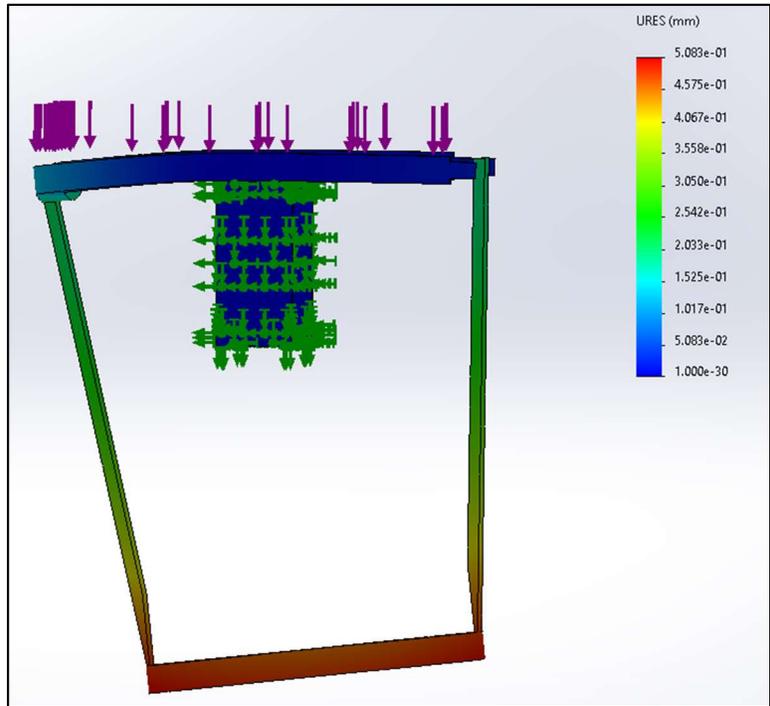


Imagen 4.37 Deformación y desplazamiento en milímetros del soporte axilar

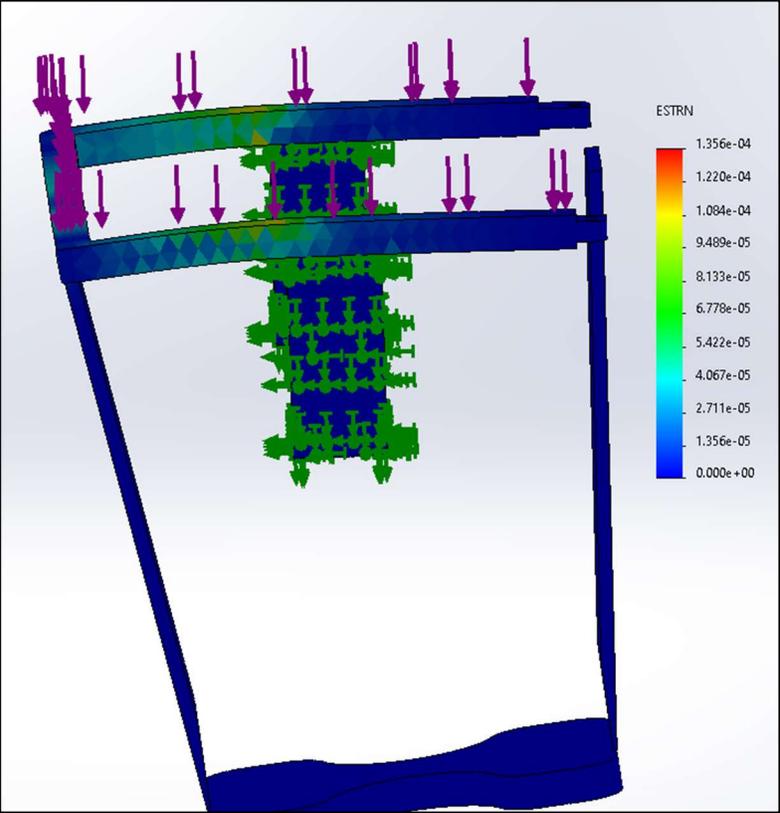


Imagen 4.38 Deformación del soporte axilar diseñado con aluminio

CAPÍTULO 5 RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron satisfactorios ya que el diseño de los componentes y la realización del análisis del movimiento del brazo cumplieron con el objetivo el cual era fungir como una alternativa de medición cuantitativa en la práctica de rehabilitación en infantes que asisten al Centro de rehabilitación Infantil Teletón. Ver tabla 5.1

