

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE
SUSPENSIÓN PARCIAL DE PESO CORPORAL PARA REHABILITACIÓN
FÍSICA**



**AMAURY ANDRÉS CORTEZ MESTRA
MIGUEL JOSÉ BERROCAL GONZÁLEZ**

**UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA, CÓRDOBA**

2017.

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE
SUSPENSIÓN PARCIAL DE PESO CORPORAL PARA REHABILITACIÓN
FÍSICA**

**AMAURY ANDRÉS CORTEZ MESTRA
MIGUEL JOSÉ BERROCAL GONZÁLEZ**

**Trabajo de grado presentado en la modalidad de Trabajo de Investigación, como
parte de los requisitos para optar al Título de Ingeniero Mecánico**

**DIRECTOR
ING. VALÉRY JOSÉ LANCHEROS SUAREZ, Msc**

**UNIVERSIDAD DE CÓRDOBA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA
MONTERÍA, CÓRDOBA**

2017.

La responsabilidad ética, legal y científica de las ideas, conceptos y resultados del proyecto, serán responsabilidad de los autores.

Artículo 61, Acuerdo N° 093 del 26 de noviembre de 2002 del Consejo Superior.

NOTA DE ACEPTACIÓN

VALÉRY JOSÉ LANCHEROS SUÁREZ

Director

LUIS ARMANDO ESPITIA SANJUÁN

Jurado

ELKIN CAMILO MEDELLIN PÉREZ

Jurado

*A mis padres Claudio Cortez y
Bernardina Mestra, porque ellos han
dado razón a mi vida, por sus consejos,
su apoyo incondicional y su paciencia,
todo lo que hoy he logrado es gracias a*

Ellos

*A mis hermanos quienes me han dado la
mano en momentos difíciles*

*A Rossana Márquez, quien es alguien
muy especial en mi vida, por sus palabras
y apoyo que me dieron fuerzas para no
desfallecer*

*A mis compañeros y amigos con quienes
compartí durante estos años demasiadas
experiencias que quedaran para siempre
en nuestras memorias y permitirá
mantener viva esta amistad.*

*A todas aquellas personas que de una u
otra manera han contribuido para
obtener este gran logro.*

Amaury Cortez Mestra

Por encima de todo dedico este triunfo a mi Padre Dios, quien es el autor principal de mi vida y que solo a través de él ha sido posible culminar esta etapa.

A mis padres José Miguel Berrocal y Evangelina González, por enseñarme a perseverar aun en los momentos más difíciles, por ser el apoyo permanente e incondicional en todo este tiempo de formación; a mi hermana por dedicar parte de su tiempo a ayudarme cuando más lo necesité.

A toda mi familia por demostrar su aprecio a través de sus buenos consejos y por aportar de su valioso tiempo en este proceso.

A mis amigos que valoro mucho, que han depositado valiosos aportes, que nunca han dejado de creer en mí y que han compartido momentos de muchas enseñanzas a mi lado.

Miguel José Berrocal González.

Agradecimiento especial a:

*Queremos agradecer primeramente a Dios porque nos dio el don de perseverancia y sabiduría para alcanzar este objetivo en nuestras vidas.
Agradecemos a nuestros amados Padres porque han sido el eje principal para alcanzar cada pieza necesaria para formarnos como profesionales integrales y altas aptitudes y actitudes.*

Agradecimientos:

*A la Universidad de Córdoba que nos abrió sus puertas para ser mejores personas y buenos profesionales.
Al cuerpo de docente que con el pasar de los años se convirtieron en nuestro ejemplo a seguir.
A nuestros compañeros pues con ellos vivimos buenos y malos momentos que solo se viven en la Universidad y que con algunos más que compañeros nos convertimos en verdaderamente amigos.
A las secretarias Angélica Negrete y Alcira Cebrales porque siempre han sido serviciales y dispuestas a colaborar en lo que puedan para hacer crecer el programa.
Al sr Rafael Guillín y a sr Luis Quintero por ayudarnos a construir el dispositivo.
A la Clínica Valeja por abrirnos sus puertas para desarrollar nuestro proyecto, en especial a los pacientes que se dispusieron para evaluar el equipo y a la Fisioterapeuta Mercedes Montoya por su gran colaboración durante la etapa de prueba.*

TABLA DE CONTENIDO.

	Pág.
RESUMEN	17
ABSTRACT	18
INTRODUCCIÓN	19
1. GENERALIDADES	21
1.1 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	22
1.2 JUSTIFICACIÓN	23
1.3 OBJETIVOS	25
1.3.1 Objetivo General	25
1.3.2 Objetivos Específicos	25
1.4 MARCO TEÓRICO	26
1.4.1 Medicina Física y Rehabilitación	26
1.4.2 La Marcha Humana	26

1.4.3	Marcha sobre Banda Caminadora con Suspensión Parcial del Peso Corporal.....	28
1.4.4	Determinación del Peso Corporal a Suspender	29
1.4.5	Tipos de trastornos en la marcha.....	30
1.4.6	Traumatismo Raquimedular (TRM).....	31
1.4.7	Accidente Cerebrovascular (ACV)	32
1.4.8	Traumatismo Cráneoencefálico (TCE)	33
1.4.9	Enfermedad de Wilson.....	34
1.4.10	Plejia y Paresia.....	35
1.3	ALCANCES Y LIMITACIONES	36
1.4	ESTADO DEL ARTE	37
2	MATERIALES Y MÉTODOS.....	40
2.1	DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS, COMPONENTES DE DISEÑO Y SELECCIÓN DE MATERIALES.....	41
2.1.1	Parámetros	42
2.1.2	Componentes.....	45
	Selección del malacate.....	45

Selección del Dinamómetro	48
2.1.3 Selección de Materiales	48
2.2 DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN	51
2.3 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN.....	56
2.4 VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN	57
3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN	59
3.1 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA Y DEL MECANISMO DE SUSPENSIÓN DE LA CARGA	60
3.1.1 Selección de dimensiones de la estructura.....	60
3.1.2 Diseño Preliminar y Selección del Diseño	61
3.1.3 Análisis de Elementos Finitos de la Estructura	63
3.1.4 Diseño de Pasador para Poleas.....	71
3.1.5 Diseño Barra para Arnés	75
2.4.6 Diseño de Pasamanos	78
2.4.7 Diseño de Soldadura.....	80
2.4.8 Selección de Sujetadores Roscados	88
2.4.9 Selección de las Ruedas	92

2.4.10	Selección del Cable	93
2.4.11	Selección del Arnés	93
2.5	CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.....	95
3.2.1	Viga Superior.....	95
3.2.2	Vigas Base	96
3.2.3	Columnas.....	96
3.2.4	Poleas	97
3.2.5	Pasador de las Poleas	98
3.2.6	Barra para Arnés.....	98
3.2.7	Barras guías para ajustar la altura del pasamanos.....	99
3.2.8	Pasamanos	99
3.2.9	Carcasa para el Malacate	100
3.2.10	Ensamble de la estructura	101
3.2.11	Ensamble del mecanismo de suspensión	103
3.3	VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN DE PESO	
	CORPORAL.....	106
3.3.1	Verificación técnica de cada componente	106

3.3.2	Validación de la funcionalidad del equipo	107
4	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	116
4.1	CONCLUSIONES.....	117
4.2	RECOMENDACIONES.....	118
5	BIBLIOGRAFÍA.....	119
6	ANEXOS	123
6.1	A1: BASE DE DATOS DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS.....	124
6.2	A2: ESPECIFICACIONES DEL TUBO RECTANGULAR.....	126
6.3	A3: DISEÑO DEL SOPORTE.....	127
6.4	A4: INFORME DE LA EVOLUCIÓN FÍSICA DE LOS PACIENTES	129
6.5	A5. FICHA TÉCNICA DEL PROTOTIPO	133
6.6	A6. MANUAL DE OPERACIÓN.....	134
6.7	A7. MANUAL DE MANTENIMIENTO	136
6.8	A7. COSTOS DEL PROYECTO.....	137
6.9	A7. PLANOS.....	139

LISTADO DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Síndromes motores que alteran la movilidad.	35
Tabla 2. Parámetros definidos previos al diseño.	45
Tabla 3. Características del Dinamómetro Seleccionado.	48
Tabla 4. Materiales Seleccionados.	49
Tabla 5. Características de los Diseños Preliminares.	62
Tabla 6. Características de la Rueda Seleccionada.	92
Tabla 7. Resultados de inspección técnica	106
Tabla 8. Resultados Pruebas de Validación Paciente 1.	109
Tabla 9. Resultados Pruebas de Validación Paciente 2.	111
Tabla 10. Resultados Pruebas de Validación Paciente 3.	113
Tabla 11. Resultados Pruebas de Validación Paciente 4.	115
Tabla 12. Medidas Antropométricas	124
Tabla 13. Resultados de Optimización del Soporte	128

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Ciclo de marcha humana	27
Figura 2. Sistema h/p/cosmos airwalk.....	37
Figura 3. Standard Unweighing System.	38
Figura 4. Sistema mecánico de rehabilitación.....	39
Figura 5. Sistema de suspensión parcial del peso corporal.....	39
Figura 6. Esquema General del Dispositivo con sus partes.....	41
Figura 7. Altura de codos	43
Figura 8. Alcance mínimo con agarre.	44
Figura 9. Anchura codo-codo.....	44
Figura 10. Malacate Seleccionado	46
Figura 11. a) Vista Frontal y b) Vista lateral de la viga seleccionada, medidas en mm.	51
Figura 12. Factores mínimos de seguridad para cables de acero.	55
Figura 13. a) Fisioterapeuta sosteniendo paciente en banda caminadora;.....	58
Figura 14. DCL y Diagrama de momento flector de la viga superior.....	60
Figura 15. Diseños Preliminares de la Estructura	61
Figura 16. Resultados de von Mises para la viga superior.....	63
Figura 17. Resultados de desplazamientos para la viga superior.....	64
Figura 18. Valores de k para obtener longitud efectiva.	66
Figura 19. Resultados de pandeo (mm) para la columna en los ejes X, Y, Z.	68
Figura 20. Resultados de von Mises para la viga base.....	69
Figura 21. Resultados de desplazamientos para la viga base.....	70

Figura 22. DCL de Pasador de Polea	71
Figura 23. Diagrama de Fuerza Cortante y Momento Flector del Eje	72
Figura 24. Resultados de von Mises para el pasador de las poleas.....	74
Figura 25. Resultados de desplazamientos para el pasador de las poleas.....	74
Figura 26. DCL de Viga para Arnés	75
Figura 27. Diagrama de Fuerza Cortante y Momento Flector de Viga para Arnés	76
Figura 28. Resultados de von Mises para la viga del arnes.....	77
Figura 29. Resultados de desplazamientos para la viga del arnes.....	78
Figura 30. Resultados de von Mises para los pasamanos.....	79
Figura 31. Resultados de desplazamientos para los pasamanos.	79
Figura 32. Esquema de soldadura entre la placa base y la columna.....	80
Figura 33. Esquema de soldadura entre la placa superior y la columna.	83
Figura 34. Esquema de soldadura entre la placa que sostiene el pasamano y la columna.....	85
Figura 35. Resultados de análisis de soldadura para cordón 1.....	87
Figura 36. Resultados de análisis de soldadura para cordón 2.....	87
Figura 37. Resultados de análisis de soldadura para cordón 3.....	88
Figura 38. Dimensiones para la arandela plana.....	89
Figura 39. Dimensiones para la tuerca hexagonal.	90
Figura 40. Especificaciones del cable.	93
Figura 41. Arnés Seleccionado.	94
Figura 42. Proceso de corte en la viga superior.....	95
Figura 43. Proceso de taladrado	96

Figura 44. Proceso de taladrado y soldadura en las columnas.	97
Figura 45. Material sin mecanizar y luego de mecanizar.....	97
Figura 46. Proceso de ranurado en el torno.	98
Figura 47. Proceso de ranurado y refrentado en el torno.	98
Figura 48. Proceso de soldadura en las barras guías.....	99
Figura 49. Proceso de doblado y soldadura en los pasamanos.	100
Figura 50. Modelo y unión de la carcasa.....	100
Figura 51. Ensamble de la viga base con la columna.....	101
Figura 52. Ensamble de las columnas con la viga superior.....	101
Figura 53. Ensamble de la estructura con las ruedas.	102
Figura 54. Ensamble de polea dentro de la estructura.....	103
Figura 55. Ensamble del malacate a la columna.....	104
Figura 56. Ensamble de los pasamanos.....	104
Figura 57. Dispositivo Construido en su Totalidad.	105
Figura 58. Levantamiento de carga máxima.	107
Figura 59. Paciente 1, Jorge Aleans; Realizando terapia de Rehabilitación.	108
Figura 60. Paciente 2, Gabriel Aleans; Realizando terapia de Rehabilitación.	110
Figura 61. Paciente 3, Carlos Velázquez; Realizando terapia de Rehabilitación.....	112
Figura 62. Paciente 4, Pedro Sierra; Realizando terapia de Rehabilitación.	114
Figura 63. Especificaciones del tubo rectangular seleccionado.	126
Figura 64. Esquema norma LA414 retenida de un soporte.	127

RESUMEN

El presente trabajo corresponde al diseño y construcción del prototipo de un dispositivo de suspensión parcial de peso corporal para rehabilitación física, el cual permite a pacientes con discapacidad para caminar, iniciar terapias de recuperación en etapa prematura. El dispositivo fue diseñado para adaptarse a diferentes estaturas y pesos de pacientes y ser utilizado con distintos equipos complementarios de ayuda en rehabilitación de la marcha.

Para obtener los objetivos propuestos se implementó una metodología que abordó inicialmente la selección de parámetros preliminares, seguidamente bajo criterios de diseño de máquinas, resistencia de materiales y utilizando el software SolidWorks 2016 se desarrolló el diseño. A partir de este se llevó a cabo la construcción y ensamble del dispositivo utilizando distintos procesos de manufactura.

Finalmente, se comprobó que cada componente funcionará adecuadamente y se evaluó el equipo suspendiendo pacientes con distinto peso y estatura, se evaluó el estado fijo y móvil, simultáneamente se cuantificó de manera precisa la carga soportada por el paciente a medida que realizó la terapia, utilizando un dinamómetro digital. Se hizo seguimiento de estos pacientes durante dos meses para evidenciar las mejoras en ellos gracias a la utilización del equipo. El dispositivo obtenido ofrece prestaciones similares a los que se encuentran actualmente en el mercado.

Palabras claves: Rehabilitación física, suspensión parcial.

ABSTRACT

This document corresponds to the design and construction of a prototype of partial weight suspension system to physical rehabilitation, which allows patients with walking disabilities to start recovery therapies in premature stage. This device was designed to adapt to different heights and weights of patients and to be used with different complementary equipment to help in walking rehabilitation.

To obtain the proposed objectives was implemented a methodology that start with the preliminary parameter selection, so then was developed the design under design criteria of machines, material resistance and using SolidWorks 2016 software. From this was made the construction and assembly of the device using many manufacturing processes.

Finally, the correct functioning of each component was checked and the equipment suspending people (patients) was assessed with different weight and height, so the fixed line and mobile state were assessed, and simultaneously using a dynamometer digital the burdened load for the patient was quantified in a precise way while they perform the therapy. These patients were followed for two months to prove improvements in them, so it was thanks to the use of this equipment. The device obtained offers benefits like those currently on the market.

Key words: Physical Rehabilitation, partial suspension.

INTRODUCCIÓN

La capacidad de locomoción en bípedo distingue a los seres humanos entre el resto de los seres vivos. La deambulación en dos pies libera nuestras extremidades superiores y nos permite realizar otras actividades de la vida diaria e interactuar con el medio que nos rodea (Cerde, 2014). Sin embargo, esta autonomía muchas veces se ve limitada debido a trastornos de la marcha que pueden ocurrir en cualquier grupo etario; aunque, su prevalencia se incrementa en la tercera edad. Los adultos mayores son especialmente sensibles a disminuir su capacidad locomotora, iniciando de esta forma un progresivo deterioro del estado de funcionalidad física, psíquica y social. A los 60 años, un 15 % de los individuos presentan alteraciones en la marcha, 35 % a los 70 años y aumenta hasta cerca del 50 % en los mayores de 85 años (Jahn K, 2010).

Para corregir estos trastornos es necesario recurrir a rehabilitación física por medio de terapias, por tanto, en este proyecto se tiene como objetivo el diseño y construcción del prototipo de un dispositivo de suspensión parcial de peso corporal que permita garantizar que estas terapias se desarrollen de forma cómoda, segura y con una rápida recuperación en el paciente.

Se ha organizado la presentación de este trabajo en cinco capítulos los cuales son planteados bajo los siguientes aspectos:

En el capítulo uno, generalidades, se realiza un enfoque de manera muy general en lo que concierne a el planteamiento del problema, la justificación, los objetivos, el marco teórico y estado del arte.

En el capítulo dos se abordan todos los aspectos relacionados con la parte determinación de parámetros, los materiales seleccionados, las propuestas preliminares para el diseño, la selección de la propuesta definitiva y todo lo que se refiere a cálculos de diseño y simulaciones en el Software Solidworks 2016.

En el tercer capítulo se muestra lo relacionado con la construcción del prototipo como es: la materia prima que se utilizó para construir cada una de las piezas, los procesos de manufactura seleccionados para elaborar cada una de estas y su posterior ensamble.

En el cuarto capítulo, evaluación y validación, se presentan las verificaciones de que cada parte sea funcional y se realizaron las pruebas de suspensión de personas con distinto peso y distintas estaturas con el fin de evaluar el dispositivo, además se establece el manual de operación y de mantenimiento para el dispositivo.

En el quinto y último capítulo se presentan las conclusiones, en relación con los objetivos planteados al inicio de este trabajo. Adicionalmente se realizan recomendaciones respecto a los aspectos que se pueden mejorar para un posible rediseño del proyecto desarrollado.

1. GENERALIDADES

1.1 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Según el Censo demográfico realizado por el DANE (2010), la población de Colombia para este año fue 45509584 habitantes, de los cuales 3955878 padecen de algún tipo de discapacidad, lo que equivale aproximadamente a un 8,69 % de la población y 688756 poseen limitación para caminar, correr y saltar que es 1,51 % de la población total.

Adicionalmente en el departamento de Córdoba hay una población de 105889 personas con discapacidad, entre esta población hay 21467 personas con dificultad para caminar, correr y saltar de las cuales 423 deben ser tratadas con medicina física y rehabilitación, 7600 deben ser tratadas con fisioterapia y 741 deben ser tratadas con terapia ocupacional, además, indica que en el municipio de Montería hay 4422 personas mayores de 10 años que tienen algún tipo de discapacidad (DANE, 2010).

Según los datos suministrados por el médico Libardo Rodríguez la cantidad de pacientes tratados por día en el Centro de Especialistas Valeja Rehabilitación & Dolor, son aproximadamente 90, de estos pacientes el 10 % requieren el uso de un dispositivo para soporte parcial del peso corporal para facilitar su proceso de rehabilitación física (L. Rodríguez, comunicación personal, 16 de abril de 2016).

La pérdida total o parcial de las habilidades motrices en el hombre tiene una influencia negativa sobre la calidad de vida. Una forma de restablecer estas limitaciones, es por medio de la rehabilitación física entre las cuales están actividades para reeducar la marcha cuando no es funcional. Con base en esto se han planteado diferentes técnicas

para facilitar el proceso de rehabilitación física en los afectados, una de ellas es reducir parcialmente el peso corporal del paciente (Díaz, y otros, 2008).

Uno de los métodos utilizados es ingresar a la persona en una piscina, donde se realiza la terapia o procedimiento específico según la condición de la persona, pero éste método restringe el uso para algunos pacientes, cómo los que sufren retención o incontinencia urinaria los cuales necesitan una sonda para la vejiga lo que les impide realizar su rehabilitación con este método al no poder ingresar a la piscina (L. Rodríguez, comunicación personal, 16 de abril de 2016).

Por otra parte, lesiones en articulaciones como el tobillo, en la rodilla o distensión de un ligamento incapacita el correcto andar de las personas, así como patologías que no les permite controlar sus extremidades inferiores y superiores, acompañado de movimientos involuntarios, lo que provoca que no puedan caminar por sus propios medios.

El valor promedio de los dispositivos de suspensión de peso corporal oscila en el mercado entre los 7299 USD, lo cual resulta costoso, sin agregar gastos adicionales como envío, adicionando que en el país no se tiene conocimiento de proveedores de este tipo de mecanismo (Physical, 2016).

1.2 JUSTIFICACIÓN

Resulta de gran aporte diseñar un dispositivo que permita regular el peso de manera parcial en pacientes que por determinada causa hayan perdido la capacidad de tener una marcha funcional, requieran de rehabilitación física por medio de terapias y que al principio de éstas no sean capaces de soportar totalmente su peso corporal afectando su recuperación adecuada y segura.

La ley estatutaria 1618 del 27 de febrero del 2013 en el artículo 9, establece que todas las personas con discapacidad tienen derecho a acceder a los procesos de habilitación y rehabilitación integral, respetando sus necesidades y posibilidades específicas con el objetivo de lograr y mantener la máxima autonomía e independencia, en su capacidad física, mental y vocacional, así como la inclusión y participación plena en todos los aspectos de la vida (Congreso de Colombia, 2013). En este sentido, en el municipio de Montería, resulta esencial mejorar la calidad de vida de los discapacitados físicos con limitación para caminar, los cuales reciben procedimientos terapéuticos manuales que le ocasionan nerviosismo al intentar andar sin asistencia segura que le ayude a sostener su peso, le impida caerse y proporcione una postura correcta; conllevando así a tener una rehabilitación demasiado lenta y a veces riesgosa pues se puede comprometer aún más la parte afectada. El dispositivo con suspensión parcial de peso para recuperar la marcha garantiza sesiones terapéuticas más seguras, multifactoriales y con mejores resultados en menor tiempo.

Por otro lado es de gran importancia anotar, que cualquiera de los tres componentes principales del desplazamiento (postura, equilibrio y coordinación) se pueden ver afectados por una variedad de desórdenes neurológicos, musculares y óseos que se reflejan en la interrupción de caminar normalmente, es aquí donde las terapias realizadas con ayuda del dispositivo de suspensión de peso parcial puede asistir en la regeneración de la capacidad del paciente para andar, además, permite realizar ejercicios cardiovasculares con el apoyo de una pista de marcha mejorando el equilibrio y perfeccionando la postura.

Es necesario tomar medidas para aumentar la autonomía en las actividades cotidianas y mejorar las habilidades motrices en este tipo de pacientes en el menor tiempo posible, los cuales pueden encontrarse en uno de los siguientes casos: Lesión de médula espinal, parálisis cerebral, enfermedad de Parkinson, adultos mayores, lumbalgia, rotación pélvica irregular, esguince (torcedura), amputado en alguna de las extremidades inferiores.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo General

Diseñar y construir el prototipo de un sistema de suspensión parcial de peso corporal para rehabilitación física.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Identificar los parámetros determinados a partir de las características requeridas para diseñar el prototipo.
- Diseñar la estructura del prototipo y el mecanismo de suspensión de la carga aplicando los conceptos de diseño mecánico.
- Construir el prototipo de suspensión parcial de peso corporal a través de procesos de manufactura y validar su funcionalidad realizando pruebas con diferentes personas.

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 Medicina Física y Rehabilitación

En 1986 la Organización Mundial de la Salud (OMS) definió la medicina física y rehabilitación como el conjunto de medidas sociales, educativas y profesionales destinadas a restituir al paciente minusválido la mayor capacidad e independencia posibles.

Por otra parte, se define la medicina física y rehabilitación como la especialidad médica a la que concierne el diagnóstico, evaluación, prevención y tratamiento de la incapacidad encaminados a facilitar, mantener o devolver el mayor grado de capacidad funcional e independencia posibles. El ámbito de actuación engloba a enfermos con patologías del aparato locomotor, neurológicas, infantiles y del desarrollo, vasculares y del sistema linfático, cardiorrespiratorias, del suelo pélvico, de la comunicación, entre otros (Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, 2016)

1.4.2 La Marcha Humana

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida, se desplaza hacia delante o atrás siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas; cuando menos un pie está en contacto con el suelo mientras el otro se balancea hacia delante como preparación al siguiente apoyo; podría pensarse entonces que es un movimiento periódico (Huang & Yokoi, 2001).

Durante un ciclo de marcha completo cada pierna pasa por una fase de apoyo durante la cual el pie se encuentra en contacto total o parcialmente con el suelo, seguido por una fase de oscilación, en la cual el pie se encuentra en el aire, al tiempo que avanza. La fase de apoyo comienza cuando el talón está en contacto con el suelo y finaliza cuando los dedos pierden el contacto con él; la fase de oscilación transcurre desde cuando el antepié se despegó del suelo hasta cuando el pie se apoya en el talón nuevamente, como lo muestra la figura 1 (Prat & Sánchez, 2002).

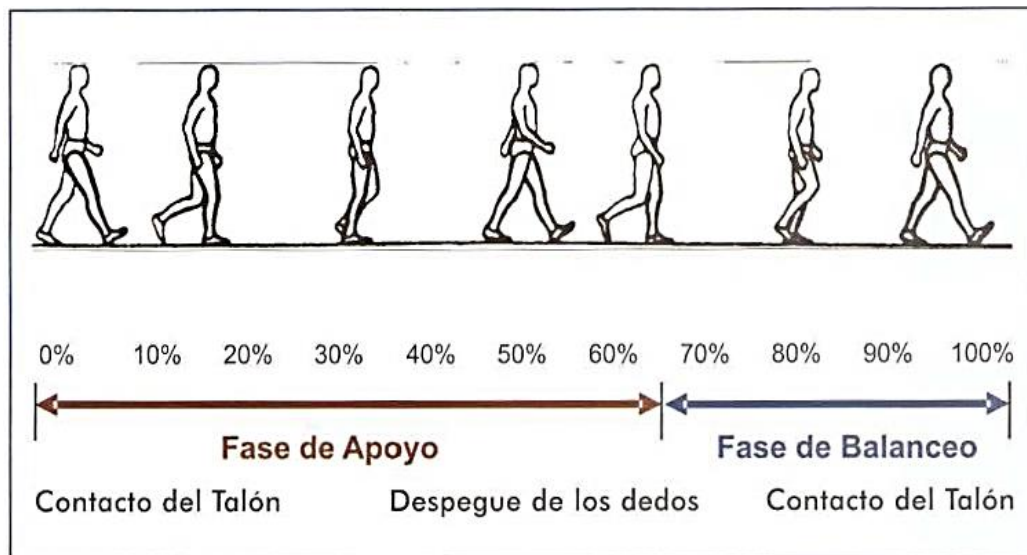


Figura 1. Ciclo de marcha humana

Tomada de: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica (2002).

1.4.3 Marcha sobre Banda Caminadora con Suspensión Parcial del Peso Corporal

Es una nueva técnica de reeducación de la marcha. Tiene su origen en estudios experimentales realizados en gatos a los que se provocó una lesión medular. Mediante el soporte parcial del peso del cuerpo, y haciéndoles caminar sobre una cinta rodante, conseguían recuperar una marcha casi normal. Sobre esta base se diseñó una estrategia para reeducar la marcha en pacientes con lesiones neurológicas. Técnicamente consiste en utilizar un sistema de suspensión cenital y un arnés para soportar un porcentaje del peso del paciente mientras éste camina sobre una cinta rodante.

Progresivamente, a medida que la marcha mejora, se va disminuyendo el soporte de peso. El sistema permite una reducción simétrica del peso sobre las extremidades inferiores y ejercitar una marcha rítmica y repetitiva con el paciente en bipedestación (Flórez, 2000).

Regulación de la Velocidad de la Cinta Rodante

A la hora de realizar la regulación de la velocidad se debe seleccionar el valor que permita al paciente mantener un buen patrón de marcha y evitar la fatiga para lograr una sesión larga de entrenamiento. Por tanto, la velocidad a utilizar puede ser alta o baja (Hocoma, 2016).

Las velocidades altas son útiles en los siguientes supuestos (Hocoma, 2016):

- Cuando la meta es proveer al paciente una entrada aferente del patrón de marcha y además facilitar los cambios neuroplásticos. Una velocidad alta implica más repeticiones e incrementará el desafío.

- Cuando la meta es reforzar un patrón automatizado, y promover que los pacientes sean capaces de caminar sin pensar sobre cada movimiento específico.
- Cuando el paciente ha participado en múltiples sesiones en la cinta rodante y se ha usado una velocidad regular, un aumento de la velocidad podría resultar en un incremento del desafío y además puede utilizarse como progresión de la terapia.

Las velocidades bajas pueden ser útiles en los siguientes supuestos (Hocoma, 2016):

- Durante las primeras sesiones de entrenamiento, para permitir la acomodación de los pacientes a la cinta rodante.
- Cuando la meta es reaprender un movimiento específico y focalizarse en un problema particular de la marcha, una velocidad más baja le dará al paciente el tiempo de pensar en el movimiento. Por ejemplo: extender conscientemente la rodilla durante la fase de apoyo.
- Útil en pacientes con espasticidad en el comienzo de la sesión, hasta que el tono muscular se regule y se adapte al movimiento.

1.4.4 Determinación del Peso Corporal a Suspendir

El contacto del talón con el suelo durante el recorrido se pierde en algunos pacientes cuando la suspensión de peso excede el 40 % de su peso corporal (Visintin, 1998). (Gardner, 1998) eligió un nivel de suspensión de peso en que el paciente consiguió contacto del talón con el suelo bilateralmente a lo largo de 10 pasos consecutivos, obteniendo un nivel máximo de suspensión del 32 %.

1.4.5 Tipos de trastornos en la marcha

Los trastornos de la marcha se definen por una lentificación de la velocidad de la marcha, alteración en las características del paso (base, longitud, rangos de movimiento) inestabilidad o modificación en la sincronía de ambas extremidades inferiores, generando ineficacia para el desplazamiento y alterando las actividades de vida diaria. Las causas son habitualmente multifactoriales, sin embargo, lo más frecuente es que se encuentren alteraciones neurológicas (60 % de los pacientes) u osteomusculares (40 %) (Cerde, 2014).

Dependiendo de la patología de la persona, se pueden ver diferentes alteraciones en el modo normal de marchar.

Marcha atáxica sensorial (tabética)

Se debe a un trastorno sensitivo posterior, con afectación de la sensibilidad propioceptiva. El paciente camina muy inestable, mirando al suelo, lanzando los pasos. La estabilidad empeora al cerrar los ojos (Cerde, 2014).

Marcha atáxica

Consiste en aumento de la base de sustentación, incapacidad para realizar la marcha en tándem, inestabilidad del tronco, desviación de la trayectoria. La marcha atáxica se debe a un daño cerebeloso, sensitivo o vestibular (Cerde, 2014).

Marcha parkinsoniana

De paso corto, con el tronco antepulsionado, sin braceo, con dificultades en los giros. Es la misma marcha festinante, el paciente comienza a acelerarse, con pasos cortos rápidos y tiende a caer hacia delante (Cerde, 2014).

Marcha en steppage

Debilidad de los músculos flexores dorsales de pie. El paciente tiene que elevar mucho el pie para que, al lanzar el paso, sin chocar la punta con el suelo, se conoce como chancleteo (Cerda, 2014).

Marcha hemiparética (circunducción)

La extremidad inferior está en extensión y el paciente, para avanzar la extremidad y salvar el obstáculo del suelo, debe realizar un movimiento de circunducción hacia fuera y hacia delante (Cerda, 2014).

Marcha miopática (de pato)

La persona exagera el movimiento de proyección y flexión al caminar, eleva la pelvis sucesivamente, simulando el andar de un pato (Cerda, 2014).

Marcha espástica

La persona tiene problemas al flexionar las piernas, obligándolo a andar simulando el movimiento de andar de unas tijeras (Cerda, 2014).

1.4.6 Traumatismo Raquimedular (TRM)

El trauma raquimedular es el nombre que se le da al grupo de lesiones de distintas estructuras (osteoligamentosas, cartilaginosas, musculares vasculares, meníngeas y medulares) de la columna vertebral en cualquiera de sus distintos niveles (Moreno, 2015).

La principal causa de TRM son los accidentes de tránsito (más del 50 %), también se encuentran los accidentes laborales y deportivos. Entre el 25-60 % de los casos vienen acompañados de traumatismos múltiples (craneal, torácico, pélvico, etc). Estos pueden estar relacionados con lesiones por arma de fuego, caídas de más de 4 metros de altura,

lesiones por onda explosiva, clavados en aguas poco profundas, entre otras (Moreno, 2015).

Las zonas anatómicas más afectadas son: cervical baja, unión cervico-torácica y la unión dorso-lumbar.

Tipos de lesiones

Lesión medular completa: Afecta todo un segmento medular. En el paciente se encuentra parálisis y pérdida de la sensibilidad de las partes del cuerpo inferiores al segmento afectado (Moreno, 2015).

Lesión medular incompleta: Hay daño de una porción de la médula espinal. Todos los signos se presentan en porciones espinales inferiores al segmento medular afectado (Moreno, 2015).

Síndrome de cauda equina y cono medular: Ocurre por fracturas lumbares bajas, puede haber compromiso de los esfínteres (retención o incontinencia), hay debilidad muscular uni o bilateral de miembros inferiores, pérdida de la sensibilidad de la porción medial de los muslos y región perineal (en silla de montar); además hay falta de reflejos aquilianos (Moreno, 2015).

1.4.7 Accidente Cerebrovascular (ACV)

Un accidente cerebrovascular sucede cuando el flujo de sangre a una parte del cerebro se detiene. Si el flujo sanguíneo se detiene por más de pocos segundos, el cerebro no puede recibir nutrientes y oxígeno. Las células cerebrales pueden morir, lo que causa daño permanente. Hay dos tipos principales de accidente cerebrovascular: Accidente cerebrovascular isquémico y Accidente cerebrovascular hemorrágico (MedlinePlus, 2017).

El accidente cerebrovascular isquémico ocurre cuando un vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro resulta bloqueado por un coágulo de sangre. Esto puede suceder de dos maneras (MedlinePlus, 2017):

- Se puede formar un coágulo en una arteria que ya está muy estrecha. Esto se denomina accidente cerebrovascular trombótico.
- Un coágulo se puede desprender de otro lugar de los vasos sanguíneos del cerebro, o de alguna parte en el cuerpo, y trasladarse hasta el cerebro. Esto se denomina embolia cerebral o accidente cerebrovascular embólico.

Un accidente cerebrovascular hemorrágico ocurre cuando un vaso sanguíneo de una parte del cerebro se debilita y se rompe. Esto provoca que la sangre se escape hacia el cerebro. Algunas personas tienen defectos en los vasos sanguíneos del cerebro que hacen que esto sea más probable (MedlinePlus, 2017).

1.4.8 Traumatismo Cráneoencefálico (TCE)

Se considera un TCE a cualquier traumatismo en la cabeza que lleva a una lesión del cuero cabelludo, cráneo y cerebro, que condicione deterioro funcional del contenido. El TCE se produce por el agotamiento brusco de la energía cinética que lleva, bien un agente que golpea el cráneo o bien este cuyo movimiento se ve interrumpido al chocar contra otra estructura fija (Villatoro, 2011).

Teniendo la Escala de Coma de Glasgow (ECG), se consideran tres tipos de TCE:

TCE leve: ECG entre 14 y 15 puntos.

TCE moderado: ECG entre 9 y 13 puntos.

TCE severo: ECG igual o menor de 8 puntos.

Anualmente alrededor 350 de cada 100000 personas (de las cuales el 65 % están entre 15 y 35 años), en el mundo ingresan a un servicio de urgencias como consecuencia de un TCE, 10 % de ellos son severos (Villatoro, 2011).

El manejo inicial del paciente con traumatismo craneoencefálico es vital para la supervivencia y reducción de la discapacidad permanente en sobrevivientes. Este manejo se centra en los principios de reanimación cardio-cerebro-pulmonar con énfasis en reducir la hipertensión intracraneal y mejorar la presión de perfusión cerebral (Villatoro, 2011).

1.4.9 Enfermedad de Wilson

La enfermedad de Wilson es un trastorno hereditario poco frecuente que hace que el cuerpo retenga cobre. Normalmente, el hígado libera el cobre que no necesita en la bilis, un líquido digestivo. En la enfermedad de Wilson eso no ocurre. El cobre se acumula en el hígado y daña el tejido hepático. Con el tiempo, el daño hace que el hígado libere el cobre directamente hacia el torrente sanguíneo. La sangre traslada el cobre por todo el cuerpo. El exceso de cobre puede dañar los riñones, el hígado, el cerebro y los ojos. Por lo general, la acumulación de cobre comienza después del nacimiento. Los síntomas suelen comenzar entre los 6 y los 20 años, pero pueden comenzar también a partir de los 40. Los síntomas que se presentan son: postura anormal de brazos y piernas, confusión o delirio, demencia, dificultad y rigidez para mover los brazos y las piernas, dificultad para caminar, cambios emocionales, agrandamiento del abdomen,

movimientos lentos, deterioro del lenguaje, temblores en los brazos o en las manos, movimientos incontrolables, vómito con sangre, piel amarilla (ictericia) o color amarillo de la esclerótica del ojo, entre otros (MedlinePlus, 2017).

1.4.10 Plejia y Paresia

Un TRM, TCE o ACV son la etiología de diferentes síndromes motores que alteran la movilidad, para el caso de miembros superiores e inferiores se puede presentar paresia o plejia. La paresia es la disminución de la fuerza de los músculos con limitación del rango de movimientos voluntarios. La parálisis o plejia se refiere a la imposibilidad completa de realizar movimientos. Veáse la Tabla 1 para identificar los tipos de paresia y plejia, dependiendo de la(s) extremidad(es) afectadas.

Tabla 1. Síndromes motores que alteran la movilidad.

Tomada de: Semiopatología Médica/Kinesiología/FCS/UNER

SISTEMA NERVIOSO- Compilación

Paresia	Miembro Afectado	Plejia
Monoparesia	Afecta solo una extremidad	Monoplejia
Hemiparesia	Compromete un lado del cuerpo	Hemiplejia
Paraparesia	Compromete sólo las extremidades inferiores	Paraplejia
Cuadriparesia	Compromete las cuatro extremidades	Cuadriplejia

1.3 ALCANCES Y LIMITACIONES

Al diseñar y construir un sistema de suspensión para rehabilitación física, es necesario controlar algunas variables de los pacientes que realizarán terapias de recuperación en el equipo, como es la estatura, el peso y el porcentaje que se desea suspender. Este proyecto se desarrolló para utilizarlo en personas con un peso no mayor a 200 kg y con estaturas menores o iguales a 2 m. Además, debe permitir suspender gradual y parcialmente determinado porcentaje de peso con el objetivo de brindarle seguridad y confianza al paciente durante la sesión terapéutica.

Después de la construcción del prototipo este se llevó a la Clínica Valeja. SAS donde se sometió a pruebas que permitieron evaluar su funcionalidad. Las pruebas se realizaron a cuatro pacientes con distintas patologías que le impiden tener una marcha adecuada, además, tanto la estatura como el peso también son diferentes lo cual servirá para verificar si cumple con los parámetros previamente determinados en el diseño. Este proceso de prueba se llevó a cabo durante dos meses, y al final de este periodo se especificaron las mejoras obtenidas gracias al uso del equipo para rehabilitación física.

1.4 ESTADO DEL ARTE

Actualmente existen dispositivos de suspensión de peso corporal que permiten la reeducación de la marcha humana, y se describen a continuación:

El h/p/cosmos airwalk que se muestra en la Figura 2 es un sistema de suspensión fijo, fabricado por una empresa alemana llamada h/p/ cosmos sports & medical, su costo oscila alrededor de los 9000 €, los cuales incluyen el sistema y el compresor de aire necesario para su funcionamiento, el representante de ventas para latino América se encuentra en México (h/p/cosmos, 2016).

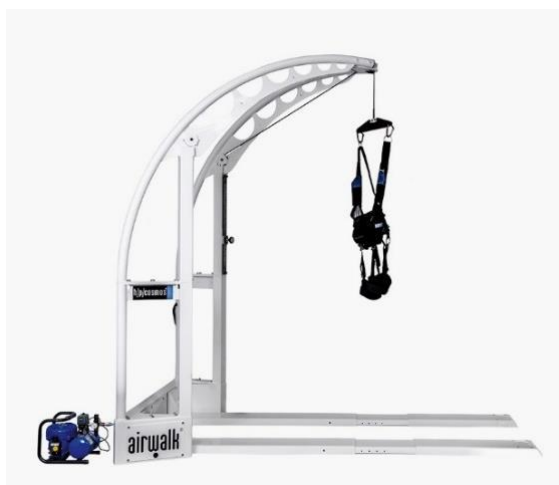


Figura 2. Sistema h/p/cosmos airwalk

Tomada de: www.h-p-cosmos.com, 2016.

Standard Unweighting System mostrado en la Figura 3 fabricado por Biodex Medical, una empresa inglesa, es un sistema de suspensión móvil, su costo es de 7299 USD, el representante de ventas para América se encuentra en EE.UU. (Biodex, 2016).



Figura 3. Standard Unweighing System.

Tomada de: www.biodex.com, 2016.

Se puede percibir, que una desventaja de los dispositivos mencionados anteriormente es el hecho de que en Colombia no existe representante de ventas, sin mencionar que el valor que alcanzan es demasiado alto.

Por otro lado, (Braidot & Aleman, 2011), desarrollaron un sistema mecánico de rehabilitación basado en la aplicación de la “Terapia de descarga parcial del peso corporal” como se muestra en la figura 4, realizaron una evaluación de las características de los dispositivos disponibles actualmente en el mercado que utilizan esta terapia, obtuvieron un prototipo ergonómico de dimensiones pequeñas y a un bajo costo, con prestaciones similares a aquellos dispositivos que se encuentran actualmente en el mercado. Cabe anotar, que para la estructura del dispositivo utilizaron acero ASTM A36 que no depende de las condiciones del lugar de instalación; y efectuaron pruebas de elevación/descenso de paciente, amarrado a un arnés cómodo, mediante un mecanismo de malacate con freno automático que brinda seguridad al paciente y al terapeuta.



Figura 4. Sistema mecánico de rehabilitación.

Tomada de: Braidot & Aleman, 2011.

En 2007 se realizó un modelo funcional de un sistema de suspensión parcial del peso corporal para evaluación y reeducación del patrón de marcha en el suelo y en la banda caminadora, para el Laboratorio de Investigación sobre el Análisis de Marcha de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, este sistema se puede observar en la figura 5 (Ramírez).

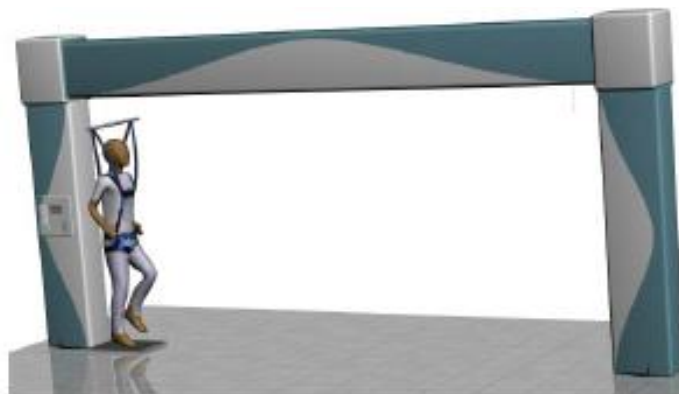


Figura 5. Sistema de suspensión parcial del peso corporal.

Tomada de: Ramírez, 2007.

2 MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS, COMPONENTES DE DISEÑO Y SELECCIÓN DE MATERIALES

En este proyecto se diseñó y construyó un dispositivo de suspensión parcial de peso corporal para rehabilitación física de pacientes que requieren reeducación de la marcha a partir de terapias. En la figura 6 se observa un esquema general del equipo.

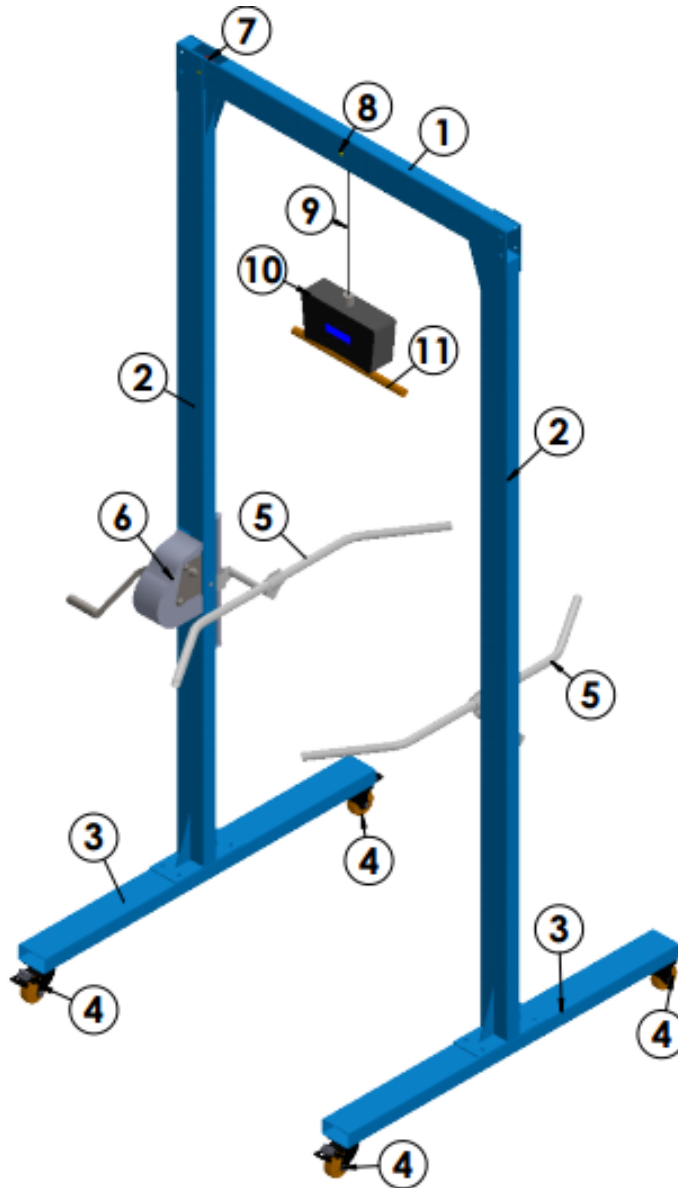


Figura 6. Esquema General del Dispositivo con sus partes

Tomada de: Autores, 2016.

El prototipo consiste en una estructura compuesta por una viga superior (1) que soporta la carga, a los lados se ubicaron dos columnas (2) que le sirven de apoyo y dos vigas bases (3) unidas a cuatro ruedas con frenos (4) que garantizan el equilibrio, estabilidad o movilidad del dispositivo cuando se requiera, también tiene dos pasamanos escualizables (5) para brindar apoyo a los pacientes. Adicionalmente se determinó que el mecanismo para levantar la carga se acciona de forma manual por un malacate (6), que transmite la fuerza para suspender a través de un sistema de transmisión compuesto por tres poleas (7), tres pasadores (8) donde están montadas las poleas, un cable metálico (9), un dinamómetro (10) para mostrar el valor de la carga suspendida y una barra (11) para sostener el arnés.

El dispositivo se puede usar fijo (cuando los frenos de las ruedas permanecen accionados), acompañado de una banda caminadora y móvil para desplazarse con el paciente.

2.1.1 Parámetros

Inicialmente teniendo en cuenta los datos suministrados por el médico Libardo Rodríguez (Comunicación personal, 16 de abril de 2016), se determinó la capacidad de levantar una carga de hasta 200 kg, en personas con estatura máxima de 2 m.

Teniendo en cuenta que el valor de ancho comunes de las bandas caminadoras oscila en los 880 mm (Interferenciales, 2016) se decidió tomar un ancho interno para la estructura igual a 1 m.

La mejor posición del malacate para realizar la elevación/descenso del paciente de manera continua y segura, es a la altura del codo, lo que se determinó a partir de una base de datos de medidas antropométricas de una población de 60 personas realizada en

un estudio de la unidad investigativa, en donde se definió una altura de 1,1 m del piso. (Anexo A1).

Adicionalmente, se halló que el ancho de hombros promedio es de 0,4 m, lo que permitió elegir una longitud para la barra del arnés igual a este valor. Otro dato que se encontró fue la altura de cabeza promedio, de 0,23 m, por tanto, se definió una separación de 0,35 m entre los hombros y la barra para el arnés. (Anexo A1).

Para los pasamanos se determinó la altura máxima de 1,15 m y mínima de 0,8 m de acuerdo a los valores de altura del codo registrados en la base de datos realizada por los autores (Ver Figura 7).

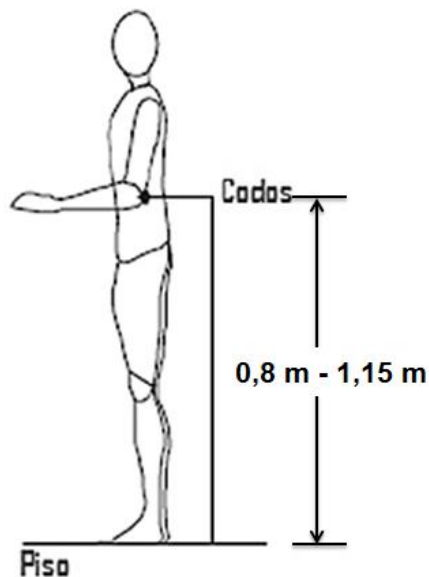


Figura 7. Altura de codos

Tomada de: Laboratorio de condiciones de trabajo, 2011.

En el mismo orden de ideas se determinó la longitud máxima de los pasamanos con un valor de 0,95 m, teniendo en cuenta que es el doble del valor máximo registrado para el alcance mínimo con agarre. (Ver Figura 8).

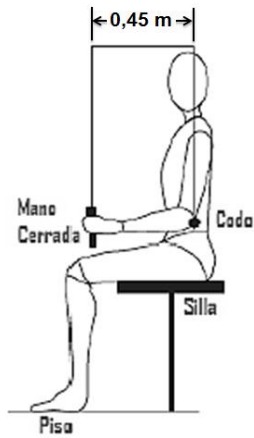


Figura 8. Alcance mínimo con agarre.

Tomada de: Laboratorio de condiciones de trabajo, 2011.

Luego se eligió un valor máximo para la distancia entre los dos pasamanos de 0,7 m de acuerdo a los valores obtenidos para la anchura codo-codo (Ver Figura 9).

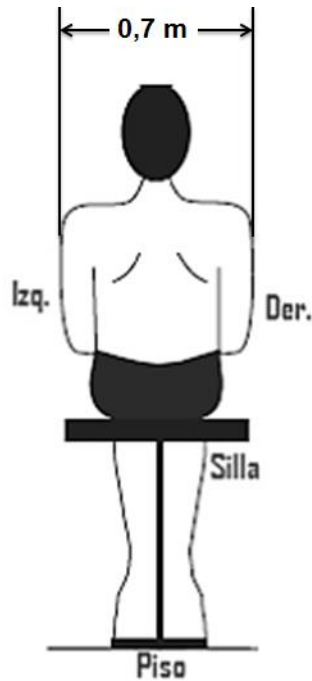


Figura 9. Anchura codo-codo.

Tomada de: Laboratorio de condiciones de trabajo, 2011.

A continuación, en la Tabla 2 se muestra un resumen de los parámetros determinados previamente.

Tabla 2. Parámetros definidos previos al diseño.

Tomada de: Autores, 2016.

Parámetro	Valor
Carga Máxima	200 kg
Altura Máxima del Paciente	2 m
Ancho Interno	1 m
Altura Malacate	1,1 m
Longitud Barra para Arnés	0,4 m
Separación entre Hombros y Barra para Arnés	0,35 m
Altura Mínima y Máxima de los Pasamanos	0,8-1,15 m
Longitud de los Pasamanos	0,95 m
Distancia entre los Pasamanos	0,7 m

2.1.2 Componentes

Selección del malacate

En la figura 10 se detallan algunas características geométricas del malacate y a la vez se logra verificar una palanca accionamiento manual que permite brindar seguridad para el ascenso/descenso de la carga.

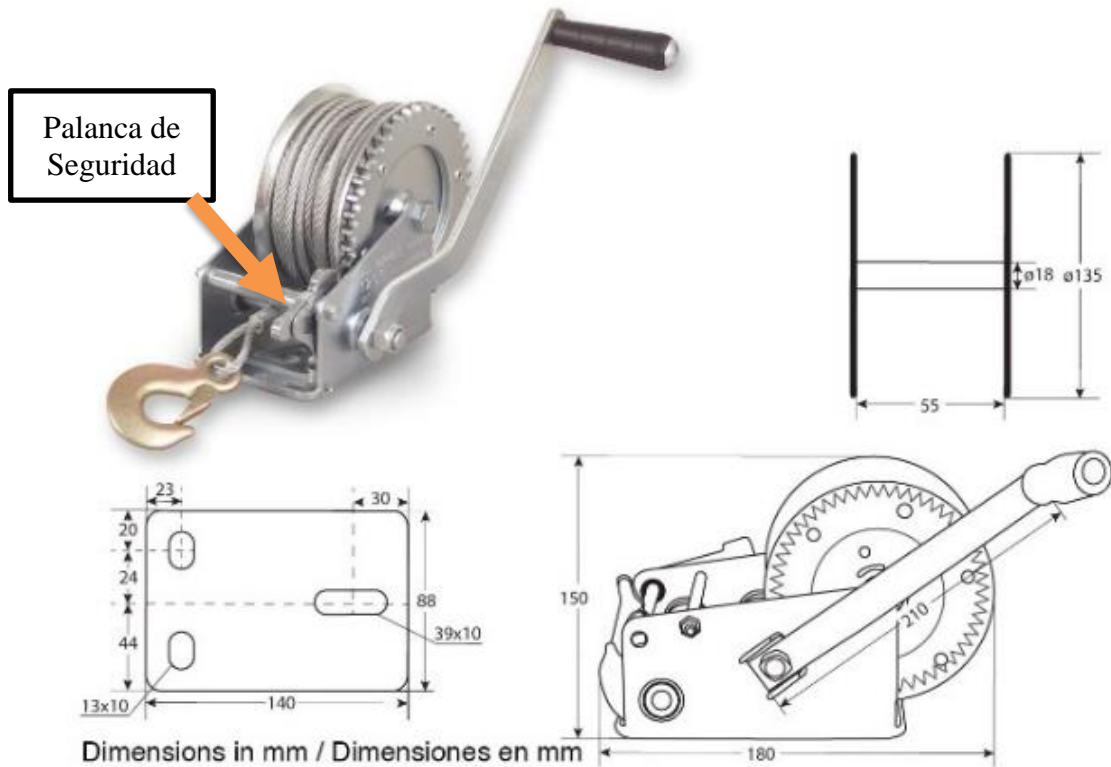


Figura 10. Malacate Seleccionado

Tomada de: www.Prowinch.com, 2016.