Tabla 5.1 Resultados del estudio realizado utilizando PTR de acero

Concepto	Observación	Resultados
Soporte Estructural de carga	Simulación de deformación	0.00000395
	Simulación de desplazamiento	0.0000322 mm
	Simulación de limite elástico	0.000001145N/m ²
Soporte Axilar	Simulación de deformación	0.0000001769
	Simulación de desplazamiento	0.0002130 mm
	Simulación de limite elástico	0.000000209N/m ²

Tabla 5.2 Resultados del estudio realizado utilizando aluminio

Concepto	Observación	Resultados
Soporte Estructural de carga	Simulación de deformación	0.00000140
	Simulación de desplazamiento	0.0000127 mm
	Simulación de limite elástico	0.0000075N/m ²
Soporte Axilar	Simulación de deformación	0.0001356
	Simulación de desplazamiento	0.5083 mm
	Simulación de limite elástico	0.00000075N/m ²

Tal como muestra la tabla anterior el bipedestador soportara todos los esfuerzos a los que se someten gracias a que se considera un material de acero estructura conocido como PTR, dicho material tiene un soporte alto a cargas de compresión y corte.

A continuación, se muestra el diseño del bipedestador con cada uno de los elementos que lo componen, y de diferente vista. Ver imagen 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 y 5.5