Partiendo del hecho que el dispositivo está compuesto por un sistema de transmisión de potencia interno que garantiza la estética de este y sobretodo la seguridad del usuario, se procedió a seleccionar inicialmente el malacate, para tener sus dimensiones como referencia a la hora de diseñar la estructura. Los factores que se utilizaron para seleccionar el malacate fueron los siguientes: Factor de Seguridad, relación de Reducción de Esfuerzo, Disponibilidad y Costos en el mercado Regional.

Como se tiene una carga máxima a suspender de 200 kg se seleccionó un malacate con una capacidad de carga nominal igual a 454 kg, teniendo en cuenta esto se calculó un factor de seguridad en el malacate utilizando la ecuación (1).

$$n = \frac{F_{nom}}{F_{m\acute{a}x}} \quad (1)$$

$$n = \frac{454 \text{ kg}}{200 \text{ kg}} = 2,3$$

Lo que permite garantizar que el malacate no fallará con un factor de seguridad de **2,3**.

El malacate seleccionado posee una relación de multiplicación de fuerza 4,1:1, lo que significa que cuando se requiera levantar una carga máxima de 1962 N con un piñón de 0,035 m de diámetro se debe ejercer una fuerza de 490, 5 N.

Utilizando la siguiente ecuación:

$$T = F * r \quad (2)$$

Dónde: T: Capacidad de giro en Nm; F: Fuerza aplicada en N; y

r: Longitud del elemento en m.

Se obtuvo un torque 8,58 Nm. Ahora, tomando la longitud de la manivela de 0,21 m y por medio de la ecuación (2) se halló que la fuerza manual que necesita aplicar el usuario para levantar la carga máxima es de 40,86 N.

Selección del Dinamómetro

Como se tiene una carga máxima a suspender de 200 kg, se seleccionó un dinamómetro comercial con capacidad de carga de 300 kg y resolución de 100 g. En la Tabla 3 se ilustran todas sus características.

Tabla 3. Características del Dinamómetro Seleccionado.

Tomada de: www.balanzaslaexactitud.com, 2016.

DINAMÓMETRO BERNALO		
	Capacidad	300 kg
	Resolución	100 g
	Unidades de medida	Kg/Lb
	Altura total	270 mm
	Ancho total	145 mm
	Tipo de pantalla	LCD
	Material de carcasa	Acero
	Batería	Recargable

2.1.3 Selección de Materiales

Para determinar los materiales utilizados en el diseño y la construcción del prototipo se tuvo en cuenta recomendaciones de la literatura y otros factores como son: propiedades

mecánicas, disponibilidad y costos en el mercado regional. A partir de esto los materiales seleccionados se especifican en la Tabla 4.

Tabla 4. Materiales Seleccionados.

Tomada de: Autores, 2016.

Parte del Dispositivo	Material Utilizado	Características	Propiedades mecánicas
Estructura	Acero ASTM A-500 Grado C	Es una especificación estándar publicado por la ASTM para tubos estructurales de acero al carbono soldada conformada en frío, en formas redondas, cuadradas y rectangulares. Entre sus aplicaciones se incluyen soportes estructurales, columnas de edificios, señales de carretera. Fácil de soldar, cortar, dar forma y maquinar.	Sy=345 MPa Su=425 MPa
Pasamanos	Acero Inoxidable AISI 304	Éste es el más versátil y uno de los más usados de los aceros inoxidable de la serie 300. Posee excelente resistencia a la corrosión a una amplia variedad de medios corrosivos, incluyendo productos de petróleo caliente y gases de combustión.	Sy=310 MPa Su=620 MPa

Continuación de la tabla 4, materiales seleccionados.

Parte del Dispositivo	Material Utilizado	Características	Propiedades mecánicas
Ejes de poleas y Barra para Arnés	Acero AISI 1045	Acero de mediano contenido de carbono utilizado ampliamente en elementos estructurales que requieran mediana resistencia mecánica y tenacidad a bajo costo. Posee baja soldabilidad, buena maquinabilidad y excelente forjabilidad.	Sy=310 MPa Su=570 MPa
Poleas y Pasamanos	Acero AISI 1020	Se usa principalmente para partes de maquinaria que no estén sometidas a grandes esfuerzos mecánicos como ejes, eslabones para cadenas, pasadores, tornillería corriente, bridas, piñones para transmisión de cadena a bajo esfuerzo.	Sy=210 MPa Su=380 MPa
Soportes de Apoyo y Bases de las Columnas	ASTM A36	Acero estructural de buena soldabilidad, adecuado para la fabricación de vigas soldadas para edificios, estructuras remachadas, y atornilladas, bases de columnas.	Sy=250 MPa Su=400 MPa

2.2 DISEÑO DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN

La estructura está conformada por tubería estructural rectangular en material Acero ASTM A500 Grado C seleccionado del catálogo de Acesco (Anexo A2). La viga superior es la parte que soporta mayores esfuerzos, por tanto, se definió la sección transversal y la longitud de ésta como se muestra en la figura 11.

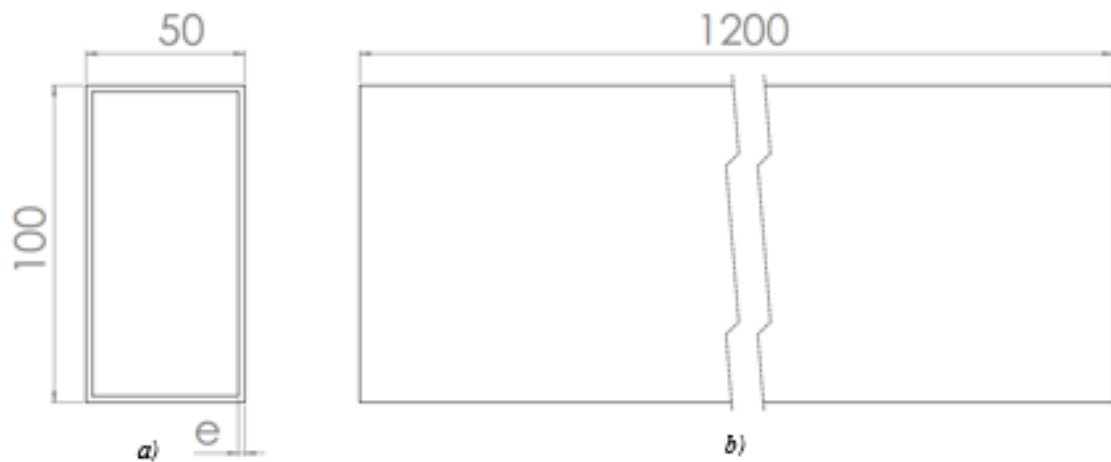


Figura 11. *a)* Vista Frontal y *b)* Vista lateral de la viga seleccionada, medidas en mm.

Tomada de: Autores, 2016.

Teniendo en cuenta la figura 11 y a partir de la ecuación (3) y la ecuación (4) se determinó el espesor mínimo de la viga (Beer, 2009)

$$\sigma = \frac{M * C}{I} \quad (3)$$

σ : Esfuerzo normal máximo en el elemento en MPa

M: Momento Flector Máximo en N-mm

C: Centroide de la sección transversal en mm

I: Momento de inercia del área de la sección transversal mm⁴

$$I = \frac{bh^3}{12} - \frac{(b - 2e)(h - 2e)^3}{12} \quad (4)$$

b: Base de la sección transversal de la viga en mm

h: Altura de la sección transversal de la viga en mm

e: Espesor de la sección transversal en mm

Teniendo en cuenta las dimensiones del malacate y las dimensiones de la estructura, se procedió a proponer dos diseños preliminares que permitieran ubicar un sistema de transmisión de potencia interno. El bosquejo de estos diseños se realizó en Solidworks 2016 y luego se analizaron sus características para determinar el más viable.

En la estructura se realizó simulaciones utilizando el software SolidWorks 2016 para verificar que todos los esfuerzos actuantes en los elementos de la estructura se encuentren por debajo del límite elástico acorde al criterio de Von Mises, adicionalmente, también se verificaron que las deformaciones no alcancen valores considerables.

Para determinar el diámetro del pasador de las poleas y de la barra para el arnés se realizó un análisis de viga estática, donde a partir de diagramas de momento flector, de la ecuación (3) y de la ecuación (5) se logró calcular un diámetro mínimo para estos elementos.

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (5)$$

I: Momento de Inercia del área de la sección transversal circular en mm^4

d: Diámetro mínimo de la sección en mm

Además, se hizo simulaciones de análisis estático en el software Soliworks 2016, que permitió evaluar las deflexiones y los esfuerzos actuantes por criterio de Von Mises, tanto en el pasador para poleas como en la barra para arnés.

De acuerdo a los valores registrados en la base de datos antropométrica y teniendo en cuenta que la altura de los pasamanos debía ser esqualizable se determinó una altura máxima de 1,15 m y la altura mínima de 0,8 m, teniendo en cuenta el alcance mínimo con agarre, se definió una longitud de 0,95 m y de acuerdo a la anchura codo-codo, se seleccionó una separación entre los pasamanos de 0,7 m. Teniendo en cuenta estos valores se realizó el diseño en el Software Solidworks 2016 y una simulación de análisis estático de los esfuerzos actuantes y de las deflexiones producidas. Se utilizó el criterio de Von Mises y de la Tabla 4 se tomaron las propiedades mecánicas del Acero Inoxidable AISI 304.

Para el diseño del dispositivo se requirió realizar unión entre partes de forma permanente, por tanto, se utilizó soldadura por arco con electrodo metálico revestido

(SMAW), y como material de aporte un electrodo recubierto E6011 el cual es adecuado para soldar todo tipo de aceros estructurales.

Se determinó una garganta en la soldadura de 3,175 mm, basado en la recomendación de la tabla 9-6 parte b del libro Budynas & Nisbett (2012) que indica que para elementos con espesores de hasta 6,35 mm se debe tomar este valor para la garganta.

En los cálculos de soldadura, inicialmente se determinó la fuerza permisible en el electrodo dependiendo de la longitud del cordón y se comparó con la fuerza que debe sostener el equipo, seguidamente se hallaron los esfuerzos normales y cortantes que se experimentan el cuerpo de la unión y se compararon con los esfuerzos permisibles del material aporte y del material base, finalmente se verifican los cálculos con la simulación de los distintos cordones de soldadura en el Software Solid Works 2016.

Los pernos se calcularon con base en las cargas a las que están sometidos y los criterios de diseños establecidos en el capítulo 8 de (Budynas & Nisbett, 2012).

Para seleccionar las ruedas se tuvo en cuenta la cantidad total de ruedas, la carga máxima que puede cargar el prototipo y el peso total del prototipo. De acuerdo al catálogo de la empresa Roller (2014) se usó la ecuación (6) para determinar la capacidad de carga que debía soportar cada rueda y con ese valor se seleccionó una rueda comercial del catálogo antes mencionado.

$$C_r = \frac{C_m + P_p}{N_r - 1} \quad (6)$$

C_r: Capacidad de carga para cada rueda en kg

C_m : Carga máxima en kg.

P_p : Masa del prototipo en kg.

N_r : Número total de ruedas

Para la selección del cable se tuvo en cuenta que para aplicaciones en malacates el factor de seguridad debe ser por lo menos de 5 como se muestra en la figura 12 según lo recomendado por (Budynas & Nisbett, 2012).

Cables de sujeción	3.2	Elevadores de pasajeros, pies/min:	
Tirantes	3.5	50	7.60
Tiros de mina, pies		300	9.20
Hasta 500	8.0	800	11.25
1 000-2 000	7.0	1 200	11.80
2 000-3 000	6.0	1 500	11.90
Más de 3 000	5.0	Elevadores de carga, pies/min:	
Malacates	5.0	50	6.65
Arrastre	6.0	300	8.20
Grúas y grúas de brazo retráctil	6.0	800	10.00
Malacates eléctricos	7.0	1 200	10.50
Elevadores manuales	5.0	1 500	10.55
Elevadores privados	7.5	Elevadores domésticos automáticos para servicio, pies/min	
Elevadores domésticos para servicio	4.5	50	4.8
Elevadores de granos	7.5	300	6.6
		500	8.0

*El uso de estos factores no evita una falla por fatiga.

Figura 12. Factores mínimos de seguridad para cables de acero.

Tomada de: R.Budynas,J.Keith; 2012.

Utilizando la ecuación (7) se calculó la carga de rotura mínima para el cable y con este valor se ingresó al catálogo de Cables Navcar (2016) para seleccionar un cable que cumpliera con esta especificación.

$$n = \frac{Fu}{Ft} \quad (7)$$

n: Factor de seguridad en el cable

Fu: Carga última de rotura del cable en kg.

Ft: Carga máxima de trabajo en kg.

La sujeción del paciente debe estar a cargo de un elemento el cual redistribuya la carga de contrapesos de manera cómoda en el cuerpo. Teniendo en cuenta lo anterior se escogió un elemento tipo arnés, el cual redistribuye la carga del paciente hacia la pelvis y el tronco, disminuyendo el peso soportado por los miembros inferiores.

2.3 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN

La construcción del dispositivo de suspensión se realizó en el municipio de Cereté en el taller Güillín ubicado en el barrio Venus y en el taller de metalmecánica de la Institución Educativa INEM “Lorenzo María Lleras” de Montería. Durante la construcción se hizo necesario utilizar procesos de manufactura, tales como corte, taladrado, uniones permanentes por soldadura tipo SMAW, torneado y doblado.

La construcción se dividió en dos fases, la primera fase consistió en realizar todas las piezas de la estructura para su posterior ensamble. La segunda fase abarco en construir todo lo que concierne al mecanismo de suspensión.

2.4 VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN

Después de la construcción y ensamble del equipo se realizó inspección visual de cada componente verificando que cumpliera la función para la cual fue diseñado.

La resistencia del equipo se evaluó realizando levantamientos de cargas que alcanzaron hasta los 200 kg. Para validar la funcionalidad, la clínica Valeja SAS abrió sus puertas para desarrollar las pruebas del dispositivo y brindarnos la oportunidad de interactuar con sus pacientes para llevar un seguimiento de su evolución física. Se realizó seguimiento de sesiones terapéuticas durante dos meses a cuatro pacientes con distintas discapacidades, esto permitió evidenciar la evolución de la reeducación de la marcha gracias a la utilización del equipo.

Para evaluar el equipo se tuvo en cuenta que antes de la llegada de éste a la Clínica Valeja SAS el fisioterapeuta experimentaba demasiado esfuerzo y dificultad para realizar terapias en pacientes con demasiado peso o con mucha altura. Esto se evidenciaba tanto en terapias sobre la banda caminadora (Véase figura 13.a) como en terapias de simulación de marcha sobre el piso (Véase figura 13.b).



Figura 13. a) Fisioterapeuta sosteniendo paciente en banda caminadora;
b) Fisioterapeuta sosteniendo paciente en simulación de marcha sobre el piso.

Tomada de: Autores, 2016.

Por tanto, para verificar el progreso de tres de los pacientes evaluados se tomó como parámetro el uso de la banda caminadora para realizar terapias: 1) Cuando no se contaba con el equipo, 2) Justo cuando el equipo llegó a la clínica Valeja SAS y 3) Después de dos meses. Y en el cuarto paciente se evaluó el equipo utilizándolo en su modo móvil para simular el patrón de marcha sobre el piso.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA Y DEL MECANISMO DE SUSPENSIÓN DE LA CARGA

3.1.1 Selección de dimensiones de la estructura

Para calcular el espesor e , inicialmente se realizó diagrama de cuerpo libre y diagrama de momento flector de la viga superior obteniendo los resultados que se observan en la figura 14.

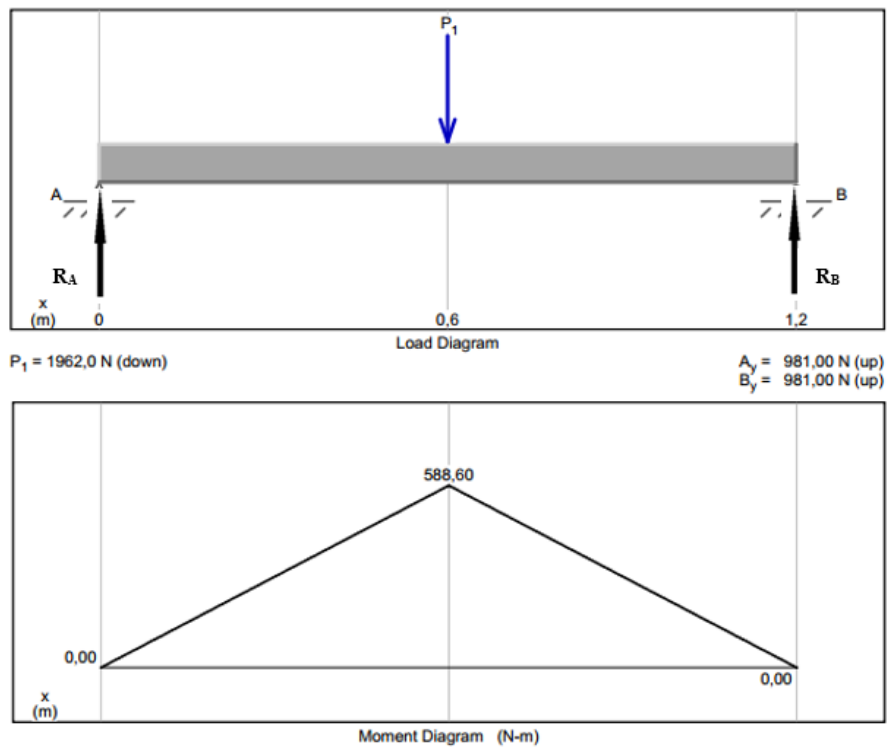


Figura 14. DCL y Diagrama de momento flector de la viga superior.

Tomada de: MDSolids, Versión de Prueba, 2016.

De la Tabla 4, $\sigma = 345 \text{ MPa}$; de la figura 11, $C=50\text{mm}$, $b=50 \text{ mm}$ y $h=100 \text{ mm}$ y de la figura 14, $M=588600 \text{ N-mm}$, con estos valores y aplicando la ecuación (3) y (4) se halló un espesor mínimo de la sección transversal equivalente a: $e=0,2 \text{ mm}$. Basados en este valor se decidió escoger un espesor comercial igual a 2 mm, garantizando un factor de seguridad de 10.

3.1.2 Diseño Preliminar y Selección del Diseño

Los diseños preliminares realizados se ilustran en la figura 15.

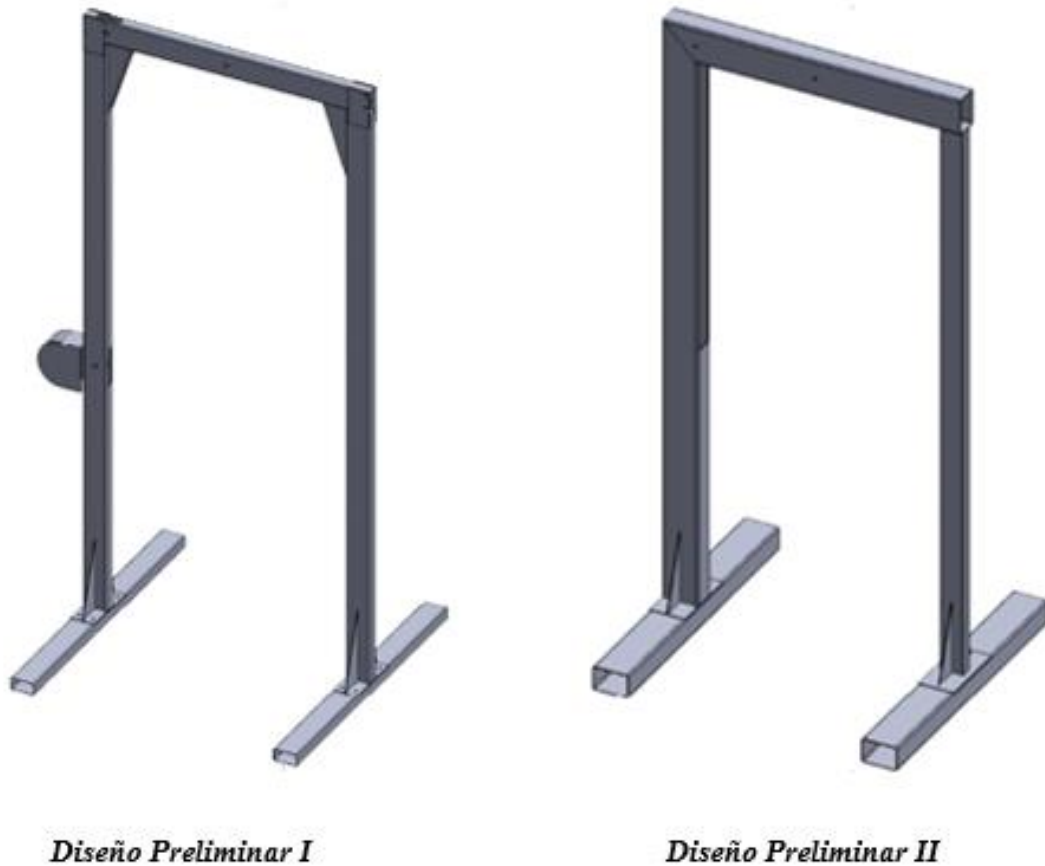


Figura 15. Diseños Preliminares de la Estructura

Tomada de: Autores, 2016.

Las características de estos diseños, se expresan en la Tabla 5.

Tabla 5. Características de los Diseños Preliminares.

Tomada de: Autores, 2016.

	<i>Diseño Preliminar I</i>	<i>Diseño Preliminar II</i>
Características	Estructura conformada por tubería rectangular de 100x50 mm y 2 mm de espesor de pared. Malacate alojado en una carcasa en la parte externa de la estructura.	Estructura conformada por tubería rectangular de 100x50 mm y 2 mm de espesor; y, tubería rectangular de 150x100 mm y 3 mm de espesor de pared. Malacate alojado en la parte interna de la estructura.
Masa Aprox.	38 kg	79 kg
Costo Materiales	200000 COP	300000 COP

La descripción anterior muestra que la estructura que involucra solo tubería estructural de 100x50 mm reduce su peso en un 52 % con respecto al segundo diseño. Además de eso, el segundo diseño que incluye tubería de 100x50 y tubería de 150x100 mm, aumenta los costos con respecto al primer diseño en un 33 %. Debido a esto se seleccionó el primer diseño preliminar para realizar la estructura.

Adicionalmente, se diseñaron 4 soportes de acero ASTM A36 para aumentar los apoyos de la viga superior y 4 para proveer más estabilidad a las columnas, el diseño de estos se detalla en el Anexo A3.

3.1.3 Análisis de Elementos Finitos de la Estructura

Las simulaciones se hicieron en la viga superior, columnas y vigas bases, en donde se obtuvieron los resultados mostrados en las figuras 16, 17, 19, 20 y 21.

➤ Viga Superior

Se realizó un estudio estático para la viga superior y se obtuvo los siguientes resultados.

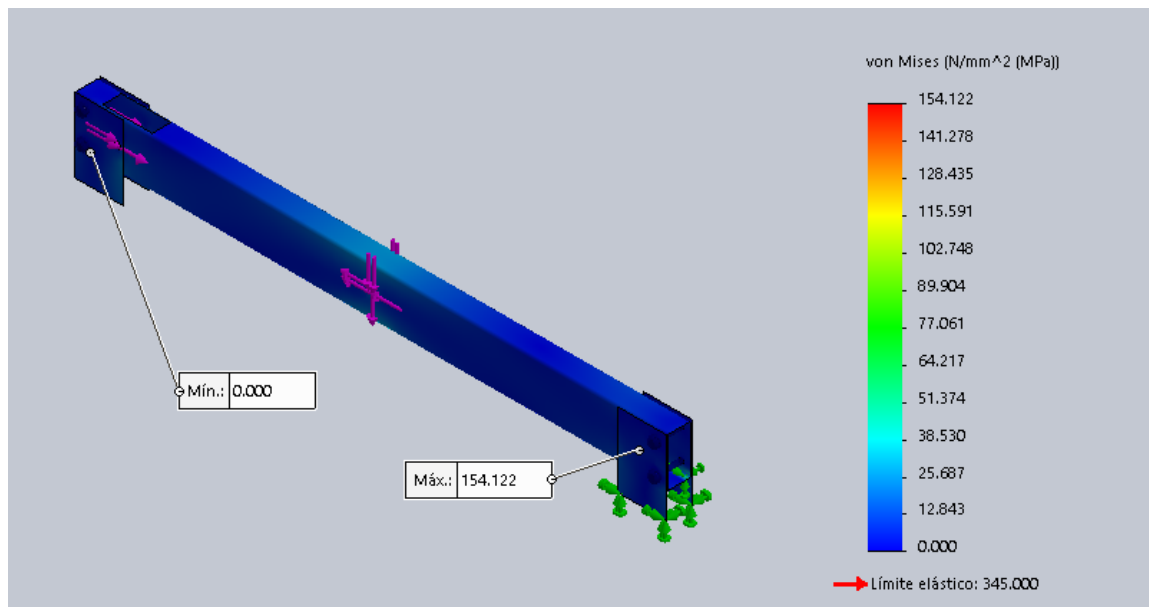


Figura 16. Resultados de von Mises para la viga superior.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

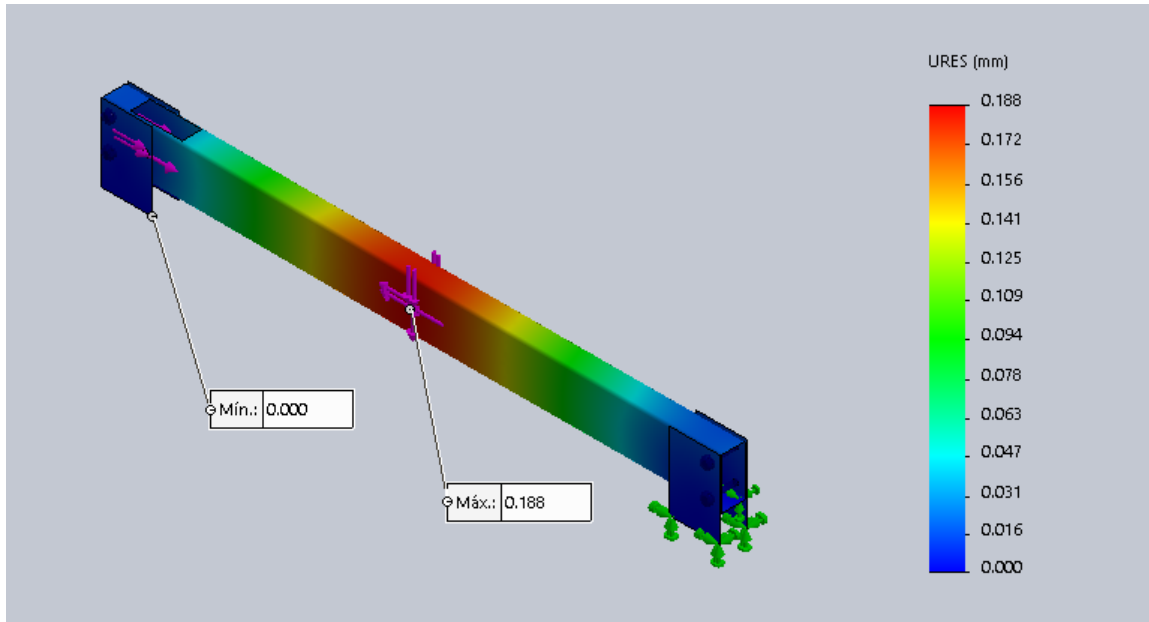


Figura 17. Resultados de desplazamientos para la viga superior.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

➤ Columnas

La carga que se aplica en la viga superior es distribuida en las dos columnas de la estructura.