Imagen.5.1 Diseño bipedestador vista isométrica

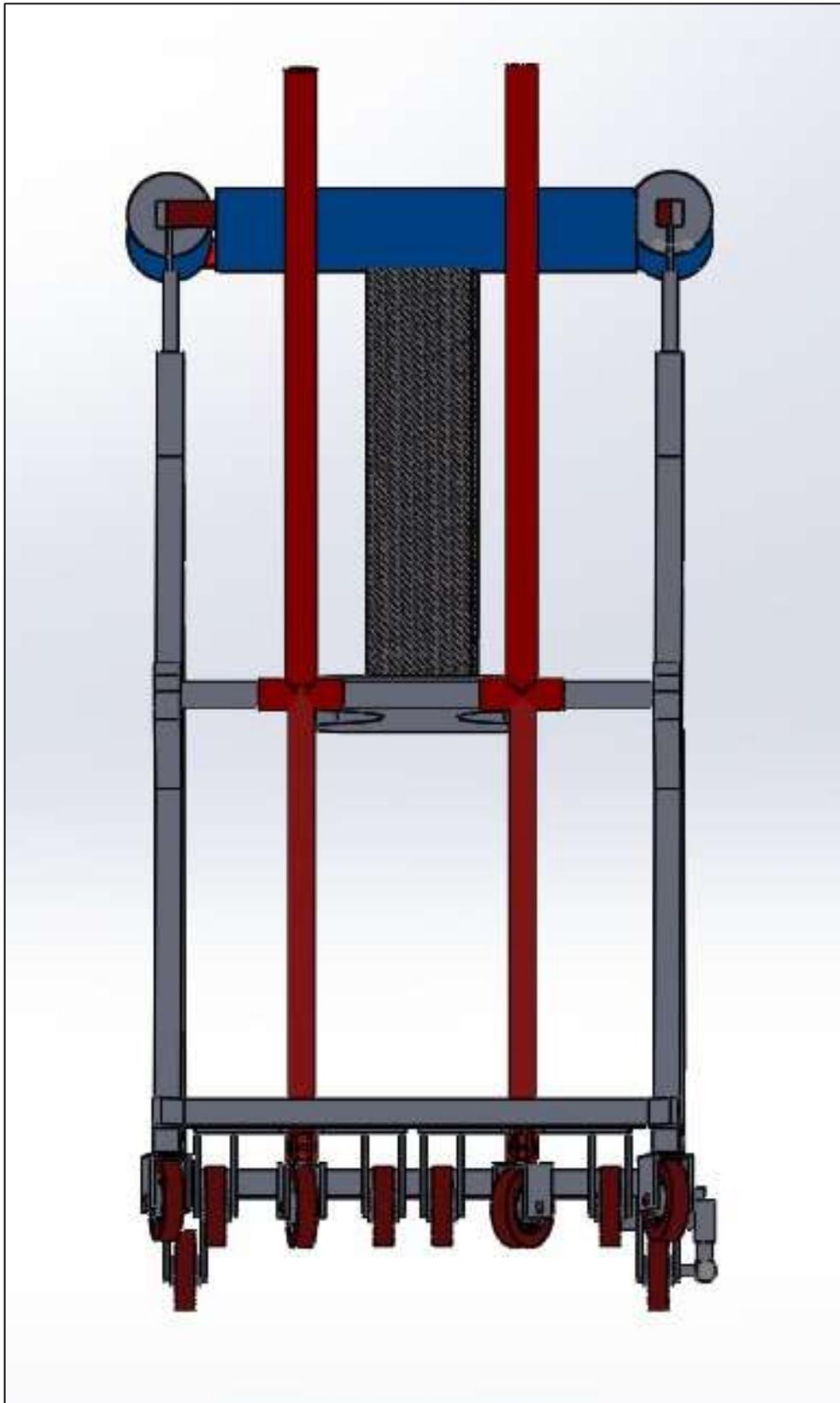


Imagen.5.2 Vista Frontal de bipedestador

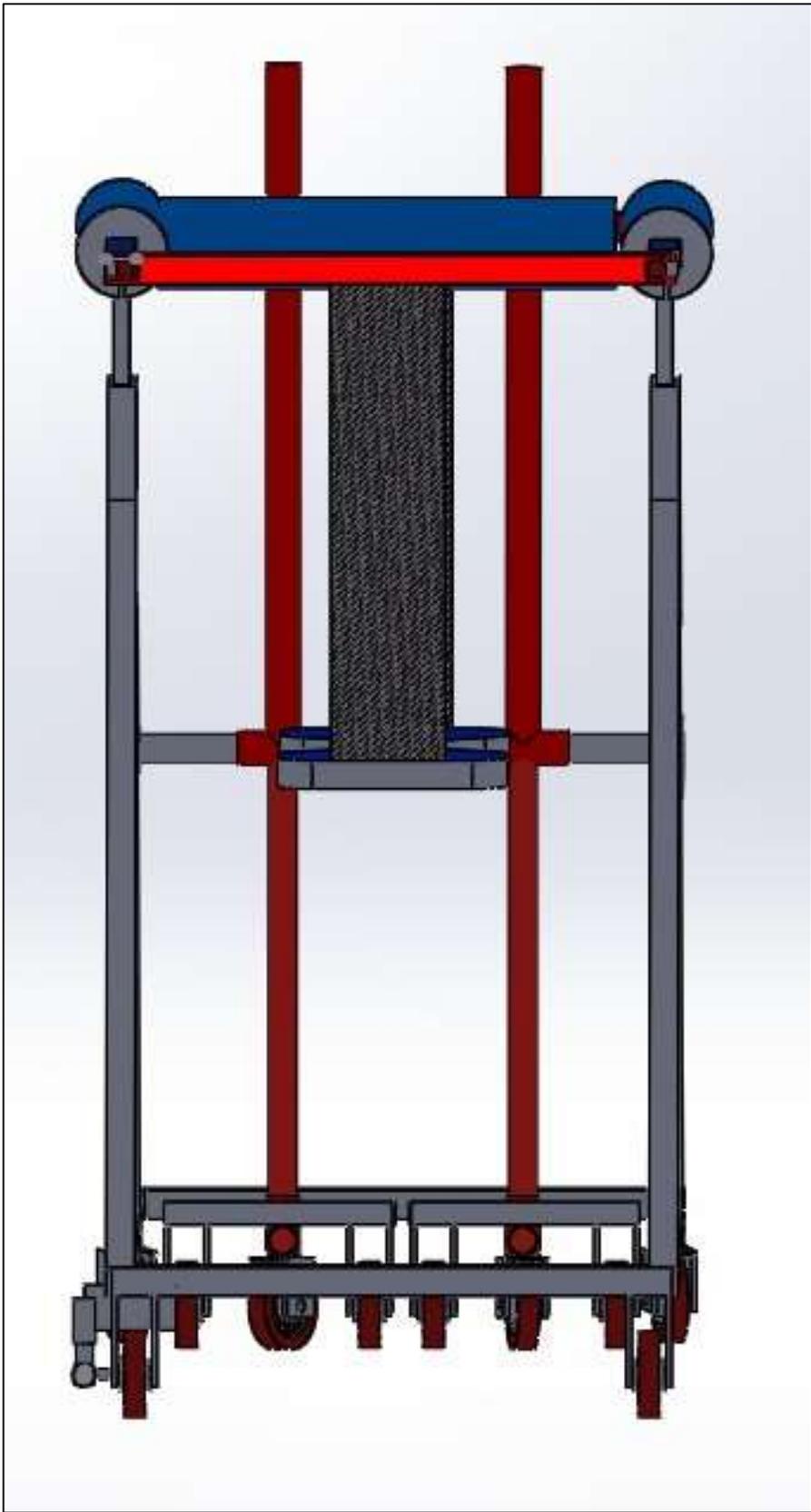


Imagen. 5.3 Vista posterior bipedestador

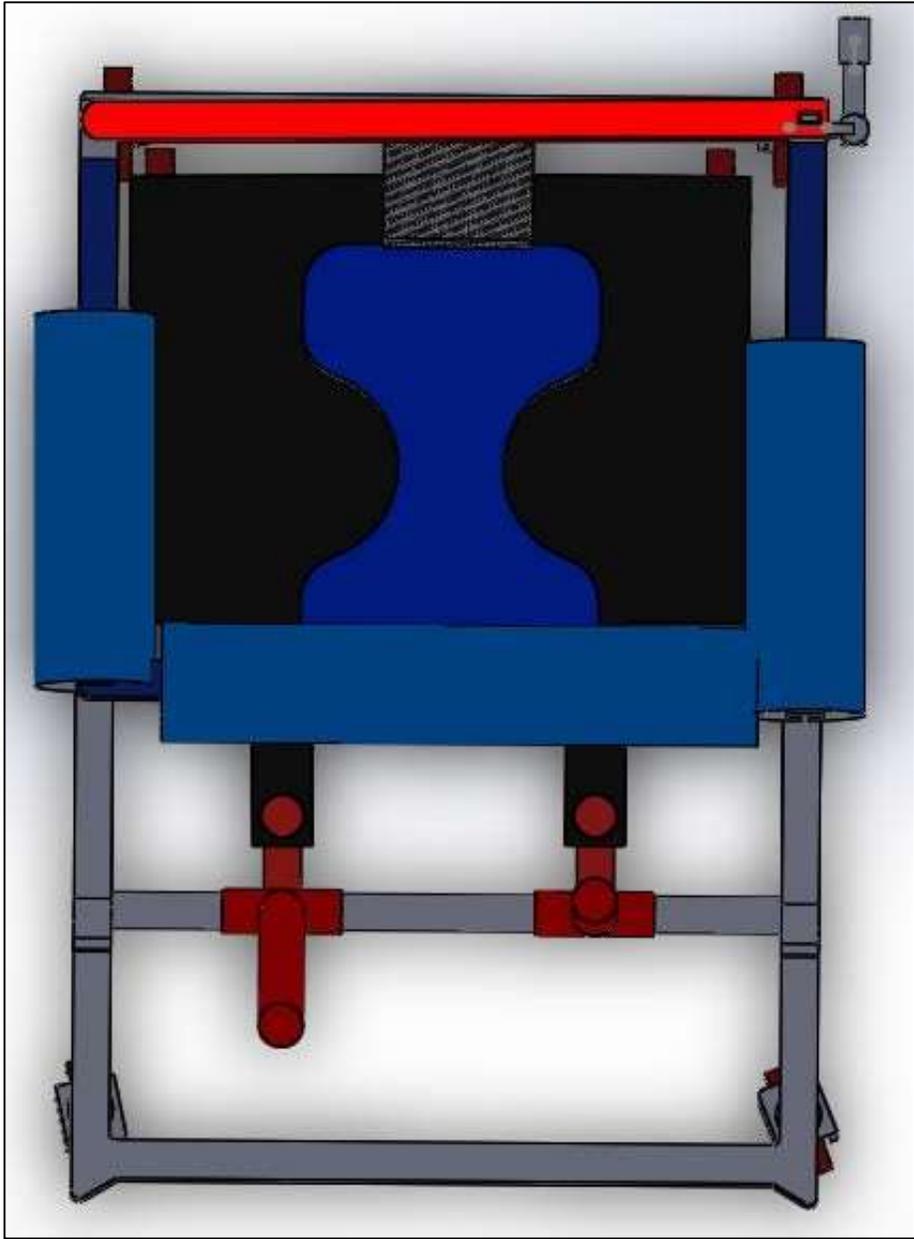


Imagen.5.4 Vista de planta bipedestador

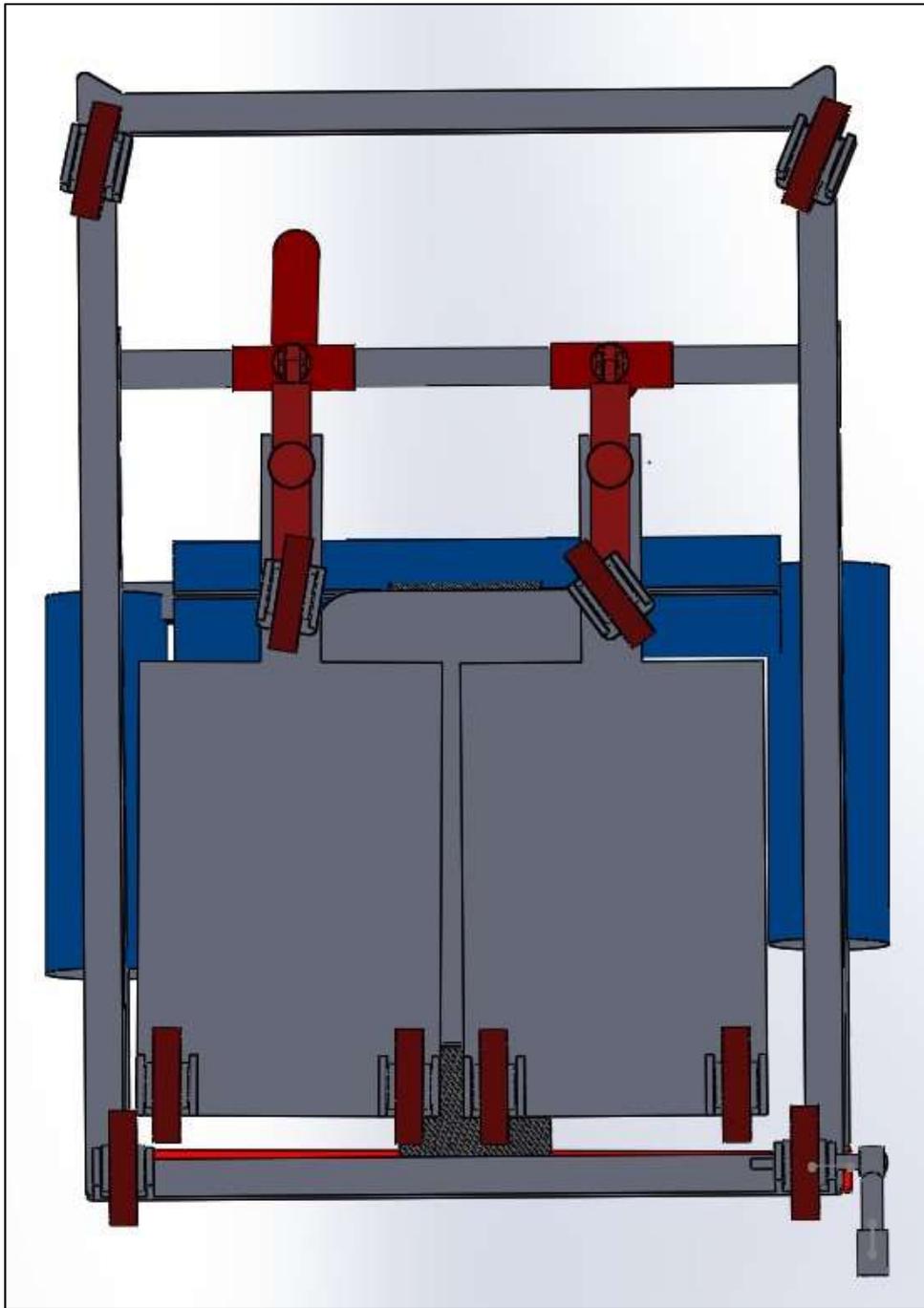


Imagen. 5.5 Vista inferior de bipedestador

CAPÍTULO 6 CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

6.1 Conclusión

Se realizó el diseño del dispositivo bipedestador para la rehabilitación de niños con discapacidad en el tren inferior con la finalidad de generar las bases para la implementación de sensores que generen un seguimiento tangible de la mejoría del paciente.