Para determinar si la columna se considera corta o larga, se evalúa utilizando la ecuación de la relación de esbeltez transicional o constante de columna (Beer, 2009).

$$C_c = \sqrt{\frac{2 * \pi^2 * E}{S_y}} \quad (8)$$

C_c : Constante de columna.

E : Módulo de Elasticidad en MPa.

S_y : Límite elástico en MPa

Si $SR > C_c$, entonces, la columna es larga y se utiliza la formula de Euler.

Si $SR < C_c$, entonces, la columna es corta y se utiliza la formula de J.B. Johnson.

Donde SR es la relación de esbeltez que viene dada por la siguiente ecuación:

$$SR = \frac{L_e}{r_{min}} = \frac{KL}{r_{min}} \quad (9)$$

L_e : Longitud efectiva de la columna

r_{min} : Radio de giro mínimo

El material seleccionado para la estructura es el acero ASTM A-500 grado C, el cual tiene un límite elástico de 345 MPa, y el módulo de elasticidad correspondiente es de 200 GPa, reemplazando estos valores en la ecuación (8) se obtiene un valor para la constante de columna de 106,97.

Para obtener el valor de SR es necesario hallar el valor del radio de giro mínimo (r_{min}) en m, el cual está definido por la siguiente ecuación

$$r_{min} = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad (10)$$

I : Momento de inercia m^4

A : Área de sección transversal m^2 .

Reemplazando los valores del área y el momento de inercia en la ecuación (10) se obtiene un valor de 0,212 m, para el radio de giro mínimo.

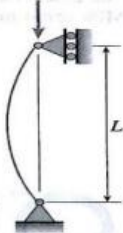

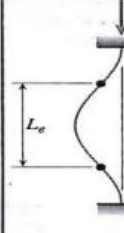
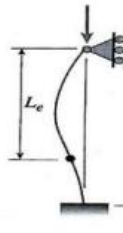
(a) Columna articulada-articulada	(b) Columna empotrada-libre	(c) Columna empotrada-empotrada	(d) Columna empotrada-articulada
$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{4L^2}$	$P_{cr} = \frac{4\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{cr} = \frac{2.046 \pi^2 EI}{L^2}$
			
$L_e = L$	$L_e = 2L$	$L_e = 0.5L$	$L_e = 0.699L$
$K = 1$	$K = 2$	$K = 0.5$	$K = 0.699$

Figura 18. Valores de k para obtener longitud efectiva.

Tomada de: Mecánica de materiales, James M. Gere.

La figura 18 permite seleccionar el factor de longitud (k) para determinar el valor de la longitud efectiva de la columna, según las condiciones de apoyo.

De acuerdo a las condiciones de apoyo para las columnas, se encuentran articuladas en la parte superior y en su base, de la figura 18 se toma un factor de longitud efectiva de 1, luego la longitud real de la columna es: $L_e = 2,45 \text{ m}$.

Luego de obtener el valor del radio de giro mínimo y la longitud efectiva de la columna, reemplazamos en la ecuación (9) y se obtiene que $SR = 115,57$.

Para nuestro caso se cumple que $SR > C_c$, por esto la columna es larga y se utiliza la formula de Euler.

Para una columna ideal, la carga que provoca pandeo en la columna viene dada por:

$$P_{cri} = \frac{\pi^2 * E * I}{(L_e)^2} \quad (11)$$

P_{cri} : Carga Crítica en kN

E: Módulo de Elasticidad en MPa

I: Momento de Inercia en m^4

L_e : Longitud efectiva de la columna en m

Para calcular la capacidad de carga que soporta la columna en relación con el eje Y, tenemos que $EI_x = 55225,8 Nm^2$.

Sustituyendo en la ecuación (11) se obtiene la carga de pandeo:

$$P_{cri} = 90,8 kN$$

Para calcular la capacidad de carga que soporta la columna en relación con el eje X, tenemos que $EI_y = 162787,8 Nm^2$.

Sustituyendo en la ecuación (11) se obtiene:

$$P_{cri} = 267,7 kN$$

Se realizó un estudio de pandeo para la columna y se obtuvo los siguientes resultados que se muestran en la figura 19.

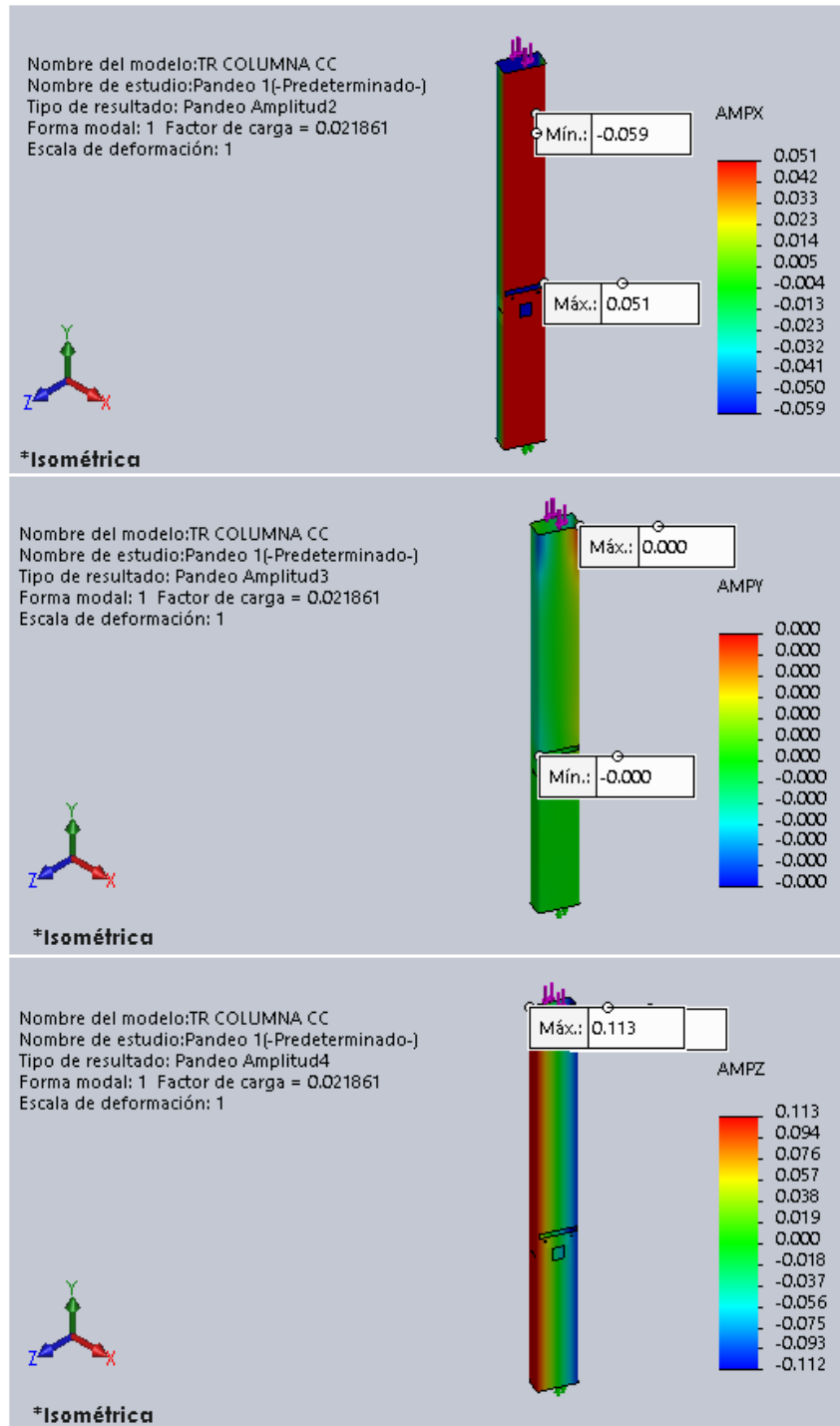


Figura 19. Resultados de pandeo (mm) para la columna en los ejes X, Y, Z.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

En la figura 18 se observa que los valores obtenidos en el estudio de pandeo no superan 0,11 mm y no afectan la función de la columna, además el pandeo en dirección del eje Y es cero como era esperado, y el pandeo en dirección del eje Z presenta los valores más altos.

➤ Viga Base

En el centro de la viga base se encuentra articulada la columna y en cada extremo se ubica una rueda, las cuales se convierte en apoyo para la viga.

Se realizó un estudio estático para la viga base y se obtuvo los resultados que se muestran en la figura 20 y figura 21.

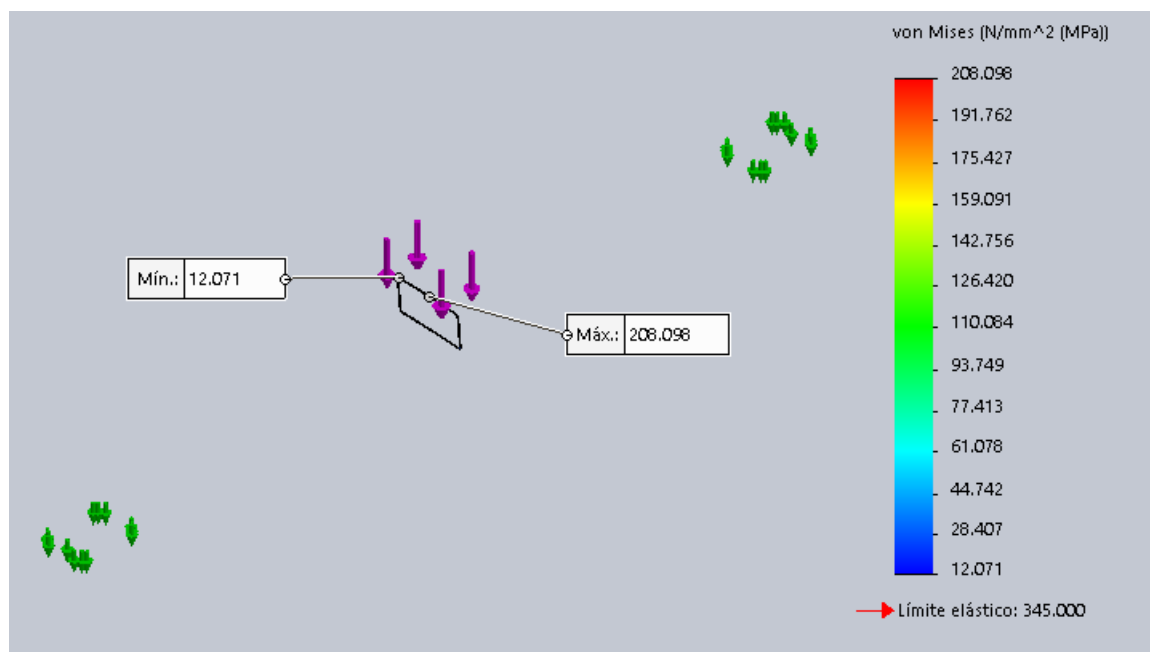


Figura 20. Resultados de von Mises para la viga base.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

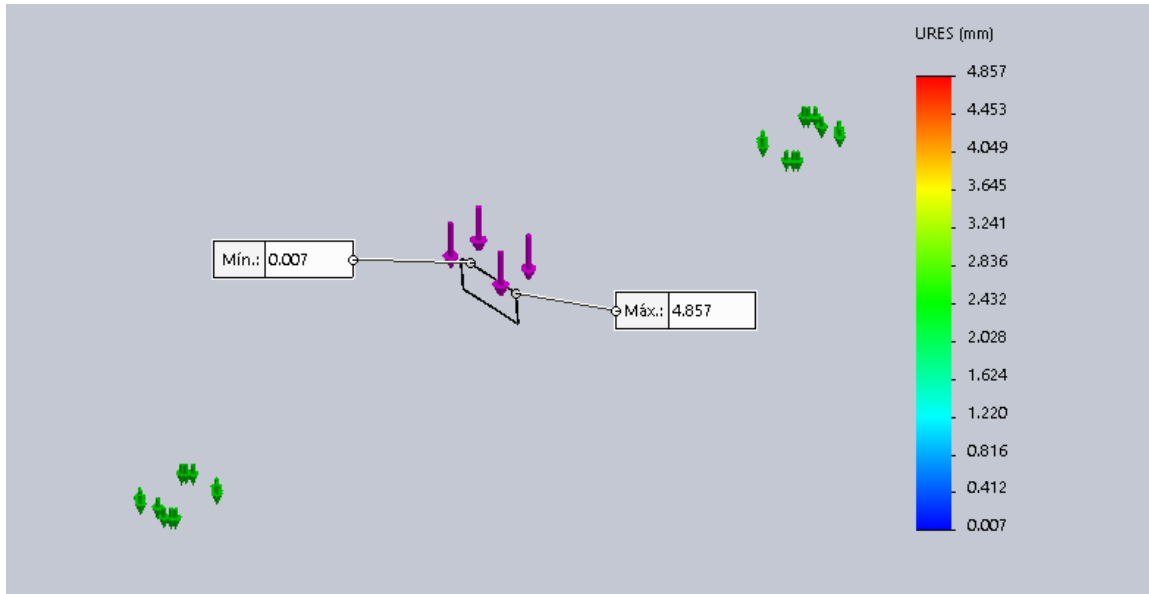


Figura 21. Resultados de desplazamientos para la viga base

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

En la figura 16, figura 17, figura 20 y figura 21 se muestran los esfuerzos actuantes en la estructura, véase que todos los esfuerzos están por debajo del límite elástico siendo el límite elástico del material 345 MPa y todos son menores a este valor, lo que garantiza que se está trabajando en la zona elástica, por tanto, el material no fallará.

Además, se observa que los desplazamientos obtenidos por las deformaciones elásticas, están por debajo de 4,9 mm, lo que no afecta el funcionamiento del prototipo.

3.1.4 Diseño de Pasador para Poleas

Como se trata de un eje no rotatorio, puede diseñarse con facilidad y analizarse como una viga estática (Budynas & Nisbett, 2012). Así, realizando un DCL para esta viga, se tiene:

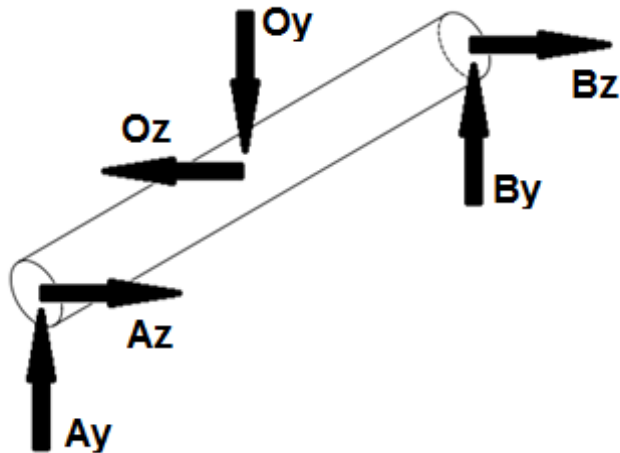


Figura 22. DCL de Pasador de Polea

Tomada de: Autores, 2016.

Como la fuerza que actúa en el eje y y z , son de igual magnitud y están ubicadas en la misma posición, al analizar los planos xy y xz resulta un diagrama de momento flector igual para los dos planos, como se ilustra en la figura 23.

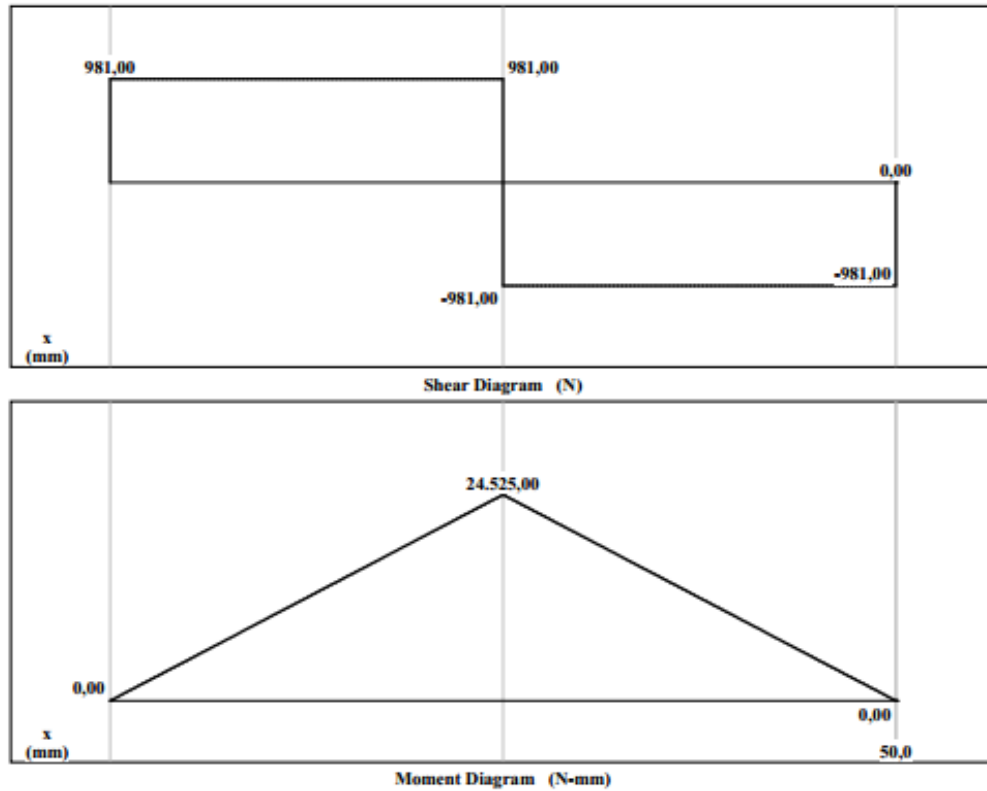


Figura 23. Diagrama de Fuerza Cortante y Momento Flector del Eje

Tomada de: MDSolids 3.5 Versión de Prueba, 2016.

Para hallar el momento flector máximo resultante tenemos la siguiente ecuación:

$$M_{\text{máx}} = \sqrt{M_{\text{máx}_{xy}}^2 + M_{\text{máx}_{xz}}^2} \quad (12)$$

$M_{\text{máx}}$: Momento flector máximo es Nm.

$M_{\text{máx}_{xy}}$: Momento flector máximo en el plano xy en Nm.

$M_{\text{máx}_{xz}}$: Momento flector máximo en el plano xz en Nm.

Ahora, usando la ecuación (12) queda:

$$M_{\text{máx}} = \sqrt{24,525^2 + 24,525^2} = 34,68 \text{ Nm}$$

De la tabla 2, $S_y=310$ MPa para acero AISI 1045 y despejando de la ecuación (3) y ecuación (5), se tiene:

$$d = \sqrt[3]{\frac{32(34,68)}{\pi * 310 \times 10^6}} = 10,4 \times 10^{-3} \text{ m} = 10,4 \text{ mm}$$

Por tanto, se utilizó **12,7 mm** para evitar que el pasador falle garantizando un factor de seguridad de 1,3.

Se realizó simulación de análisis estático al pasador con el que se verifica que efectivamente no fallará, pues el esfuerzo de Von Mises máximo que experimenta es de 143,6 MPa el cual es un valor mucho menor al límite elástico del material que es de 310 MPa (Véase Figura 24).

Adicionalmente, se obtuvo una deflexión máxima de 0,012 mm, que representa un desplazamiento pequeño que no afecta el funcionamiento del equipo (Véase Figura 25).

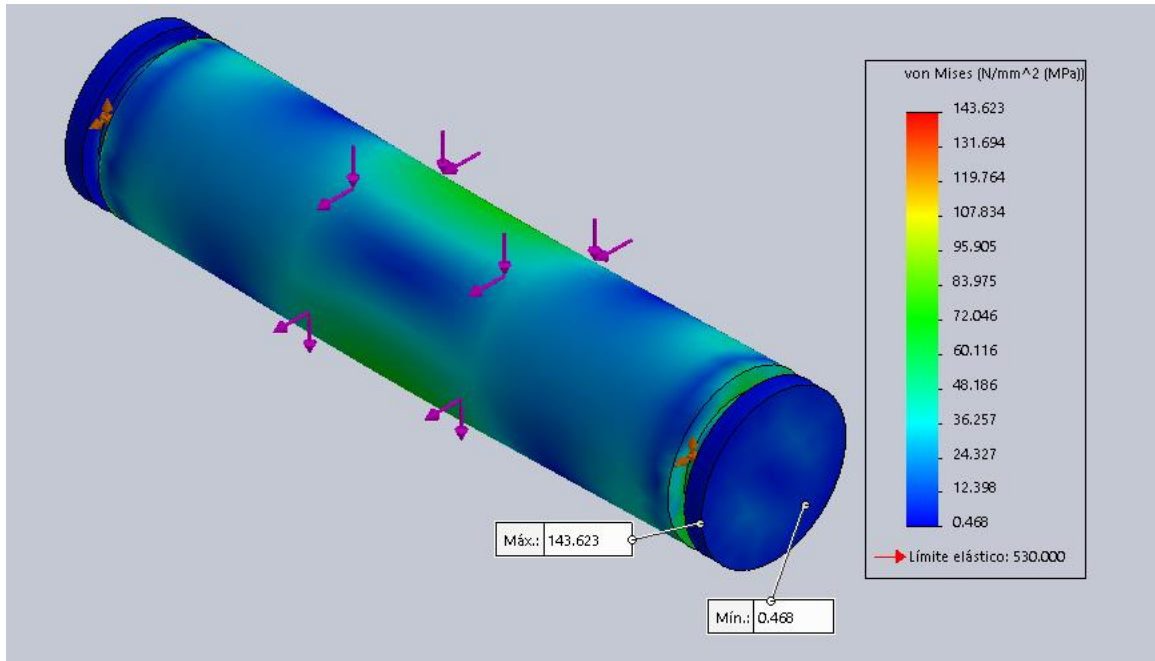


Figura 24. Resultados de von Mises para el pasador de las poleas.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

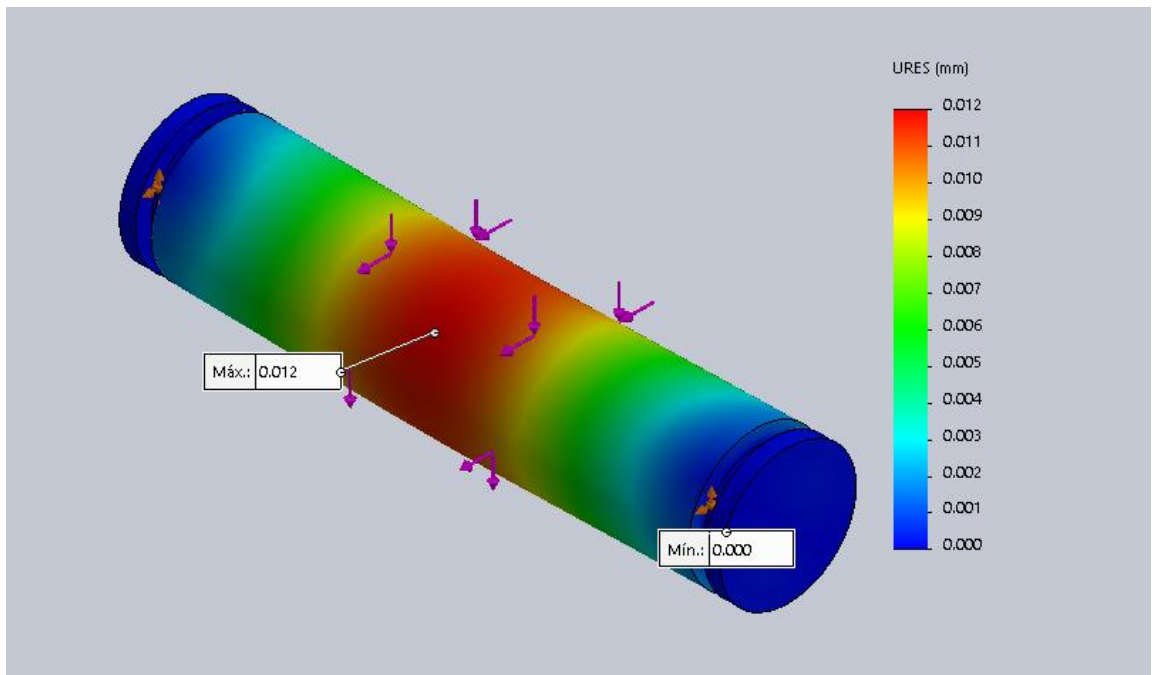


Figura 25. Resultados de desplazamientos para el pasador de las poleas.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

3.1.5 Diseño Barra para Arnés

Se definió la longitud de esta viga de 0,4 m, sometida a una carga máxima de 1962 N como se muestra en la figura 26.