La utilización de este dispositivo bipedestador ayudará a los fisioterapeutas a contar con otro medio terapéutico que sumado a sus diferentes programas de rehabilitación podrá ayudar a más personas a llevar una mayor calidad de vida.

Por tal motivo y dada la naturaleza del proyecto este cumple con los objetivos propuestos de acuerdo a la justificación dada y así finalmente se obtuvo el visto bueno de la institución.

6.2 Recomendaciones

Los materiales utilizados son económicos pero su peso y geometría es robusta por ende una de las recomendaciones al momento de realizar la construcción del dispositivo sería la utilización de acero inoxidable grado médico para evitar el uso de recubrimientos anticorrosivos y deterioro por oxidación, así como un notable aligeramiento del peso propio del equipo.

6.3 Trabajos futuros.

El trabajo futuro de este proyecto es implementarle diversos tipos de sensores para poder medir el progreso de la rehabilitación del paciente por medio de una gráfica o tabulación del aumento o mejoría de las fuerzas aplicadas a los mecanismos.

Así mismo el material usado en el diseño de este proyecto fue acero con bajo contenido de carbono por su fácil utilización y no requiere herramientas o procesos sofisticados en la fase constructiva.

VI Bibliografía

1. Mecánica de materiales, Editorial Alfaomega, Autor: Fitzgerald año: 2007
Tema; Esfuerzos cortantes.
2. Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Novena edición Editorial McGrawHill
Autor: Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett, Tema Ejes
3. Mecánica de materiales, Editorial Pearson Novena edición, Autor: R.C. Hibbeler
Tema: Aplicación de esfuerzos.
4. Manual de Solidworks 2009, Editorial Baker Avenue, Autor: SolidWorks Corporation,
Tema; Diseño de estructuras
5. Resistencia de materiales y estructuras, Editorial CIMNE, Autor Juan Miquel
Canet, Tema: Tensiones por esfuerzo cortante
6. Diseño de Elementos Mecánicos, Editorial FcFm, Autor: Alejandro Ortiz
Bernardin, Tema: Proceso de diseño
7. Diseño de Elementos de Maquinas, Editorial LabTecMat, Autor: M.I. Felipe Diaz del
Castillo Rodríguez, Tema; Diagrama de Esfuerzo-Deformación
8. Norma ISO 286-1, Tolerancias y dimensiones
9. Norma ASTM B01 y A01 Materiales ferrosos y no ferrosos.