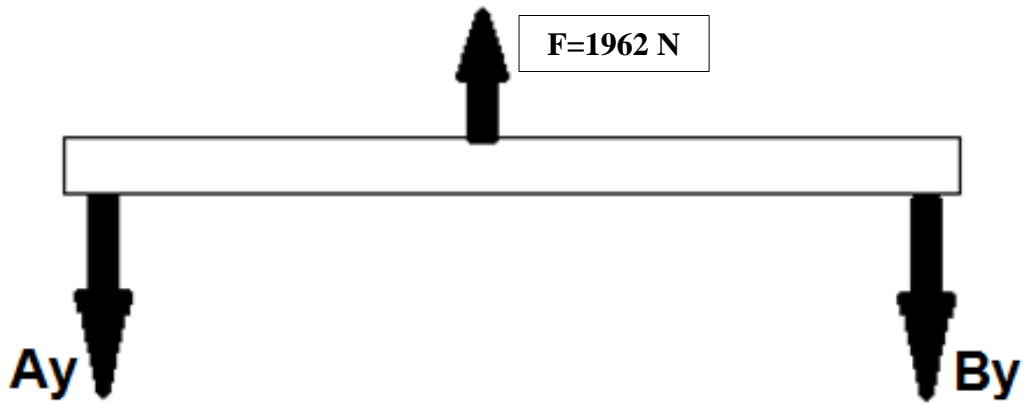


Figura 26. DCL de Viga para Arnés

Tomada de: Autores, 2016.

Realizando los diagramas de Fuerza Cortante y momento Flector se obtienen los resultados que se ilustran en la figura 27.

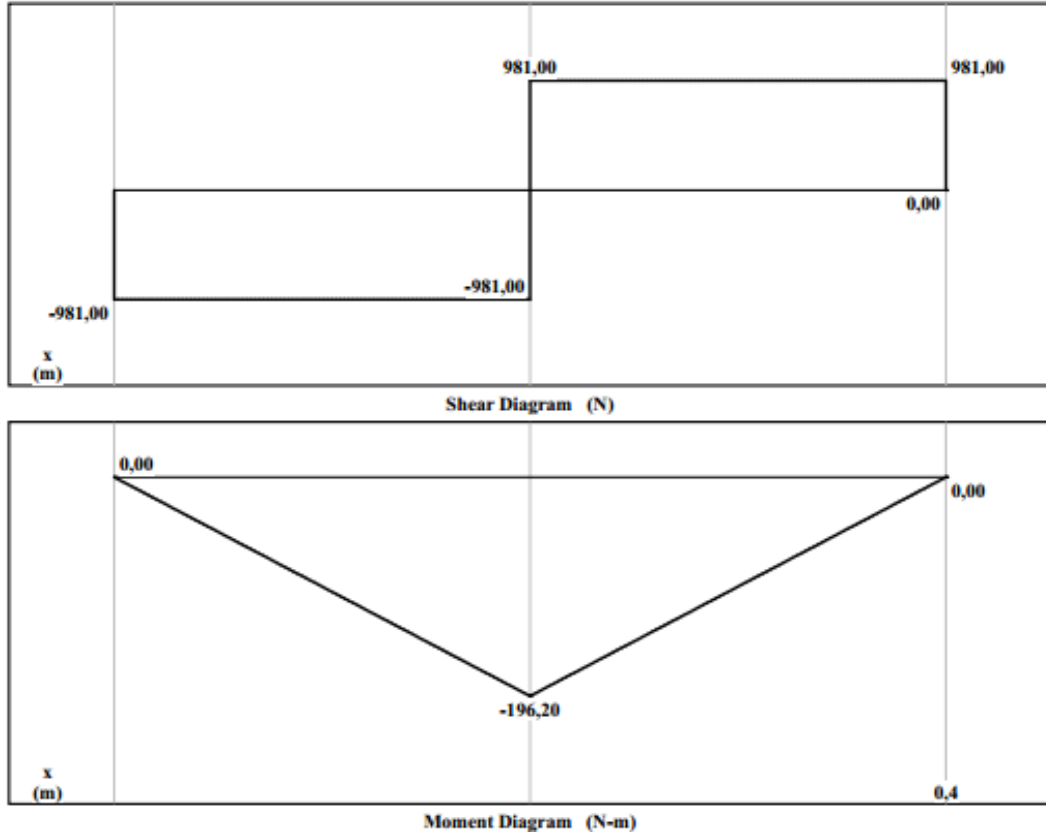


Figura 27. Diagrama de Fuerza Cortante y Momento Flector de Viga para Arnés

Tomada de: MDSolids 3.5 Versión de Prueba, 2016.

Se tiene un momento flector máximo de 196,2 Nm. Utilizando como material acero AISI 1045 de la tabla 2 se tiene $S_y = 310 \text{ MPa}$, y despejando de la ecuación (3) y ecuación (5), queda:

$$d = \sqrt[3]{\frac{32(196,2)}{\pi * 310 \times 10^6}} = 18,61 \times 10^{-3} \text{ m} = 18,61 \text{ mm}$$

Así, con intención que la barra no falle se toma un diámetro de **31,75 mm**, garantizando un factor de seguridad de 1,7.

De forma similar al pasador de las poleas, se hizo un análisis estático de la barra para arnés, que permitió garantizar que no sufrirá falla pues el esfuerzo de Von Mises máximo que experimenta es de 217 MPa valor que se ubica por debajo del límite elástico del material (Véase Figura 28), en cuanto a los resultados de deflexiones el máximo desplazamiento que ocurre es de 0,6 mm, magnitud demasiado pequeña que no produce efectos en el funcionamiento del prototipo (Véase Figura 29).

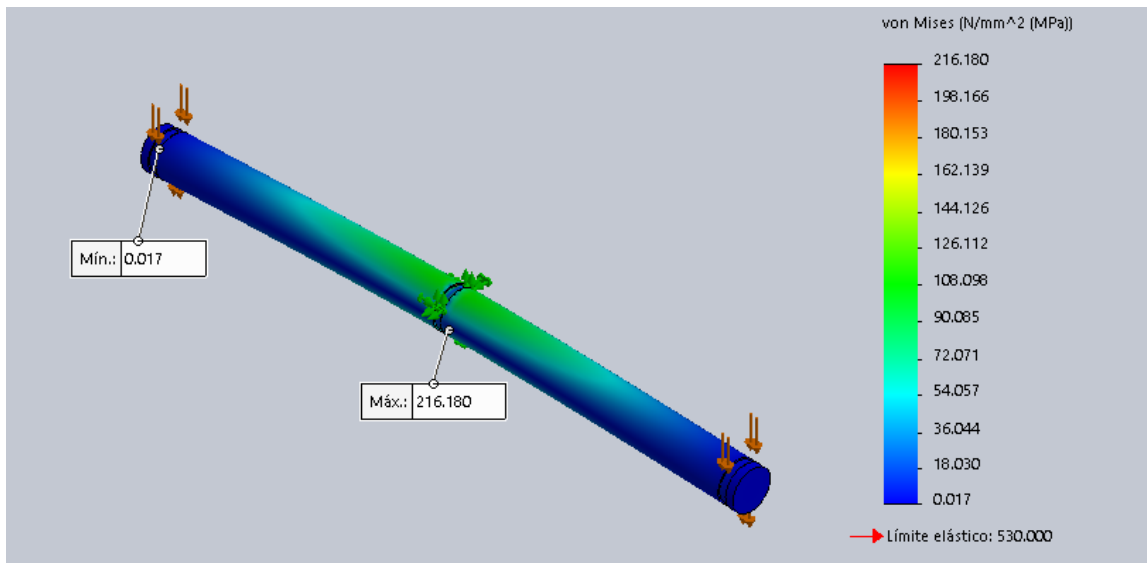


Figura 28. Resultados de von Mises para la viga del arnes.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

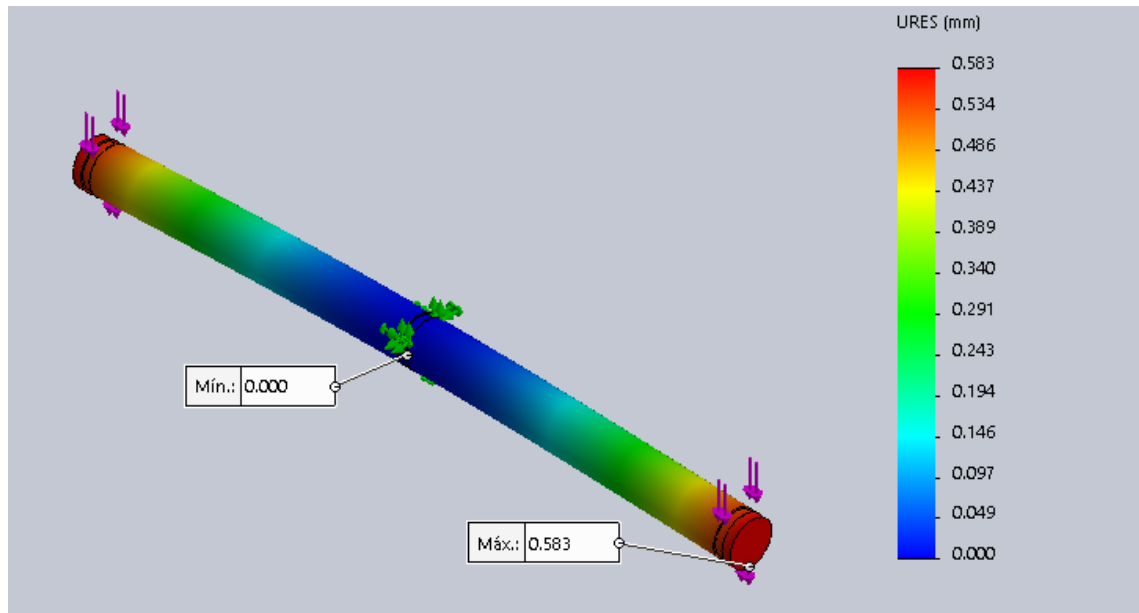


Figura 29. Resultados de desplazamientos para la viga del arnes.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

2.4.6 Diseño de Pasamanos

Se realizó el diseño de los pasamanos en el Software Solidworks 2016 y la simulación de análisis estático obteniendo los resultados que se muestran en la figura 30 y en la figura 31.

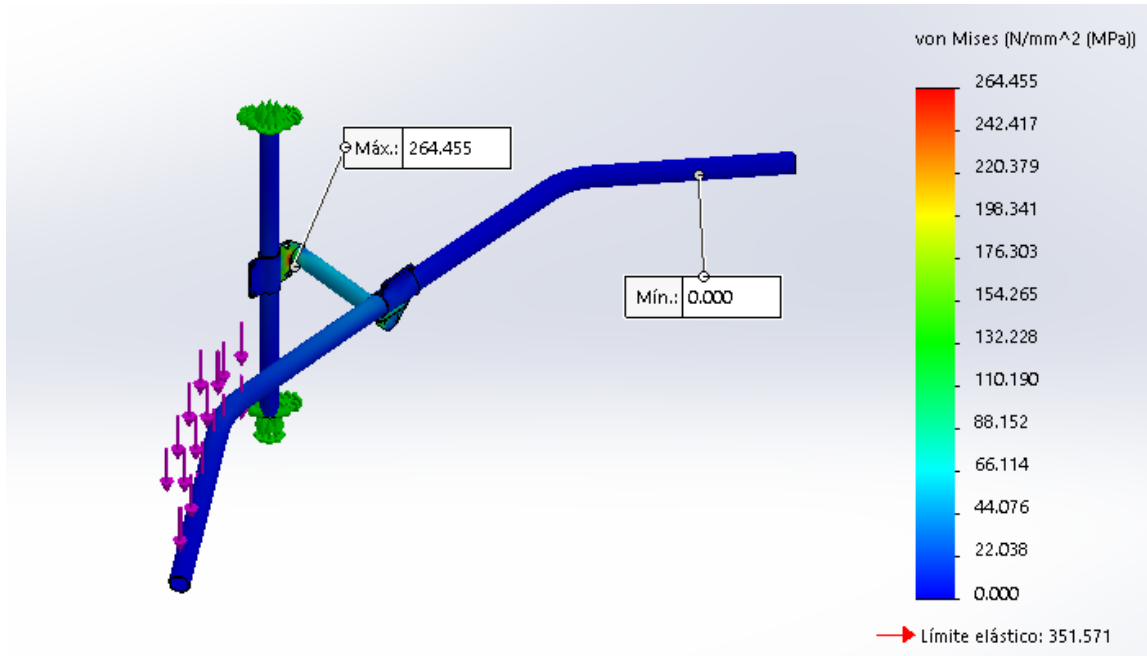


Figura 30. Resultados de von Mises para los pasamanos.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

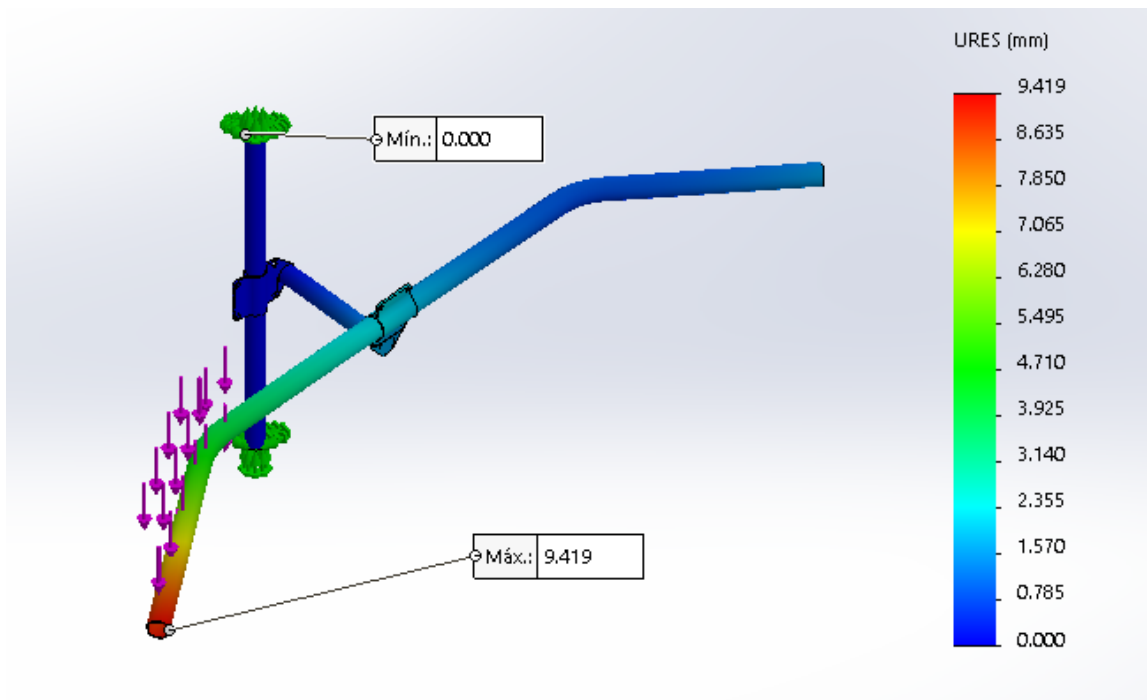


Figura 31. Resultados de desplazamientos para los pasamanos.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

En el estudio estático de los pasamanos se observa en la Figura 30 que las piezas presentan esfuerzos menores que el valor de su límite elástico por esta razón no falla cuando se someten a estos esfuerzos. En la Figura 31 se observa que los valores de desplazamiento son considerables, pero no influyen en el uso de los pasamanos.

2.4.7 Diseño de Soldadura

➤ Soldadura entre Columna y Placa base

En la figura 32 se observa el esquema de la soldadura entre la columna y la placa base.

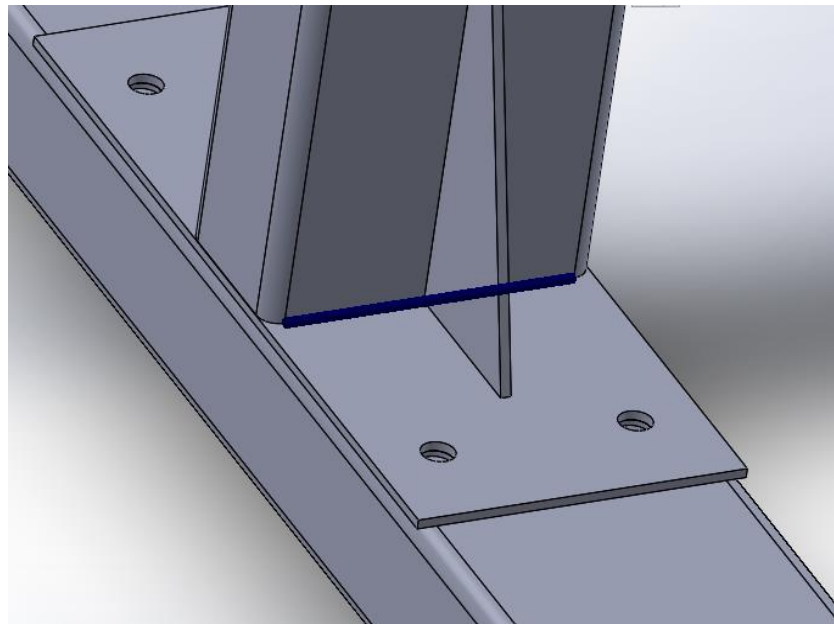


Figura 32. Esquema de soldadura entre la placa base y la columna.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

Para este caso se halló una longitud del cordón igual a 300 mm sometido a una carga de compresión igual a 981 N con una garganta de la soldadura de 3,175 mm establecida anteriormente.

De la tabla 9-6 de Budynas & Nisbett (2012), la fuerza permisible por longitud unitaria de un electrodo de metal E60 de 3,175 mm, es 0,278 kN/mm de soldadura.

Así de la ecuación: $F_{perm} = 0,278 \frac{N}{mm} (300 mm) = 83,4 kN$.

Como 83,4 kN >> 0,981 kN la resistencia del material de aporte es satisfactoria.

El esfuerzo de compresión en la soldadura está dado por:

$$\sigma = \frac{F}{hl} \quad (13)$$

σ : Esfuerzo normal en la soldadura en MPa

F: Carga de tensión o compresión en N

h: Garganta de la soldadura en mm

l: longitud de la soldadura en mm

$$\sigma = \frac{981 N}{3,175 mm * 300 mm} = 1,03 MPa$$

El esfuerzo cortante en la soldadura viene dado por:

$$\tau = \frac{F}{0,707hl} \quad (14)$$

τ : Esfuerzo normal en la soldadura en MPa

F: Fuerza Cortante en N

h: Garganta de la soldadura en mm

l: longitud de la soldadura en mm

$$\tau = \frac{981 N}{0,707(3,175 mm)(300mm)} = 1,46 MPa$$

Según la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), el esfuerzo de compresión y el esfuerzo cortante permisibles en el material de aporte están dados por: $\sigma_{perm} = 0,6S_y$ y $\tau_{perm} = 0,3S_u$, donde:

S_y : Límite elástico del material de aporte ($S_y = 345 MPa$).

S_u : Resistencia a la Tensión del material de aporte ($S_u = 427 MPa$).

$$\sigma_{perm} = 0,6S_y = 0,6(345) = 207 MPa$$

$$\tau_{perm1} = 0,3S_u = 0,3(427) = 128,1 MPa$$

Como $\sigma_{perm} \gg \sigma$, y $\tau_{perm1} \gg \tau$, se puede concluir la selección del material de aporte es satisfactoria, pues los esfuerzos que se experimentan en la soldadura son menores a los esfuerzos permisibles.

De la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), también se tiene que el esfuerzo cortante permisible en el material base corresponde a $\tau_{perm2} = 0,4S_y$, donde, S_y : Resistencia a la fluencia del material base. Como los materiales a soldar son ASTM A500 Grado C y ASTM A36, se toma el valor de S_y menor entre los dos materiales, de la Tabla 4 se tiene que $S_y = 250 MPa$.

$$\tau_{perm2} = 0,4S_y = 0,4(250) = 100 MPa$$

Para el material base $\tau_{perm2} \gg \tau$, por tanto la unión resulta satisfactoria.

➤ Soldadura de Columna y Placa Superior

En la figura 33 se muestra el esquema de la soldadura entre la columna y la placa superior.

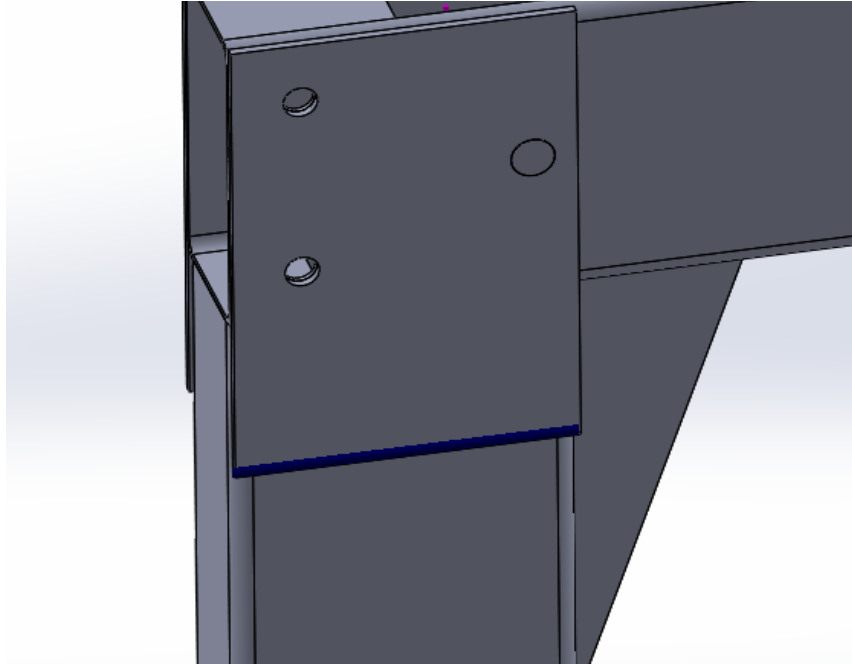


Figura 33. Esquema de soldadura entre la placa superior y la columna.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

La longitud del cordón es igual a 200 mm sometido a una carga de compresión igual a 981 N y con una garganta de la soldadura de 3,175 mm establecida anteriormente.

De la tabla 9-6 de Budynas & Nisbett (2012), la fuerza permisible por longitud unitaria de un electrodo de metal E60 de 3,175 mm, es 0,278 kN/mm de soldadura.

$$\text{Así: } F_{perm} = 0,278 \frac{kN}{mm} (400 mm) = 111,2 kN.$$

Como $F_{perm} = 111,2 kN \gg F = 98,1 kN$, la resistencia del material de aporte es satisfactoria.

El esfuerzo de compresión en la soldadura, se calcula utilizando la ecuación (13)

$$\sigma = \frac{981 \text{ N}}{3,175 \text{ mm} * 400 \text{ mm}} = 0,77 \text{ MPa}.$$

El esfuerzo cortante en la soldadura se calcula mediante la ecuación (14):

$$\tau = \frac{981 \text{ N}}{0,707(3,175 \text{ mm})(400\text{mm})} = 1,09 \text{ MPa}$$

Según la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), el esfuerzo de compresión y el esfuerzo cortante permisibles en el material de aporte están dados por: $\sigma_{perm} = 0,6S_y$ y $\tau_{perm} = 0,3S_u$, donde:

S_y : Límite elástico del material de aporte ($S_y = 345 \text{ MPa}$).

S_u : Resistencia a la Tensión del material de aporte ($S_u = 427 \text{ MPa}$).

$$\sigma_{perm} = 0,6S_y = 0,6(345) = 207 \text{ MPa}$$

$$\tau_{perm1} = 0,3S_u = 0,3(427) = 128,1 \text{ MPa}$$

Como $\sigma_{perm} \gg \sigma$, y $\tau_{perm1} \gg \tau$, se puede concluir la selección del material de aporte es satisfactoria, pues los esfuerzos que se experimentan en la soldadura son menores a los esfuerzos permisibles.

De la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), también se tiene que el esfuerzo cortante permisible en el material base corresponde a $\tau_{perm2} = 0,4S_y$, donde, S_y : Resistencia a la fluencia del material base. Como los materiales a soldar son ASTM A500 Grado C y ASTM A36, se toma el valor de S_y menor entre los dos materiales, de la Tabla 4 se tiene que $S_y = 250 \text{ MPa}$.

$$\tau_{perm2} = 0,4S_y = 0,4(250) = 100 \text{ MPa}$$

Para el material base $\tau_{perm2} \gg \tau$, por tanto la unión resulta satisfactoria.

➤ **Soldadura de la Columna con la Placa que Sostiene el Pasamano**

En la figura 34 se observa el esquema de la soldadura entre la placa que sostiene el pasamano y la columna.

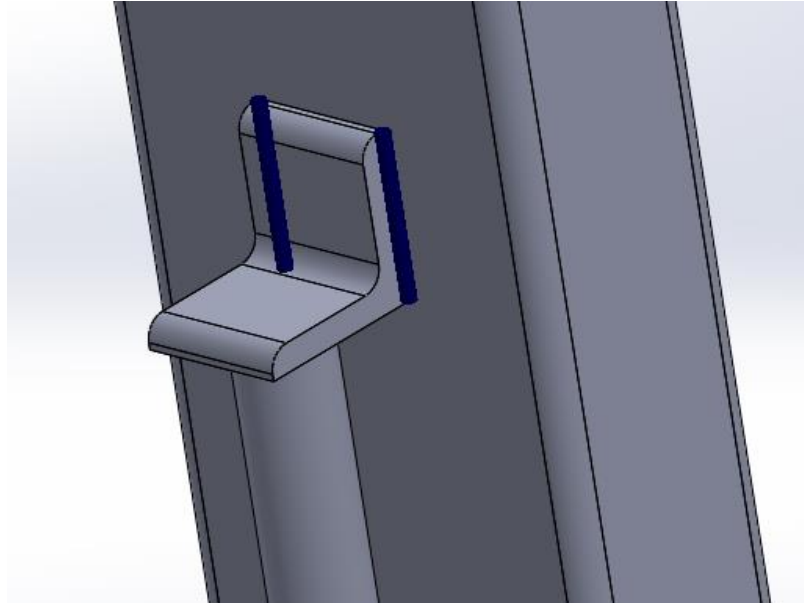


Figura 34. Esquema de soldadura entre la placa que sostiene el pasamano y la columna.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

Para este caso particular se tiene que los pasamanos están sostenidos por una barra vertical que se encuentra unida a la columna por dos placas, una en la parte superior y la otra en la inferior, es así que la carga que soporta cada pasamano se distribuye en cada placa y es igual 490,5 N.

Se tiene una longitud del cordón de 38 mm y una garganta 3,175 mm a partir de lo recomendado en la tabla 9-6 de Budynas & Nisbett (2012). De la misma tabla la fuerza permisible por longitud unitaria de un electrodo de metal E60 de 3,175 mm es 0,278 kN/mm de soldadura.

Así: $F_{perm} = 0,278 \frac{kN}{mm} (76 mm) = 21,13 kN$.

Como $F_{perm} = 21,13 kN \gg F = 0,49 kN$, la resistencia del material de aporte es satisfactoria.

El esfuerzo de compresión en la soldadura, se calcula utilizando la ecuación (13):

$$\sigma = \frac{490,5 N}{3,175 mm * 76 mm} = 2,03 MPa$$

El esfuerzo cortante en la soldadura se halla utilizando la ecuación (14):

$$\tau = \frac{490,5 N}{0,707(3,175 mm)(76 mm)} = 2,87 MPa$$

Según la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), el esfuerzo de compresión y el esfuerzo cortante permisibles en el material de aporte están dados por: $\sigma_{perm} = 0,6S_y$ y $\tau_{perm} = 0,3S_u$, donde:

S_y : Límite elástico del material de aporte ($S_y = 345 MPa$).

S_u : Resistencia a la Tensión del material de aporte ($S_u = 427 MPa$).

$$\sigma_{perm} = 0,6S_y = 0,6(345) = 207 MPa$$

$$\tau_{perm1} = 0,3S_u = 0,3(427) = 128,1 MPa$$

Como $\sigma_{perm} \gg \sigma$, y $\tau_{perm1} \gg \tau$, se puede concluir la selección del material de aporte es satisfactoria.

De la tabla 9-4 de Budynas & Nisbett (2012), también se tiene que el esfuerzo cortante permisible en el material base corresponde a $\tau_{perm2} = 0,4S_y$, donde, S_y : Límite elástico del material base. Como los materiales a soldar son ASTM A500 Grado C y ASTM A36, se

toma el valor de S_y menor entre los dos materiales, de la Tabla 4 se tiene que $S_y=250$ MPa.

$$\tau_{perm2} = 0,4S_y = 0,4(250) = 100 \text{ MPa}$$

Para el material base $\tau_{perm2} \gg \tau$, por tanto la unión resulta satisfactoria.

En la figura 35, figura 36 y figura 37 se observan los esfuerzos a los que están sometidos los cordones de soldadura y el tamaño óptimo de la garganta, además muestran que los tamaños de soldadura mínimo para que no falle es menor al tamaño del cordón seleccionado.

Conector de soldar por aristas-1			
Tipo	Mín.	Máx.	Media
Tamaño de soldadura (mm.)	0.061479	0.17127	0.12105
Tamaño de garganta de soldadura (mm.)	0.061479	0.17127	0.12105
Fuerza conjunta normal (N/m)	-9514.9	1622.2	-2507.5
Fuerza del eje de corte-soldadura (N/m)	433.91	1365.9	732.65
Fuerza normal de corte-superficie (N/m)	0	0	0
Momento flector (N.m/m)	0.13697	0.8715	0.54442

Figura 35. Resultados de análisis de soldadura para cordón 1.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

Conector de soldar por aristas-2			
Tipo	Mín.	Máx.	Media
Tamaño de soldadura (mm.)	0.03175	0.11404	0.041568
Tamaño de garganta de soldadura (mm.)	0.03175	0.11404	0.041568
Fuerza conjunta normal (N/m)	-1052.7	230.08	-287.78
Fuerza del eje de corte-soldadura (N/m)	-1365.9	519.93	-83.795
Fuerza normal de corte-superficie (N/m)	0	0	0
Momento flector (N.m/m)	-0.11185	0.48623	0.013836

Figura 36. Resultados de análisis de soldadura para cordón 2.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

Conector de soldar por aristas-4			
Tipo	Mín.	Máx.	Media
Tamaño de soldadura (mm.)	0.03175	0.034648	0.031999
Tamaño de garganta de soldadura (mm.)	0.03175	0.034648	0.031999
Fuerza conjunta normal (N/m)	-63.457	31.72	-10.641
Fuerza del eje de corte-soldadura (N/m)	-8.6576	155.21	68.143
Fuerza normal de corte-superficie (N/m)	0	0	0
Momento flector (N.m/m)	-0.046484	0.031863	-0.0005945

Figura 37. Resultados de análisis de soldadura para cordón 3.

Tomada de: SOLIDWORKS®, 2016.

2.4.8 Selección de Sujetadores Roscados

➤ Tornillo para las placas de las ruedas y base del malacate

Se tiene que el diámetro del orificio es 7 mm, de aquí se determina que el diámetro externo del perno es:

$$D_{ext} = 6 \text{ mm}$$

De acuerdo a lo anterior se tiene que de la tabla 8-2 (Budynas & Nisbett, 2012) tendremos un tornillo 6 UNC 32.

Para determinar la longitud de la rosca se usa la siguiente ecuación:

$$L_T = 2d + 6,35 \text{ mm} \quad (15)$$

L_T : Longitud de la rosca en mm

d: Diámetro del orificio en mm

De la ecuación (15) se tiene que la longitud de la rosca es de 20 mm.

En la figura 38 se muestran las dimensiones disponibles para las arandelas de acuerdo al catálogo de WASI Hispania S.A.

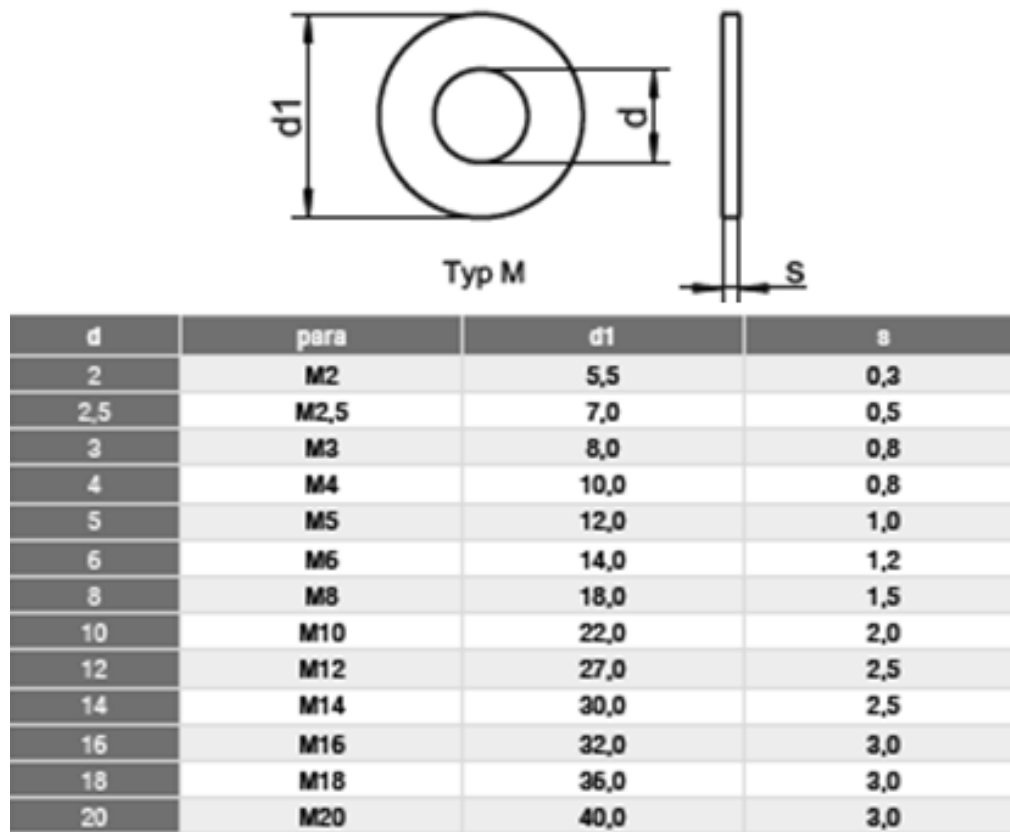


Figura 38. Dimensiones para la arandela plana.

Tomada de: WASI Hispania S.A, 2016.

En la figura 39 se muestran las dimensiones disponibles para la tuerca hexagonal de acuerdo al catálogo de WASI Hispania S.A.

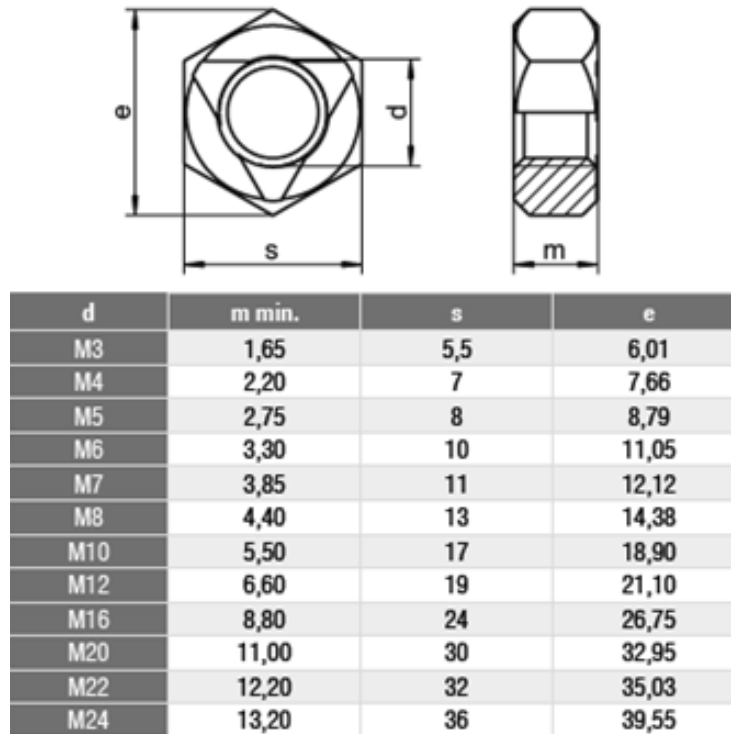


Figura 39. Dimensiones para la tuerca hexagonal.

Tomada de: WASI Hispania S.A, 2016.

De acuerdo a la figura 38 se seleccionan las dimensiones de la arandela:

$$d = 8 \text{ mm} \quad d_1 = 18 \text{ mm} \quad s = 1,5 \text{ mm}$$

Las dimensiones de la tuerca se definen según la figura 39:

$$s = 10 \text{ mm} \quad e = 11,05 \text{ mm} \quad m = 4,4 \text{ mm}$$

El agarre se halla a través de la ecuación

$$l = \text{espesor}_{\text{arandela}} + \text{espesor}_{\text{placas}} \quad (16)$$

De acuerdo a la ecuación (16) se obtiene un agarre de 5,5 mm.

Por último, la longitud del perno se define por la ecuación

$$L = l + m \quad (17)$$

Aplicando la ecuación (17) se halla una longitud para el perno de 12,7 mm.

➤ **Tornillo de la viga superior y de la viga base**

Se tiene que el diámetro del orificio es 12 mm, de aquí se determina que el diámetro externo del perno es:

$$D_{ext} = 10 \text{ mm}$$

De acuerdo a lo anterior se tiene que de la tabla 8-2 (Budynas & Nisbett, 2012) tendremos un tornillo 10 UNC 24.

De la ecuación (15) se tiene que la longitud de la rosca es de 25 mm.

De acuerdo a la figura 38 se seleccionan las dimensiones de la arandela:

$$d = 10 \text{ mm} \quad d_1 = 22 \text{ mm} \quad s = 2 \text{ mm}$$

Las dimensiones de la tuerca se definen según la figura 39:

$$s = 17 \text{ mm} \quad e = 18,9 \text{ mm} \quad m = 5,5 \text{ mm}$$

De acuerdo a la ecuación (16) se obtiene un agarre 60 mm.

Aplicando la ecuación (17) se halla una longitud para el perno de 76,2 mm.

Ahora se determinan los esfuerzos a los que están sometidos los tornillos de la estructura.

La fuerza cortante es 1308 N.

El área en m^2 , está dada por la siguiente ecuación:

$$A = \frac{\pi(D)^2}{4} \tag{18}$$

Para un diámetro de 9,525 mm se obtiene de la ecuación (18) un valor de $78,54 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$.

El esfuerzo cortante se calcula por la ecuación

$$\tau = \frac{V}{A} \tag{19}$$

τ : Esfuerzo Cortante en MPa

V: Fuerza Cortante en N

Remplazando V y A en la ecuación (19) se encuentra que el esfuerzo cortante producido es 16,65 MPa.

2.4.9 Selección de las Ruedas

Remplazando los valores de C_m , P_p y N_r en la ecuación (6) se obtiene que la capacidad de carga para cada rueda debía ser de 90 kg.

Por tanto, se eligieron ruedas con una capacidad de carga máxima de 100 kg como se ilustra en la

Tabla 6.

Tabla 6. Características de la Rueda Seleccionada.

Tomada de: Catalogo de Tecno ruedas, 2016.

RUEDA 3VNA04A CON FRENO		
	Capacidad de carga	100 kg
	Altura total	100 mm
	Diámetro de rueda	75 mm
	Medida de plataforma	62 mm x 92 mm
	Radio de giro	45 mm
	Material de rueda	Poliuretano
	Material de soporte	Acero estampado
	Sistemas de eje central	Doble rodamiento

2.4.10 Selección del Cable

Teniendo en cuenta que la carga máxima de trabajo en el cable es de 200 kg, un factor de seguridad de 5 y aplicando la ecuación (7) se obtuvo que la carga mínima de rotura en el cable debía ser de 1000 kg, por tanto, se seleccionó un cable acero de calidad aeronáutica de 4,8 mm de diámetro con una configuración 7x19 y una carga de rotura mínima de 1698 kg, según el catálogo Cables Navcar (2016). En la figura 40 se detallan las especificaciones del cable seleccionado.

CABLE Ø 3/16 - 4.8 mm				
REF	DESCRIPCIÓN	RESISTENCIA Kgf	CONSTRUCCIÓN	GRAF
001941	CABLES PLASTIFICADO 3/16" (4.7-6.0 mm) Alma de Yute	1.490	6 X 7	
002077	CABLES PLASTIFICADO 3/16" (4.7-6.0 mm) Alma de Acero	1.698	6 X 7	
001949	CABLES ALMA DE YUTE 3/16" (4.7 mm)	1.377	6 X 19	
000808	CABLES PLASTIFICADO 3/16" (4.7-6.0 mm) Alma de Acero	1.469	7 X 7	
000334	CABLES ALMA DE ACERO 3/16" (4.76 mm)	1500	7 X 7	
001884	CABLES ALMA DE ACERO 3/16" (4.76 mm)	1.698	7 X 19	
002440	CABLES ALMA DE ACERO INOXIDABLE 3/16" (4.76 mm)	1.280	7 X 19	

Figura 40. Especificaciones del cable.

Tomada de: Catálogo Cables Navcar, 2016.

2.4.11 Selección del Arnés

El arnés seleccionado debe ser cómodo, regulable en tamaño y que garantice la seguridad del paciente. Aquel que se ajusta a estas características es el arnés de cuerpo completo multipropósito, ajustable en pecho, lumbar y piernas. Está fabricado en cinta

de poliéster de 45 mm, con hebillas en acero con recubrimiento termoplástico, las cuales se aseguran alrededor del cuerpo distribuyendo la carga. Además, presenta apoyo lumbar acolchado de material laminado y propiedad repelente a la humedad.



Figura 41. Arnés Seleccionado.

Tomada de: catalogo-steelpro, 2016

2.5 CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

El proceso de construcción inicio con la fabricación de la estructura del prototipo que está conformada por una viga superior, dos columnas, dos vigas bases, ocho soportes y seis placas para fijación.

3.2.1 Viga Superior

Para la elaboración de la viga superior se realizó el proceso de corte en una máquina tronadora y de perforación utilizando un taladro manual con brocas de 6 mm y de 10 mm.



Figura 42. Proceso de corte en la viga superior.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.2 Vigas Base

Para la elaboración de las vigas base se realizó el proceso de corte en una máquina tronzadora y perforaciones utilizando un taladro manual.



Figura 43. Proceso de taladrado

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.3 Columnas

Se procedió a elaborar las columnas, estas necesitaron las placas de fijación en las cuales se realizaron perforaciones para ingresar los pernos de 10 mm de diámetro, seguidamente se realizó el proceso de unión entre la columna, las placas y los pies de amigo, utilizando soldadura de tipo SMAW.



Figura 44. Proceso de taladrado y soldadura en las columnas.

Tomada de: Autores, 2016.

Luego de tener todas las piezas que componen la estructura del prototipo, se inició la fabricación y obtención de los componentes del sistema para suspender la carga.

3.2.4 Poleas

Para fabricar las poleas del sistema se obtuvo un segmento de barra de acero AISI 1020, y luego se realizó un proceso de mecanizado en el torno para obtener la geometría necesaria.



Figura 45. Material sin mecanizar y luego de mecanizar.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.5 Pasador de las Poleas

Se elaboraron los pasadores para las poleas partiendo de una barra de acero AISI 1045 y se realizó en el torno dos ranuras para los anillos de retención en cada pasador.



Figura 46. Proceso de ranurado en el torno.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.6 Barra para Arnés

En esta barra se realizó el proceso de refrentado y ranurado en un torno, luego se procedió a soldar con la placa.



Figura 47. Proceso de ranurado y refrentado en el torno.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.7 Barras guías para ajustar la altura del pasamanos

Para la construcción de estas guías se realizó el proceso de corte utilizando una maquina tronzadora, y por ultimo se unieron a la columna de la estructura a través de soldadura tipo SMAW.

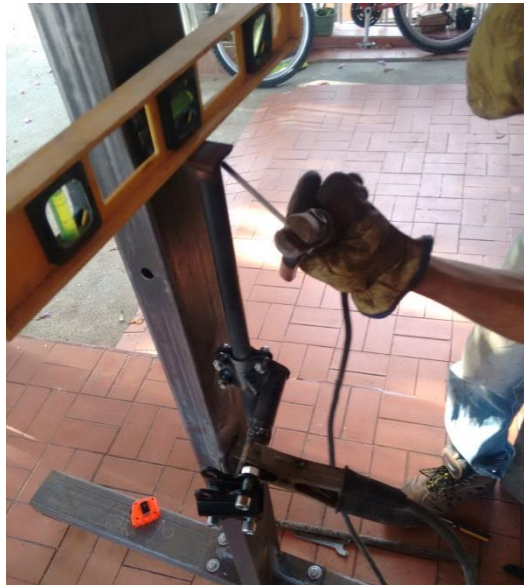


Figura 48. Proceso de soldadura en las barras guías.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.8 Pasamanos

Se elaboraron los pasamanos partiendo de dos tubos de acero inoxidable AISI 304 de sección transversal circular, en el que se realizó doblado a 30° en cada uno de sus extremos.



Figura 49. Proceso de doblado y soldadura en los pasamanos.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.9 Carcasa para el Malacate

Inicialmente se hizo un modelo de la carcasa para ajustar las dimensiones y definir la geometría, posteriormente se realizó el proceso de corte y unión a través de soldadura tipo SMAW.



Figura 50. Modelo y unión de la carcasa

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.10 Ensamble de la estructura

El ensamble de las columnas con las vigas bases se realizó usando pernos con tuercas.



Figura 51. Ensamble de la viga base con la columna.

Tomada de: Autores, 2016.

Luego se realizó el ensamble de las columnas con la viga superior a través de pernos con tuercas.



Figura 52. Ensamble de las columnas con la viga superior.

Tomada de: Autores, 2016.

Posteriormente se efectuó el montaje de las ruedas en las vigas base usando pernos.



Figura 53. Ensamble de la estructura con las ruedas.

Tomada de: Autores, 2016.

3.2.11 Ensamble del mecanismo de suspensión

Se realizó el ensamble de las poleas, para esto es necesario ubicar de forma concéntrica los pasadores y los separadores para cada polea.



Figura 54. Ensamble de polea dentro de la estructura.

Tomada de: Autores, 2016.

Luego se instaló el malacate a la columna y posteriormente se introdujo el cable dentro de la estructura ubicandolo en en canal de las poleas.

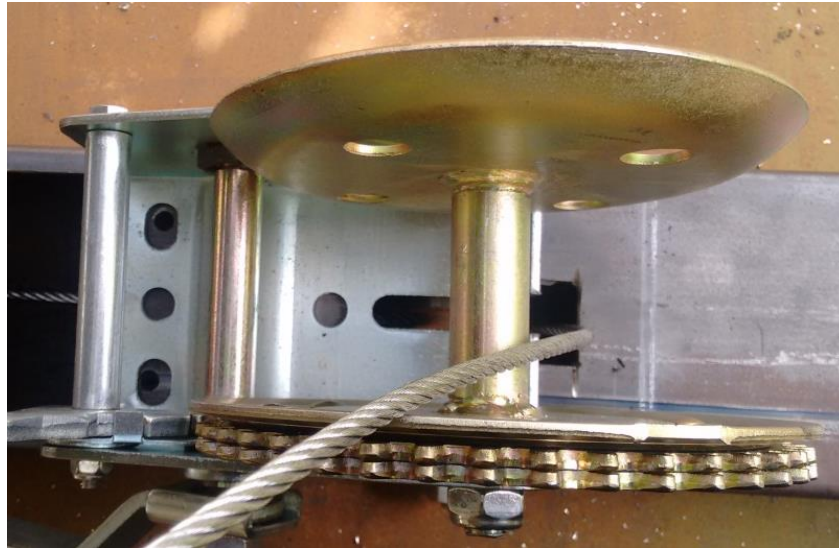


Figura 55. Ensamble del malacate a la columna.

Tomada de: Autores, 2016.

Finalmente, se hizo el ensamble de los pasamanos en la estructura.



Figura 56. Ensamble de los pasamanos.

Tomada de: Autores, 2016.



Figura 57. Dispositivo Construido en su Totalidad.

Tomada de: Autores, 2016.

3.3 VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO DE SUSPENSIÓN DE PESO CORPORAL

3.3.1 Verificación técnica de cada componente

En la Tabla 7 se detalla los resultados de la inspección realizada a los componentes, en observaciones se especifica en que se basó dicha inspección y en la columna de aceptado se determina si el elemento cumplió su función.

Tabla 7. Resultados de inspección técnica

Tomada de: Autores, 2016

Componente	Observaciones	Aceptado
Dinamómetro	Mostró el valor de la carga suspendida en kg o lbs.	Si
Rodachinas	El freno de cada rueda se pudo accionar o quitar de forma sencilla.	Si
Pasamanos	Son esqualizables, debido a que los tornillos que los sostienen se pueden ajustar de forma manual.	Si
Manivela	Permite un agarre seguro y se puede girar sin obstrucciones	Si
Cable	Conservó su posición con respecto a las poleas antes y durante la suspensión.	Si
Palanca de Seguridad	Se ubicó en los tres modos de uso, el primer modo permitió elevar y el tercer modo bajar cargas de forma segura, respectivamente. El segundo modo permite giro libre.	Si

3.3.2 Validación de la funcionalidad del equipo

En la figura 58 se detalla en la parte izquierda al equipo suspendiendo una carga y en la parte derecha es posible evidenciar en el dinamómetro que el valor de dicha carga es de 202,9 kg cumpliendo el parámetro de resistencia para el cual se diseñó el dispositivo.



Figura 58. Levantamiento de carga máxima.

Tomada de: Autores, 2016.

En las Figuras 59, 60, 61 y 62 se pueden observar distintos pacientes, los cuales fueron seleccionados para evaluar la funcionalidad del equipo construido. Además, en la tabla 8, 9, 10 y 11, se detalla el nombre del paciente, su altura, su masa, tipo de discapacidad y las mejoras obtenidas gracias al dispositivo de suspensión de peso para rehabilitación física (Ortogrúa, nombre asignado por la Clínica Valeja. SAS). Cabe anotar que en todos los pacientes también se pudo realizar ejercicios en bípedo para el fortalecimiento de extremidades inferiores y/o superiores.



Figura 59. Paciente 1, Jorge Aleans; Realizando terapia de Rehabilitación.

Tomada de: Autores, 2017

Tabla 8. Resultados Pruebas de Validación Paciente 1.

Tomada de: Autores, 2017.

Fisioterapeuta		Mercedes Montoya	
Paciente 1		Jorge Aleans Pérez	
Diagnostico Medico	TCE Severo	Altura	1.72 m
Diagnostico Fisioterapéutico	Cuadriparesia Espástica	Masa	69.6 kg
Uso de la Banda Caminadora	Antes de la llegada del Equipo	Llegada del equipo Diciembre de 2016	Dos meses después Febrero de 2017
	No se realizaba uso de la banda caminadora.	Se inició la utilización de la banda a una velocidad de 1 km/h con inclinación de 0° por 2 minutos.	Se logró utilizar la banda a una velocidad de 2 km/h con inclinación 0° por 10 minutos
Observaciones: Cuando no se contaba con el equipo realizaba calentamiento en recumbert (bicicleta) por 15 min, estiramiento general con ayuda de la fisioterapeuta, ejercicios de miembros superiores e inferiores para el fortalecimiento muscular y ejercicios con descarga de peso en sedente(sentado). Con la utilización del equipo el paciente puede realizar ejercicios en bípedo lo que le ha permitido mejorar su patrón de marcha y muestra más seguridad a la hora de estar de pie.			



Figura 60. Paciente 2, Gabriel Aleans; Realizando terapia de Rehabilitación.

Tomada de: Autores, 2017

Tabla 9. Resultados Pruebas de Validación Paciente 2.

Tomada de: Autores, 2017.

Fisioterapeuta		Mercedes Montoya	
Paciente 2		Gabriel Aleans Pérez	
Diagnostico Medico	Enfermedad de Wilson	Altura	1.72 m
		Masa	55 kg
Diagnostico Fisioterapéutico	Alteración de la función motora, del equilibrio y la marcha.		
Uso de la Banda Caminadora	Antes de la llegada del Equipo	Llegada del equipo Diciembre de 2016	Dos meses después Febrero de 2017
	No se realizaba uso de la banda caminadora.	Se inició la utilización de la banda a una velocidad de 1 km/h con inclinación de 0° por 2 minutos.	Se logró utilizar la banda a una velocidad de 1,5 km/h con inclinación de 0° por 8 minutos.
Observaciones: Realizaba calentamiento en recumbert por 15 min, estiramiento en colchoneta, abdominales y ejercicios de miembros superiores e inferiores. Con el uso de Ortogrúa logra mantenerse más erecto y realizar ejercicios en bípedo de miembros inferiores sin agarre. Al realizar la marcha independiente se nota mejoría en su postura y equilibrio lo que facilita su rehabilitación y realización de actividades de la vida cotidiana.			



Figura 61. Paciente 3, Carlos Velázquez; Realizando terapia de Rehabilitación.

Tomada de: Autores, 2017

Tabla 10. Resultados Pruebas de Validación Paciente 3.

Tomada de: Autores, 2017.

Fisioterapeuta		Mercedes Montoya	
Paciente 3		Carlos Velázquez Vega	
Diagnostico Medico	TRM a Nivel C2, C3 y C4	Altura	1.92 m
Diagnostico Fisioterapéutico	Paraplejia Incompleta	Masa	79,1 kg
Uso de la Banda Caminadora	Antes de la llegada del Equipo	Llegada del equipo Diciembre de 2016	Dos meses después Febrero de 2017
	No se realizaba uso de la banda caminadora.	Se inició la utilización de la banda a una velocidad de 1 km/h con inclinación de 0° por 5 minutos.	Se logró utilizar la banda a una velocidad de 2-2,5 km/h con inclinación de 1° por 10-15 minutos.
Observaciones: Realizaba calentamiento en Recumbert por 20 min, estiramiento general, ejercicios de miembros superiores e inferiores, abdominales, ejercicio de fuerza con multifuerza y descargas de peso en sedente y bípedo. Con la ayuda de la Ortogrúa se mantiene de pie sin agarre, y a la vez, realiza ejercicio en bípedo de piernas, sentadillas y descargas de peso.			

La información mostrada en los pacientes 1, 2 y 3 se sustenta con un informe suministrado por la Fisioterapeuta Mercedes Montoya. Véase este informe en el Anexo A4.



Figura 62. Paciente 4, Pedro Sierra; Realizando terapia de Rehabilitación.

Tomada de: Autores, 2017

Tabla 11. Resultados Pruebas de Validación Paciente 4.

Tomada de: Autores, 2017.

Fisioterapeuta		María Elena Pérez	
Paciente 4		Pedro Sierra	
Diagnostico Medico	Secuelas de un ACV Hemorrágico	Altura	1.60 m
Diagnostico Fisioterapéutico	Hemiplejia Izquierda	Masa	67 kg
<p>Observaciones: Inició su terapia realizando simulación de la marcha suspendido en Ortogrúa, durante la marcha se notaba poco levantamiento del pie izquierdo y un patrón flector que hacía que el paciente flexionara su pierna izquierda hacia adentro intentado cruzarla con la pierna derecha, de igual manera sucedía con la extremidad superior. Al final del periodo de dos meses, se notó que el patrón de flector había disminuido notablemente y el paciente lograba levantar su pie. El uso del equipo le permitió adquirir seguridad y confianza para dar el paso, esto conllevó a que el señor Pedro Sierra consiguiera mayor autonomía, mejoramiento en el equilibrio y recuperación de fuerza, es posible evidenciar esta mejora pues cuando el paciente empezó la rehabilitación era ingresado a las instalaciones de la clínica en silla de ruedas y al cabo de solo dos meses lograba ingresar caminando sostenido únicamente por su fisioterapeuta.</p>			

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

Se determinaron parámetros y componentes necesarios para realizar el diseño, se diseñó y construyó el dispositivo constituido por una estructura y un sistema de transmisión que involucro un cable metálico, tres poleas, un dinamómetro y un malacate, todo esto permitió suspender cargas hasta de 200 kg sin provocar demasiado esfuerzo manual en el operario. El equipo da la posibilidad suspender personas con altura máxima de 2 m. Se hizo pruebas de funcionamiento a 4 pacientes utilizando la banda caminadora y realizando simulación de marcha en el piso, con lo que se logró obtener avances significativos en el patrón de marcha, disminuir el esfuerzo en el fisioterapeuta y garantizar la seguridad del paciente mientras realizaba la sesión terapéutica.

El prototipo facilita el desarrollo de las terapias, el terapeuta puede asistir y corregir la marcha del paciente con la seguridad de que el paciente no se caerá, también se puede controlar mejor el proceso de rehabilitación disminuyendo el porcentaje del peso corporal suspendido en cada sesión.

A través del aumento de la velocidad de la marcha y el tiempo de recorrido en la banda caminadora, se puede notar la evolución de los pacientes, se evidencia que son más independientes para realizar la marcha y para mejorar su postura.

Se realizó el manual de operación del dispositivo para ofrecer a los usuarios una guía de uso adecuado, además, el resultado final de la construcción del dispositivo es de fácil operación y contiene las instrucciones necesarias para su correcta operación, asimismo se establecieron las operaciones de mantenimiento que necesita el prototipo para conservar su buen funcionamiento, también el diseño del dispositivo permite realizar un adecuado mantenimiento a las piezas, porque es posible acceder y desmontar todas las piezas fácilmente.

4.2 RECOMENDACIONES

Las recomendaciones para el desarrollo de proyectos futuros de Diseño y Construcción de dispositivos de Suspensión Parcial de Peso Corporal se especifican a continuación:

Estudiar la posible implementación de una Suspensión Dinámica, que le permita al paciente tener el movimiento vertical común de una marcha adecuada. Esto se puede obtener colocando resortes entre la barra para el arnés y la conexión del arnés, que por medio de su constante de elasticidad permita realizar el movimiento vertical.

Reemplazar el Cable metálico por un cable metálico plastificado o por una Cuerda de Poliéster, pues el cable que se utilizó sufre un tipo de deformación muy común en estos que se conoce como “martilleo o machacado” ya que los alambres externos de los cordones o torones aparecen como si se hubiesen martillado y se ocasiona por el contacto cable-cable durante el enrollado.

5 BIBLIOGRAFÍA

- Beer, R. D. (2009). *Mecánica de Materiales* (5 ed.). México: McGraw-Hill.
- Biodex. (3 de Agosto de 2016). *STANDARD UNWEIGHING SYSTEM, Application/Operation manual*. Obtenido de <http://www.biodex.com/>
- Braidot & Aleman. (2011). Diseño de un sistema mecánico de rehabilitación en marcha con adición progresiva de peso. *Laboratorio de Biomecánica, FI-UNER*.
- Budynas & Nisbett. (2012). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (9na ed.). México: Mc Graw-Hill.
- Cerda, A. (2014). Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 265-275.
- Congreso de Colombia. (27 de Febrero de 2013). Ley Estatutaria 1618; Por la cual se establecen las disposiciones para garantizar el pleno ejercicio de los derechos de las personas con discapacidad. Bogota.
- DANE. (2010). *Población con Registro para la localización y caracterización de las Personas con Discapacidad*.
- Díaz, A., Álvarez, L., Rodríguez, A., Sentmanat, B., Martínez, C., Álvarez, M., & Martínez, G. &. (2008). Uso de la estera de marcha (Treadmill) y el soporte parcial de peso del cuerpo (BPWS) para tratar los trastornos de la marcha en la enfermedad de Parkinson. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 466-470.
- Flórez, M. (2000). Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus. *Rehabilitación*, 423-437.
- Gardner, H. L. (1998). Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single-subject experimental design. *Physical therapy*, 361-374.

- h/p/cosmos. (3 de Agosto de 2016). <https://www.h-p-cosmos.com/>. Obtenido de <https://www.h-p-cosmos.com/>
- Hocoma. (08 de 08 de 2016). *Guión para el usuario de Lokomat (Archivo PDF)*. Obtenido de https://knowledge.hocoma.com/fileadmin/user_upload/training_material/lokomat/LokomatUserScript_ES_150511.pdf
- Huang, Q., & Yokoi, K. (Junio de 2001). Planning Walking Patterns for a Biped Robot. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 17(3), 280- 288.
- Interferenciales. (18 de 09 de 2016). www.interferenciales.com. Obtenido de <http://www.interferenciales.com.mx/pdf/catalogos/101.pdf>
- Jahn K, Z. A. (2010). Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Dtsch Arztebl* , 306-316.
- MedlinePlus. (5 de Febrero de 2017). *MedlinePlus(2015) Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU.* . Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000726.htm>
- MedlinePlus. (5 de Febrero de 2017). *MedlinePlus. Enciclopedia Médica (2014). Biblioteca Nacional de Medicina de los EE. UU.* Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000785.htm>
- Moreno, S. (2015). Trauma Raquimedular. *Morfología*, 7(1), 48-54.
- OMS. (15 de Junio de 2016). *Organización Mundial de la Salud, 2013. Centro de Prensa*. Obtenido de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/es/>
- Ortiz. A, C. R. (2015). Nuevas tecnologías en la reeducación de la marcha en pacientes con lesión medular incompleta. *Una Revisión Sistemática. Rehabilitación*.

- Physical, E. (13 de Abril de 2016). *Physical enterprise*. Obtenido de <http://physicalenterprise.com/unweighing/>
- Prat, J., & Sánchez, J. (2002). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Valencia.
- Ramírez, O. (2007). *Sistema de Suspensión Parcial del Peso Corporal para Evaluación y Reeduación del Patrón de Marcha en Pacientes Hemipléjicos o Afectados por minas Antipersonales*. Bucaramanga.
- Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. (15 de Junio de 2016). *SERMEF*. Obtenido de www.sermef.es
- Tilley A, D. H. (2001). *The measure of man and woman*. Wiley, John & Sons.
- Verazaluce, R. N. (2013). Evolución de la marcha en pacientes con parálisis cerebral y desplazamiento asistido, mediante su entrenamiento con equipo de asistencia robótica. *Rehabilitación*.
- Villatoro, A. (2011). *Manual de medicina de urgencias*. (J. Morales, Ed.) México: Manual Moderno.
- Visintin, e. a. (1998). A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 1122-1128.

6 ANEXOS

6.1 A1: BASE DE DATOS DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

Para realizar esta base de datos se seleccionó una población de 60 personas, incluyendo hombres y mujeres entre los 8 y 84 años de edad, con un peso entre 42 kg hasta los 110 kg, a los cuales se les midió la estatura, la altura de codos, el alcance mínimo con agarre, anchura de hombros, anchura codo-codo; luego estos datos recolectados se registraron en la tabla 12.

Tabla 12. Medidas Antropométricas

Tomada de: Autores, 2016.

N°	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura (mm)	Altura de Codos (mm)	Alcance Mínimo con Agarre (mm)	Anchura de Hombros (mm)	Altura de cabeza (mm)	Anchura codo-codo (mm)
1	22	84	1710	1050	370	480	240	590
2	23	61	1700	1060	380	410	235	520
3	22	71	1780	1100	380	420	240	500
4	26	79	1690	1060	360	380	230	490
5	49	58	1660	1040	330	410	230	490
6	81	71	1710	1030	360	440	250	560
7	51	91	1720	1050	410	500	240	600
8	78	65	1530	920	330	410	220	530
9	69	92	1820	1140	410	480	235	510
10	36	74	1780	1060	410	460	240	590
11	39	57	1600	1000	320	390	220	490
12	18	49	1450	980	310	340	210	380
13	40	55	1490	950	320	430	205	550
14	36	82	1640	1060	360	410	220	560
15	36	60	1650	1080	350	420	230	550
16	38	62	1630	1020	320	380	240	490
17	46	79	1700	1130	370	460	230	570
18	59	68	1560	1030	360	400	230	540
19	9	49	1340	860	290	340	200	450
20	32	63	1680	1050	360	430	210	530
21	50	82	1730	1090	390	410	235	510
22	23	82	1830	1120	400	460	240	570
23	26	110	1750	1110	380	450	240	580
24	23	62	1710	1020	370	435	225	550

Continuación de la tabla 12, medidas antropométricas

N°	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura (mm)	Altura de Codos (mm)	Alcance Mínimo con Agarre (mm)	Anchura de Hombros (mm)	Altura de cabeza (mm)	Anchura codo-codo (mm)
25	22	81	1740	1060	375	460	230	540
26	25	79	1830	1110	380	445	230	530
27	12	53	1530	940	330	360	210	420
28	10	47	1350	800	260	310	205	400
29	8	42	1210	740	240	280	200	390
30	20	55	1700	1070	360	400	220	490
31	13	48	1510	890	340	380	204	490
32	10	46	1350	850	290	320	197	450
33	84	54	1520	880	310	370	200	460
34	16	54	1740	1020	360	390	223	500
35	24	85	1720	1060	350	420	250	510
36	24	90	1840	1160	380	440	240	550
37	22	50	1580	1010	310	340	210	430
38	22	62	1670	1010	350	390	230	500
39	23	73	1800	1100	380	450	240	540
40	22	59	1680	1030	370	420	250	560
41	23	65	1720	1120	380	410	240	510
42	21	84	1830	1110	400	440	260	560
43	32	108	1920	1137	430	560	250	600
44	14	56	1630	1030	350	380	240	480
45	17	59	1650	1050	340	390	240	500
46	24	76	1720	1080	380	460	270	570
47	39	89	1710	1080	380	480	260	590
48	15	86	1780	1090	400	500	260	610
49	37	82	1730	1010	390	450	230	550
50	26	94	1820	1120	380	460	210	570
51	25	62	1650	1010	320	490	250	580
52	57	78	1760	1070	340	410	240	500
43	62	57	1590	910	310	350	200	460
54	41	64	1700	1050	370	390	260	510
55	39	59	1690	1030	390	380	240	480
56	22	88	1710	1030	380	430	270	530
57	27	76	1880	1130	360	490	250	580
58	19	54	1620	980	320	290	200	400
59	23	82	1730	1050	370	440	240	530
60	23	74	1690	1040	310	430	220	520

6.2 A2: ESPECIFICACIONES DEL TUBO RECTANGULAR

Para la estructura del dispositivo se seleccionó un tubo de sección transversal rectangular en acero estructural ASTM A-500 grado C, con dimensiones de 100x50 mm y con 2 mm de espesor, las especificaciones para este tubo se encuentran definidas en la figura 63.

REFERENCIA	Dimensiones Nominales			Radio Interno Formación	Dimensiones de Diseño		$t_{\text{diseño}}$ (mm)	Área de la Sección Transversal (mm ²)	Saint Venant J (mm ⁴)	Área Superficial (m ² /m)	Peso Nominal (kg/m)
	A (mm)	B (mm)	t (mm)		h (mm)	b (mm)					
76 x 38	76	38	1.50	3.00	67.00	29.00	1.40	301.42	187101.4	0.220	2.58
	76	38	2.00	4.00	64.00	26.00	1.86	394.50	242174.1	0.218	3.39
	76	38	2.50	5.00	61.00	23.00	2.33	483.88	293766.6	0.215	4.18
	76	38	3.00	6.00	58.00	20.00	2.79	569.56	341977.6	0.213	4.95
90 x 50	90	50	2.00	4.00	78.00	38.00	1.86	491.22	491438.4	0.270	4.21
	90	50	2.50	5.00	75.00	35.00	2.33	604.78	600243.7	0.267	5.20
	90	50	3.00	6.00	72.00	32.00	2.79	714.64	703673.0	0.265	6.17
100 x 50	100	50	2.00	4.00	88.00	38.00	1.86	528.42	567626.0	0.290	4.52
	100	50	2.50	5.00	85.00	35.00	2.33	651.28	693723.1	0.287	5.59
	100	50	3.00	6.00	82.00	32.00	2.79	770.44	813760.8	0.285	6.64
150 x 100	150	100	3.00	6.00	132.00	82.00	2.79	1328.44	4675133.0	0.485	11.35
	150	100	4.00	8.00	126.00	76.00	3.72	1741.68	6084092.6	0.479	14.95
	150	100	6.00	12.00	114.00	64.00	5.58	2523.77	8688400.0	0.469	22.06

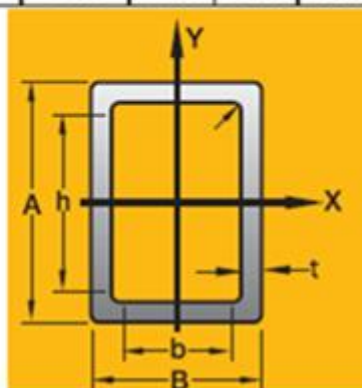


Figura 63. Especificaciones del tubo rectangular seleccionado.

Tomada de: Metaltub – Catalogo de tubería ACESCO.

6.3 A3: DISEÑO DEL SOPORTE

Inicialmente se dimensiono el elemento de acuerdo a la norma LA414 retenida de soportes para postes de concreto (Likinormas Codensa, 2003) como se muestra en la figura 64, donde sugieren la relación de distancia y la posición ideal para estos elementos. Posteriormente se realizó una optimización de dimensiones con 12 iteraciones suministradas en la Tabla 13, a través del software Solidworks 2016 con el fin de reducir el volumen y mantener la resistencia mecánica del elemento.

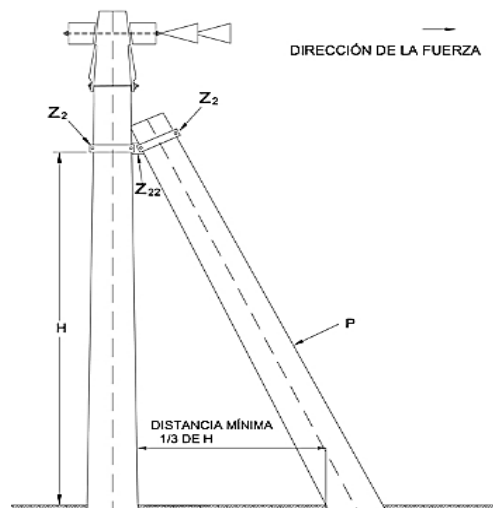


Figura 64. Esquema norma LA414 retenida de un soporte.

Tomada de: Likinormas Codensa, 2003.

Tabla 13. Resultados de Optimización del Soporte

Tomada de: SOLIDWORKS, 2016.

Nombre del componente	Unidades	Actual	Inicial	Óptimo	Escenario 1	Escenario 2
Base PA	Mm	100	100	50	50	100
Altura PA	Mm	300	300	150	150	150
Tensión1	N/mm ² (MPa)	266.37	266.37	266.02	266.02	266.21
Volumen1	mm ³	5.26693 e+006	5.26693 e+006	4.98118 e+006	4.98118 e+006	5.07643 e+006

Nombre del componente	Unidades	Escenario 3	Escenario 4	Escenario 5	Escenario 6	Escenario 7
Base PA	Mm	150	50	100	150	50
Altura PA	Mm	150	250	250	250	350
Tensión1	N/mm ² (MPa)	266.18	266.3	266.39	266.35	266.61
Volumen1	mm ³	5.17168 e+006	5.04468 e+006	5.20343 e+006	5.36218 e+006	5.10818 e+006

Nombre del componente	Unidades	Escenario 8	Escenario 9	Escenario 10	Escenario 11	Escenario 12
Base PA	Mm	100	150	50	100	150
Altura PA	Mm	350	350	450	450	450
Tensión1	N/mm ² (MPa)	266.6	266.54	266.59	266.56	266.49
Volumen1	mm ³	5.33043 e+006	5.55268 e+006	5.17168 e+006	5.45743 e+006	5.74318 e+006

6.4 A4: INFORME DE LA EVOLUCIÓN FÍSICA DE LOS PACIENTES

IPS VALEJA SAS, Como institución prestadora de servicios de salud, está comprometida con la prestación de los servicios de salud, seguros e integrales como característica fundamental de la aplicación de procesos confiables que minimicen los riesgos hacia los pacientes, familiares y prestadores del área de rehabilitación.

Por tal razón la implementación de la Ortogrúa se ha convertido en una herramienta que nos aporta confianza y seguridad a la hora de atender un paciente en condición de discapacidad sea temporal o permanente; tanto para el paciente como para el profesional que lo atiende, ésta facilita la movilidad, el traslado y la realización de ejercicios que se dificultan en el proceso de rehabilitación por dicha discapacidad.

En Valeja IPS Rehabilitación, contamos con un sin número de pacientes en condición de discapacidad entre ellas tenemos patologías que conllevan a esta condición como son:

- Traumas craneoencefálicos severos.
- Trauma raquimedulares altos y medios, productos de accidentes o enfermedades infecciosas.
- Accidentes cerebrovasculares y Aneurismas cerebrales.

Estas patologías algunas son recientes otras con muchos años de evolución, donde el paciente y familiares han visto en nuestra institución una esperanza en el proceso de rehabilitación debido a la calidad humana y profesional, dedicación, empeño y cariño que le ofrecemos, dándoles resultados satisfactorios en su recuperación.

En el manejo de la Ortogrúa como herramienta innovadora en este proceso podemos exponer con testimonios los avances que se han logrado desde que se implementó.

A continuación, algunos pacientes que dan fe de sus avances

Jorge Aleans Pérez

Paciente de 39 años de edad con diagnóstico (Dx) de trauma craneoencefálico severo, con 12 años de evolución aproximadamente. Presenta un Dx fisioterapéutico de cuadriparesia espástica, hace uso de silla de ruedas para su traslado y con ayuda. Presenta limitación a la realización de algunas funciones motoras como: caminar, ponerse de pie solo, sentarse; a pesar de ello, es un paciente que ha logrado por su entereza y ganas de seguir adelante, un grado de independencia para la realización de sus actividades básicas cotidianas como bañarse sentado en una silla, alimentarse sin dificultad, estar en el computador.

Durante su tratamiento Jorge, realizaba calentamiento en recumbert (bicicleta) por 15 minutos, estiramiento general con ayuda de la fisioterapeuta y ejercicios de miembros superiores e inferiores para el fortalecimiento muscular, abdominales y lumbares, ejercicios con descarga de peso en sedente (sentado) pues es un poco temeroso, no realizaba calentamiento en caminadora ya que esta no aporta en su condición, estabilidad a la realización de la marcha.

Al implementar el uso de la Ortogrúa, para incentivar en Jorge la marcha en banda sinfín, se inició a una velocidad de 1 km/h, inclinación de 0 el cual pudo mantener por solo 2 minutos. Actualmente Jorge realiza la misma rutina solo que su calentamiento en banda sinfín lo realiza en 10 minutos a una velocidad de 2 km/h, facilitando así estar en bipedestación (de pie) y controlar su patrón de marcha, ya que lo realizaba en tijeras (cruzado), en un periodo de 2 meses aproximadamente ha logrado mejorar ese patrón, es más seguro a la hora de estar de pie y realizar ejercicios en esta posición, su marcha no es tan marcada, ha logrado mejorar su temor y adquirir una postura más erecta, realiza

ejercicios en bípedo con Ortogrúa y ha logrado mantenerse en la banda por más tiempo. Además, el paciente manifiesta sentirse seguro en la Ortogrúa y logra que su terapia sea más dinámica.

Carlos Velázquez

Paciente de 40 años de edad con Dx medico de trauma raquimedular de C3- C5 (región cervical) incompleto con una evolución de 6 años aproximadamente, Dx fisioterapéutico de Paraplejia, realiza marcha con ayuda de caminador, es independiente a la realización de sus actividades básicas cotidianas. No logra mantenerse en pie por sí solo, aunque adopta la posición bípeda con ayuda del caminador.

Su reeducación inicial se basó en calentamiento en recumbert por 20 minutos, estiramiento general, ejercicios de miembros superiores e inferiores, abdominales, descargas de peso en sedente y bípedo, ejercicio de fuerza con multifuerza. Carlos es un paciente colaborador y ha logrado un avance significativo en su rehabilitación

Se inició manejo de calentamiento en caminadora con ayuda de Ortogrúa iniciando a una velocidad de 1 km/h y por 5 minutos, actualmente maneja la maquina a una velocidad de 2-2,5 km/h alcanzando un tiempo de 10 – 15 minutos con inclinación de 1, se mantiene de pie sin agarre con ayuda de la Ortogrúa, y a la vez realiza ejercicios en bípedo de piernas como sentadillas y descargas de peso.

Gabriel Antonio Aleans Pérez

Paciente de 42 años de edad con Dx medico de enfermedad de Wilson con 10 años de evolución aproximadamente, Dx fisioterapéutico alteración de la función motora, del equilibrio y la marcha. Es un paciente que tiene alteración del habla por tal razón no manifiesta ningún tipo de emociones.

La rehabilitación se basa en mejorar su calidad de vida ya que la enfermedad que padece deteriora su sistema nervioso central (SNC). Gabriel, logra caminar, pero su marcha es lenta e insegura, presenta alteración de las fases de la marcha y del equilibrio el cual pierde al realizar cualquier actividad. Por tal razón su terapia se basa en ejercicios seguros. Su calentamiento lo realizaba en recumbent por 15 minutos, estiramiento en colchoneta y ejercicios de miembros superiores e inferiores, abdominales también en colchoneta, no realizaba trabajo en caminadora ya que su patrón de marcha en la misma es rápido, corto e inseguro.

Se inició hace 2 meses aproximadamente calentamiento en caminadora con ayuda de Ortogrúa a una velocidad de 1 km/h logrando un tiempo de solo 2 minutos. En la actualidad, realiza calentamiento en caminadora por 8 minutos, a una velocidad de 1,5 km/h con un patrón de marcha más estable y normal. Logra mantenerse más erecto y realizar ejercicios en bípedo de miembros inferiores sin agarre. Al realizar la marcha independiente se nota mejoría en su postura y equilibrio lo que facilita su rehabilitación y realización de actividades de la vida cotidiana.

En conclusión, para Valeja IPS, ha sido un logro en la rehabilitación de los pacientes con discapacidad ya que aporta seguridad y confianza en la realización de los ejercicios. El trabajo de innovación realizado por los estudiantes de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Córdoba, Miguel Berrocal y Amaury Cortez, ha sido un gran aporte positivo no solo para la Clínica Valeja, sino sobre todo para los pacientes que la utilizan, pues este equipo permite mejorar su calidad de vida y aumentar su motivación por obtener de forma segura y pronta la reeducación de la marcha.

Mercedes Montoya – Fisioterapeuta.




12 de febrero de 2017

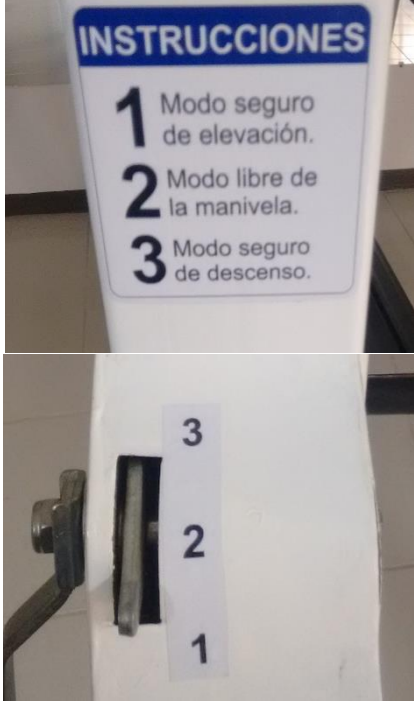


6.5 A5. FICHA TÉCNICA DEL PROTOTIPO

	FICHA TÉCNICA		
	ORTOGRÚA		
DESCRIPCIÓN	Prototipo para suspensión parcial del peso corporal que permite medir y ajustar el porcentaje de suspensión a través del dinamómetro y la manivela respectivamente, consta de cuatro ruedas que permiten el desplazamiento del prototipo y pasamanos para brindar estabilidad a las personas.		
	CARACTERÍSTICAS GENERALES		
	Peso	64 kg	
	Altura	2,7 m	
	Ancho	1,3 m	
	Largo	1,2 m	
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS			
Capacidad de carga	200 kg		
Altura máxima de las personas	2 m		
Materiales	Acero ASTM A-500 grado C		
	Acero AISI 1045		
	Acero AISI 1020		
	Acero inoxidable AISI 1045		
Mecanismo de suspensión	Cable metálico y poleas		
Relación de engranes	4,1:1		
Dinamómetro	Batería recargable con CA		

6.6 A6. MANUAL DE OPERACIÓN

Para operar el equipo se deben realizar unas inspecciones previas tales como:

No.	Consideraciones	
1	Encender el dinamómetro y verificar el sistema de unidades a utilizar, kg o lbs según se requiera e inmediatamente se debe colocar el punto de referencia en cero.	
2	El equipo debe estar en la posición fija con los frenos de las ruedas accionados.	
3	Colocar el arnés al paciente y conectarlo al equipo para realizar la suspensión.	

4	Colocar la manivela en el accionamiento de modo seguro para subir e iniciar la suspensión del paciente hasta el porcentaje determinado.	 <p>The image shows a white control panel for a suspension device. At the top, there is a blue sign with the word 'INSTRUCCIONES' in white. Below the sign, there are three numbered instructions: '1 Modo seguro de elevación.', '2 Modo libre de la manivela.', and '3 Modo seguro de descenso.'. Below the instructions, there is a vertical lever with three positions labeled '1', '2', and '3' from bottom to top. The lever is currently in position 1.</p>
5	Realizar la terapia determinada por el fisioterapeuta, ya sea móvil o fija en la banda caminadora.	 <p>The image shows a patient on a treadmill in a clinical setting. The patient is wearing a blue shirt, grey pants, and a suspension harness. A therapist in a blue shirt and green pants is standing next to the treadmill, assisting the patient. The treadmill is part of a larger suspension system.</p>
6	Después de la terapia, se coloca la palanca de seguridad en modo seguro de descenso, y se baja al paciente.	 <p>The image shows a close-up of the white control panel. The vertical lever is now in position 3, which is the 'Modo seguro de descenso' (Safe descent mode).</p>

6.7 A7. MANUAL DE MANTENIMIENTO

Para garantizar que el equipo se mantenga en óptimas condiciones para su utilización se debe tener en cuenta las siguientes recomendaciones de mantenimiento:

Limpieza

- Cuando sea necesario, pase por el arco un paño humedecido con una solución de agua y detergente suave.
- Lave a mano el arnés del paciente con detergente desinfectante y séquelo al sol.

Inspecciones

Diarias:

- Cable, arnés y ajustes de los pasamanos antes de cada uso.

Mensuales:

- Busque signos de roce o desgaste en el cable, poleas y en los engranes del malacate.
- Compruebe la integridad de los mosquetones, clips y arandelas
- Baje completamente la barra superior y compruebe el estado de todo el cable.
- Lubricar con unas gotas de aceite los pasadores de las poleas para reducir el desgaste y evitar que se produzca ruido en el momento que se opere el dispositivo.

Cada seis meses:

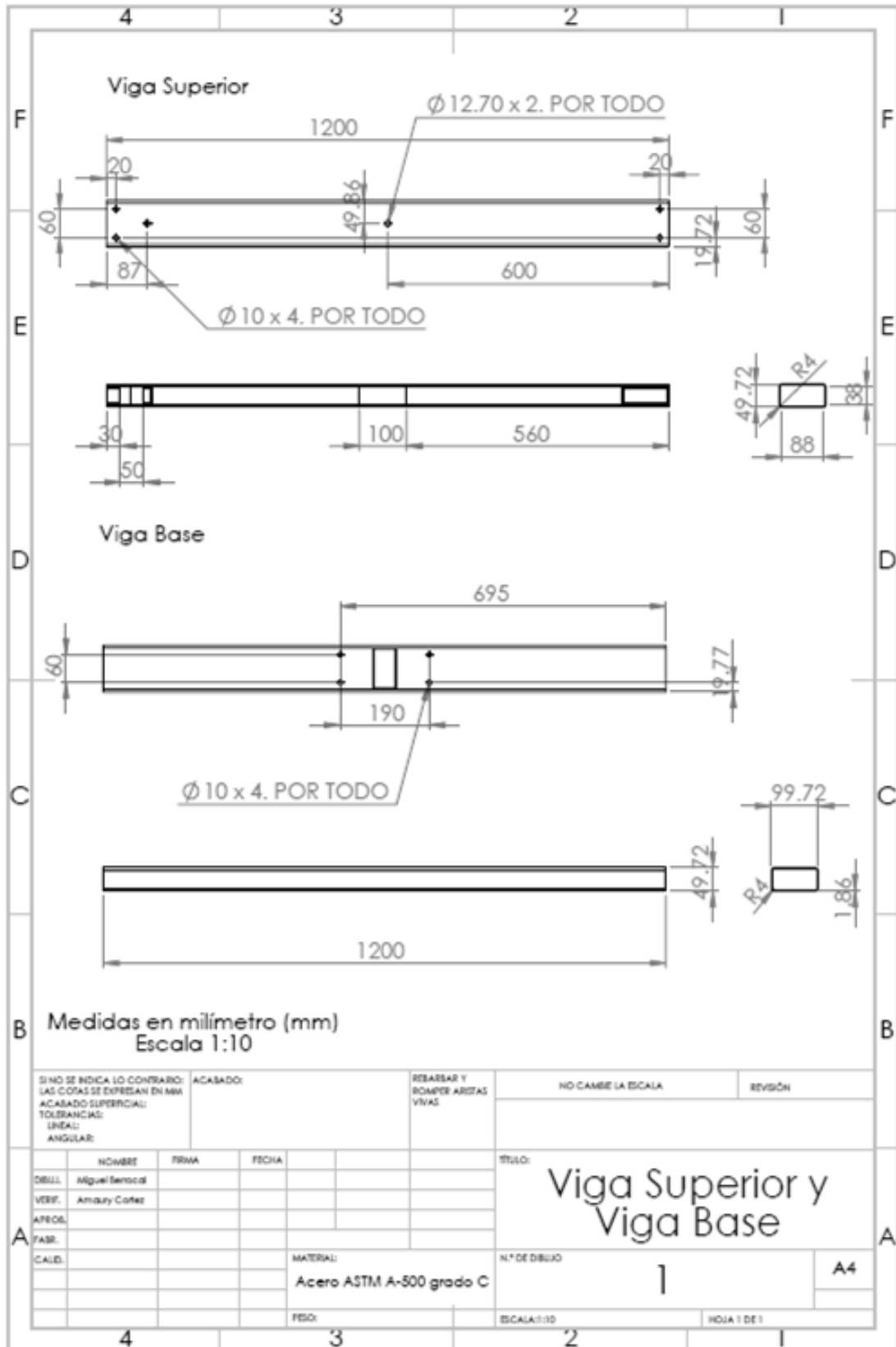
- Retirar la cubierta del malacate, bajar la barra para arnés completamente y revisar la condición de todo el cable y en caso que presente demasiadas deformaciones de aplastamiento o de remoción de material de los cordones o torones, se recomienda reemplazar el cable.
- Se recomienda realizar el cambio de los ajustes de los pasamanos por unos nuevos.

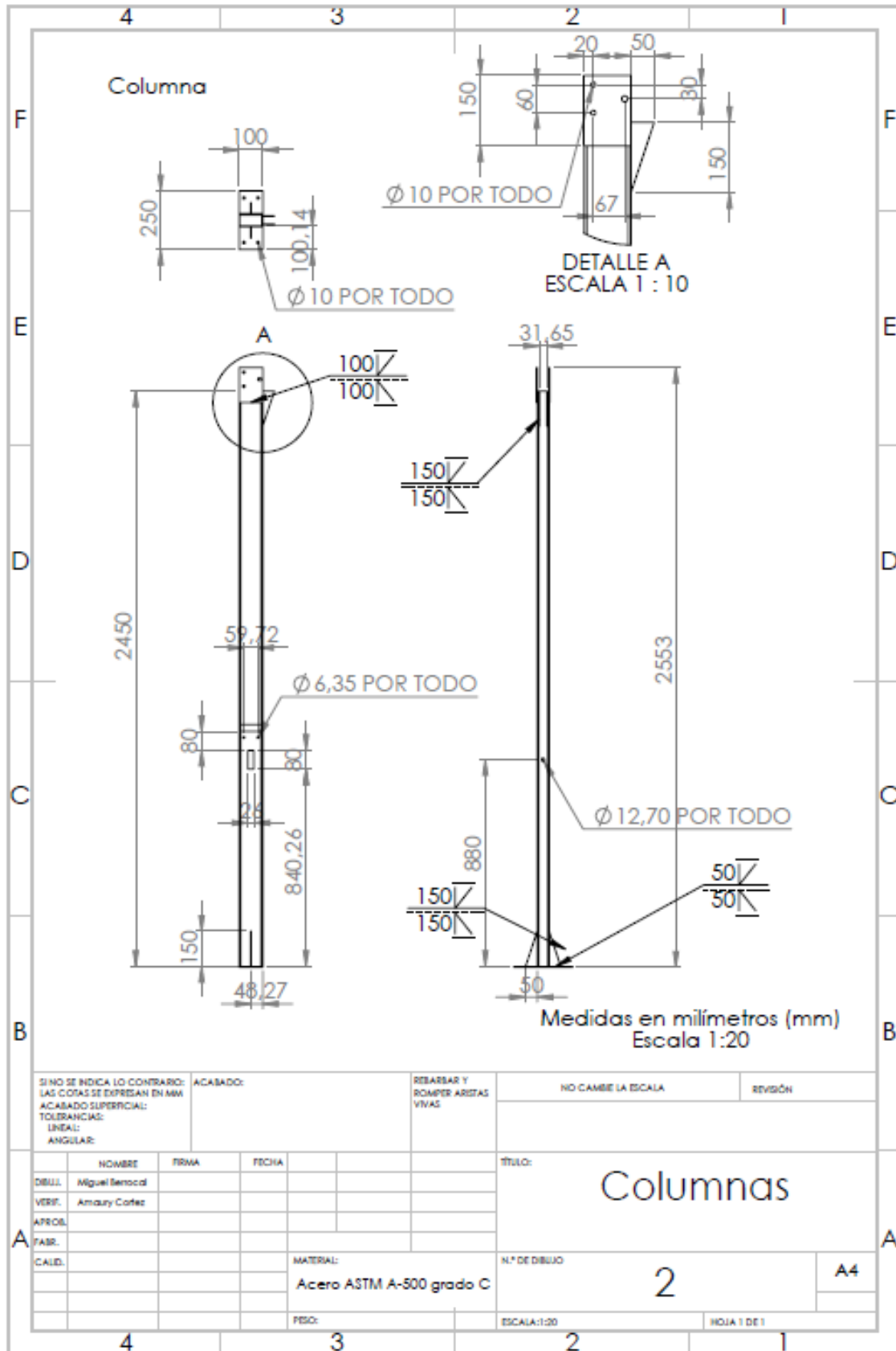
6.8 A7. COSTOS DEL PROYECTO

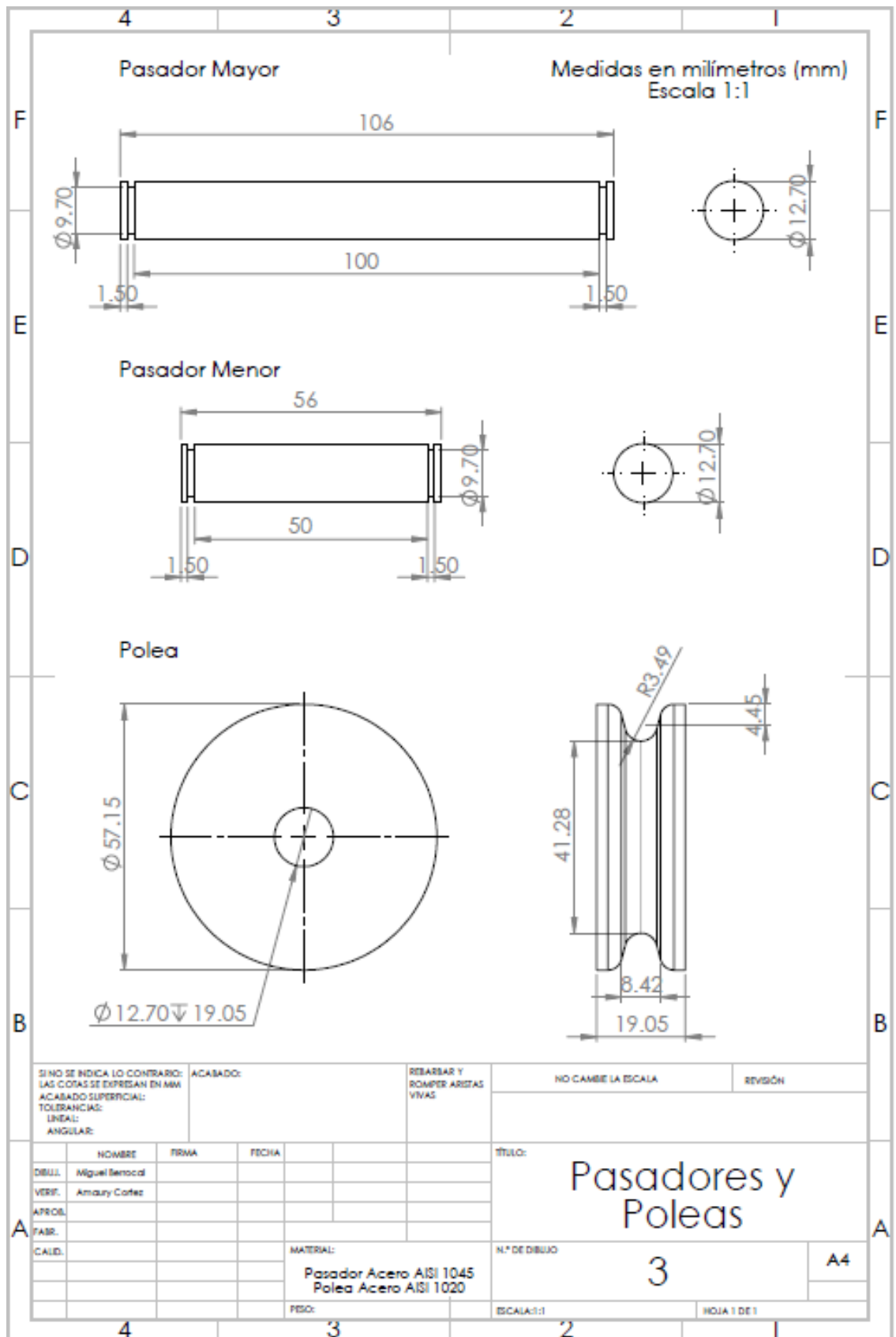
RECURSOS / MATERIALES	COSTO (COP)
<p>Compra de materiales: Estructura</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Tubo rectangular de acero ASTM A-500 grado C de 100x50x2 mm ➤ Pie de amigo y placa base de acero AISI 1020 de 1/8 in ➤ Placa superior de acero AISI 1020 calibre 12 	\$ 245000
<p>Compra de materiales: Mecanismo de suspensión</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Barra solida de acero AISI 1045 HR – Diámetro 1/2 in ➤ Barra solida de acero AISI 1020 HR – Diámetro 1/2 in ➤ Barra solida de acero AISI 1045 HR – Diámetro 1 ¼ in ➤ Poleas de acero AISI 1020 HR 	\$ 125000
<p>Compra de materiales: Pasamanos</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Tubo circular de acero inoxidable AISI 304 – Diámetro 1 in ➤ Accesorios para sujetar tubo del pasamanos ➤ Perfil de acero ASTM A36 de 2 x 3/16 in 	\$ 117000
Malacate	\$ 150000
Dinamómetro digital	\$ 475000
Rodachinas con freno	\$ 85000

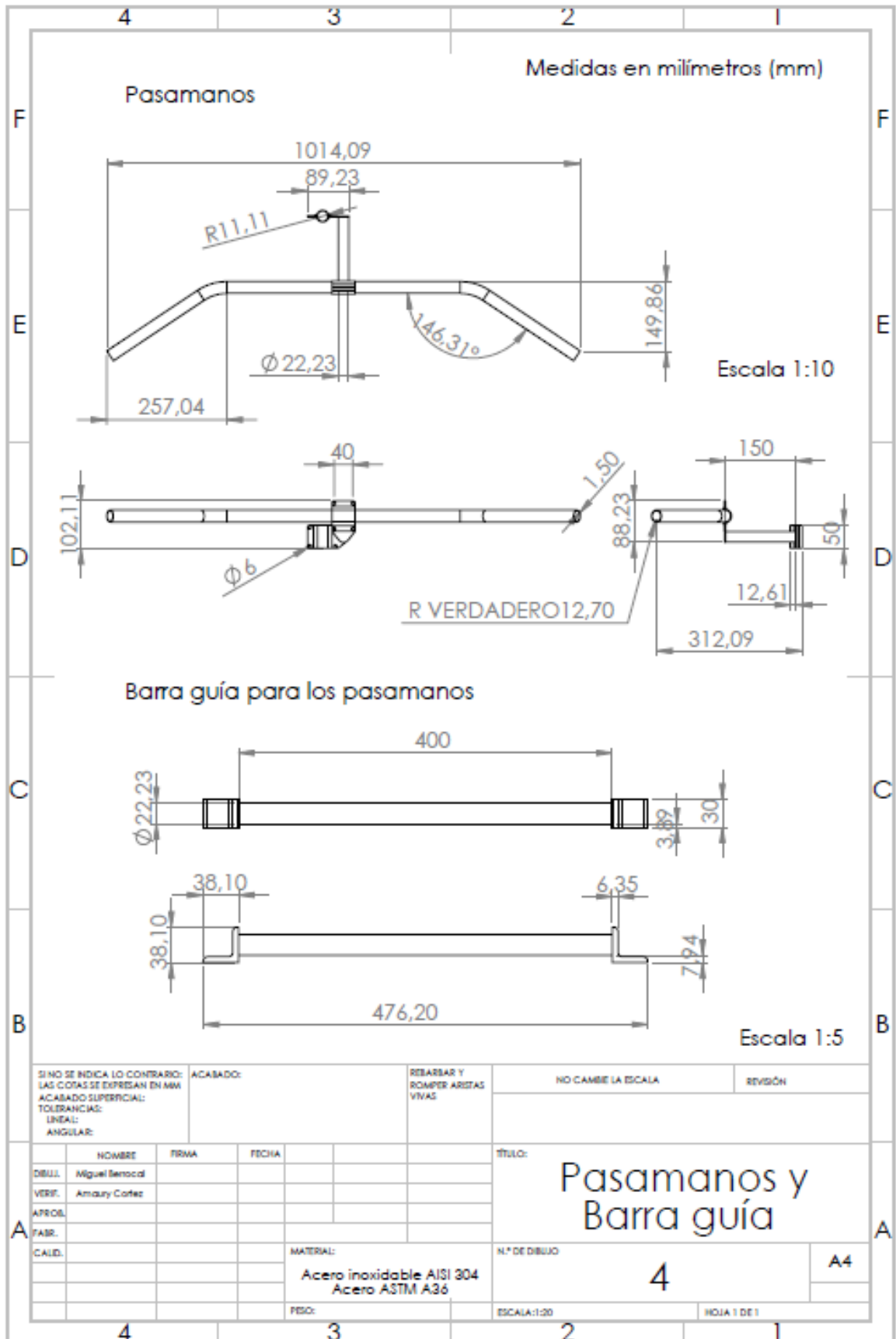
Arnés	\$ 585000
Recubrimiento superficial (Pintura)	\$ 140000
<p>Elementos de sujeción:</p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Tornillos ➤ Tuercas ➤ Arandelas ➤ Anillos de retención ➤ Perros galvanizados ➤ Mosquetones 	\$ 36000
Servicios técnicos – construcción	\$ 380000
Imprevistos	\$ 250000
Total	\$ 2588000

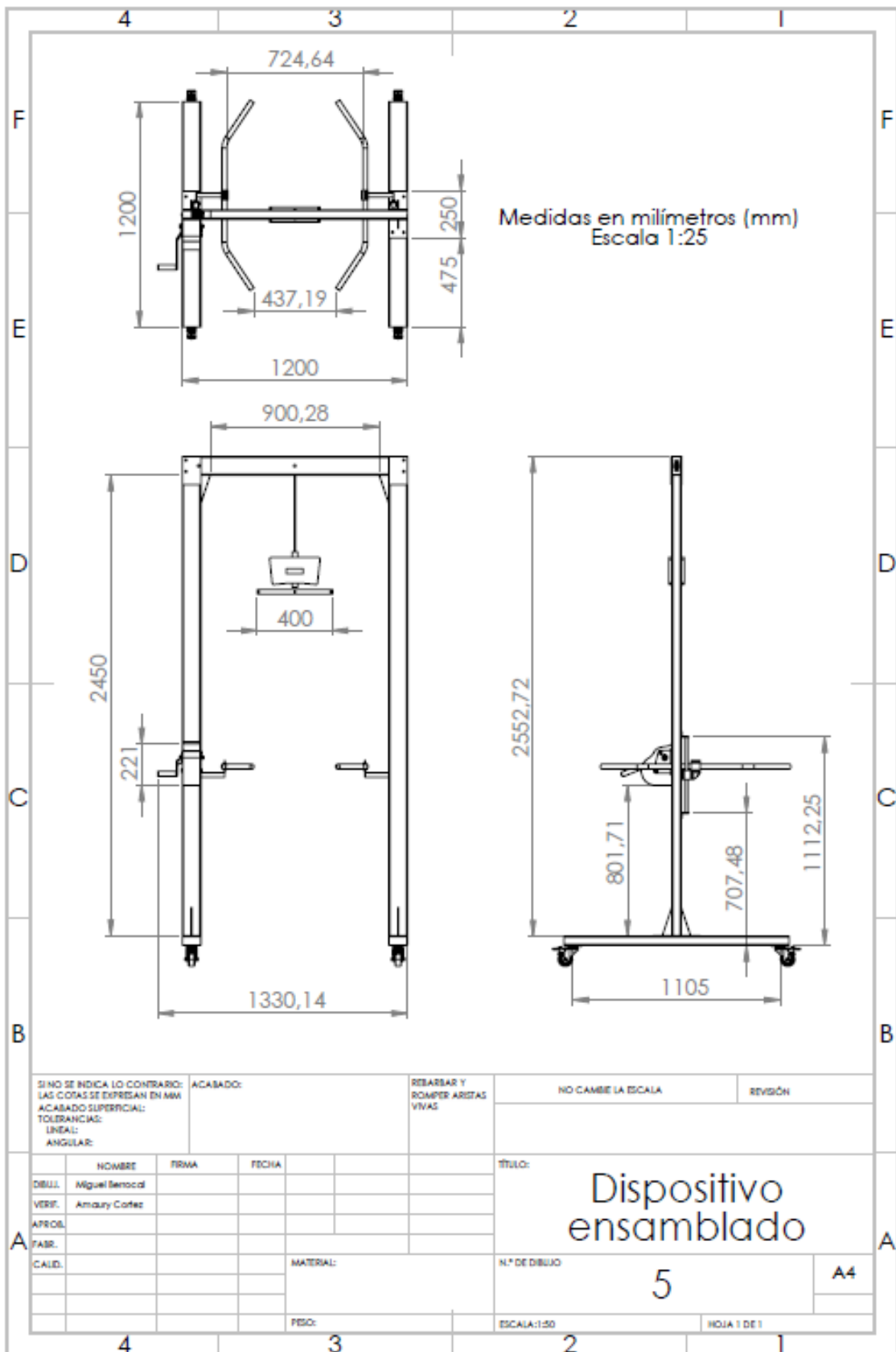
6.9 A7. PLANOS



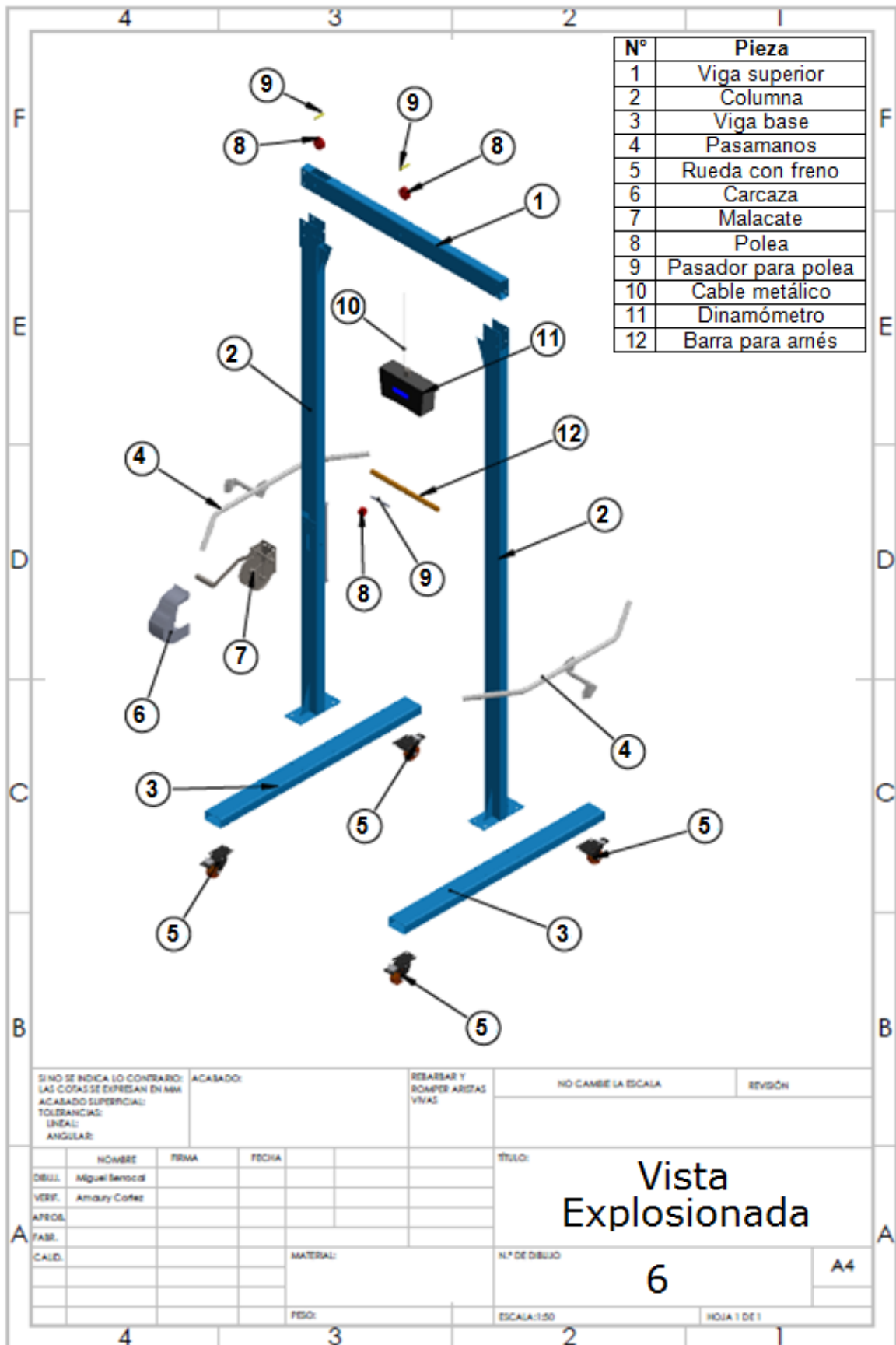








SINO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:	REBARSAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN
DEJUL.	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:	
VERIF.	Miguel Senocel			<h1>Dispositivo ensamblado</h1>	
APROB.	Amayury Cortez				
FABR.					
CALD.					
			MATERIAL:	N.º DE DIBUJO	A4
			FEBO:	ESCALA: 1:50	HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

ACABADO:
 REBARBAR Y
 BOMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DBUJ.	Miguel Benocel		
VERF.	Amaly Cofez		
APROB.			
FABR.			
CAUD.			

TITULO:
Vista Explosionada

N.º DE DIBUJO
6

ESCALA:1:50

HOJA 1 DE 1