



UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

**REDISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE APOYO ASISTIDO PARA PERSONAS
CON DISMINUCIÓN DE FUERZA MUSCULAR EN EXTREMIDADES
INFERIORES**

TRABAJO DE GRADO

Presentado ante la

UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO

**Como parte de los requisitos para optar al título de
INGENIERO INDUSTRIAL**

REALIZADO POR:

Mario J. Fernández C.I. 25.213.708

Joaquín G. Goncalvez C.I. 23.640.803

TUTOR ACADÉMICO:

Ing. Joao B. De Gouveia

Caracas, octubre de 2018



UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

**“REDISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE APOYO ASISTIDO PARA PERSONAS CON
DISMINUCIÓN DE FUERZA MUSCULAR EN EXTREMIDADES INFERIORES”.**

TRABAJO DE GRADO

Presentado ante la

UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO

**Como parte de los requisitos para optar al título de
INGENIERO INDUSTRIAL**

REALIZADO POR:

Mario J. Fernández C.I. 25.213.708

Joaquín G. Goncalvez C.I. 23.640.803

TUTOR ACADÉMICO:

Ing. Joao B. De Gouveia

Caracas, octubre de 2018

DEDICATORIA

El tiempo no siempre va programado a tu horario, ni a tus condiciones personales, no siempre sabremos que quizás esa despedida fue un último adiós, por ello siempre debemos tratar a las personas que queremos del modo que se lo merecen, y demostrarles nuestro afecto plenamente, siempre realizar lo que uno puede hacer hoy y no dejarlo para el día siguiente, por ello, quiero dedicar este trabajo a dos grandes personas, mi abuelo *Francisco Fernandez* y mi primo *Marco Aurelio Núñez*, dos personas que me enseñaron a vivir bajo principios, nunca dejar de luchar por tu familia y tus metas, y sobre todo, nunca dejar de sonreír mientras lo haces.

Mario José Fernández Ángel

Este trabajo de grado se lo dedico a mis padres, Olga M. Boada M. y Joaquín Goncalvez F. por darme todas las herramientas, sus enseñanzas, como también los valores que me transmitieron a lo largo de mi vida, lo cual me ha convertido en lo que soy actualmente. Pero les doy las gracias por nunca dudar en mí, por siempre confiar en mí y más en estos últimos meses, cuando la mayoría de las personas dudaban de mi compañero Mario Fernandez y de mi persona que no íbamos a poder cumplir o culminar este trabajo de grado, por ser tan atípico o fuera de lo común, me dieron la fuerza necesaria cada vez que lo necesitaba, sin dudar.

También se lo dedico a mis abuelos, los cuales no están conmigo físicamente, pero sé que espiritualmente si lo están, y siempre los tengo en mente, a cada uno de ellos, y cada vez que dudo en mí, pienso en ellos, y pienso en todo lo que ellos pasaron por ser los hombres que eran, unos hombres respetados y de mucho reconocimiento en cada uno de su campo que se desenvolvían (comerciante y medico). Así que les doy las gracias y les dedico este trabajo de grado, por todas las enseñanzas que me dieron con tan poca edad de vida que tenía, lo cual siempre me ha permitido luchar por más y nunca limitarme.

Gracias, de su hijo y nieto

Joaquín Gilberto; Goncalvez Boada.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a mi familia, mi mamá, mi papá, mi hermana, por siempre apoyarme en todo lo que necesité, siempre estando a mi lado buscando la solución a mis problemas, apoyarme en todos los aspectos posibles antes y durante el transcurso de la investigación, y más que nada por hacerme ser como soy.

A todo el apoyo de los fisioterapeutas de GlobaltherapMAK Alejandro Picón y Karen Molina por ofrecernos la ayuda, información e instalaciones de su consultorio, fueron un apoyo fundamental para toda la recaudación de información del problema a tratar.

A mis dos tías maternas Raíza Ángel la cual me ofreció un apoyo incondicional y toda la información sobre la cantidad de enfermedades que afectan a los miembros inferiores y capacidad motora los cuales son tratados por ella personalmente en su día a día como fisioterapeuta, y a mi tía Rosalba Ángel que no importa que tan lejos este, siempre me ha ofrecido toda la ayuda que está a su alcance y se preocupó porque tuviera todas las herramientas necesarias para poder realizar dicho proyecto.

A mi compañero Joaquín Goncalvez por contactarme en primera instancia para poder dar inicio a un proyecto que ayudará a la sociedad y ser excelente compañero y amigo el cual ha demostrado toda su perseverancia y esfuerzo en todo el proyecto, y además, a su familia por preocuparse por nosotros y darnos apoyo en todo lo necesario

Y finalmente, a mi persona, por tener tanta paciencia y perseverancia para el cumplimiento de mis metas, las cuales, a pesar de pasar noches sin dormir, semanas bajo estrés y de vez en cuando la tentación de la flojera, han sido de los más fructíferas para llegar a este punto de mi inicio de carrera, dando este gran paso, al futuro ingeniero que quiero ser.

Mario José Fernández Ángel

AGRADECIMIENTOS

Gracias, a María Verónica; Jardim Gomes, por nunca dudar en mí, por darme un aliento de confianza en esos días difíciles y por supuesto ser mi compañera en esos momentos; como también en los buenos, gracias por siempre ofrecer tu ayuda o tus ideas cuando se presentaba algún obstáculo.

A Olga Natilia; Goncalvez Boada, por darnos consejos, como también su apoyo en el transcurso de la elaboración del trabajo de grado.

Gracias a los pacientes del centro de GlobaltherapMAK, los cuales confiaron en nosotros y en nuestro proyecto, sin saber si este trabajo de grado iba hacer factible o no.

Gracias a los profesores, los cuales nos brindaron los conocimientos que todo Ing. Industrial egresado de la UCAB debe de saber, así como también a nuestra casa de estudios.

A mi compañero de trabajo Mario Fernández, el cual me acompañó en esta aventura; de querer diseñar un dispositivo, y por supuesto aceptar igual que yo, el reto de hacer este trabajo de grado fuera de lo habitual en la escuela de Ing Industrial de la UCAB.

RESUMEN

“REDISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE APOYO ASISTIDO PARA PERSONAS CON DISMINUCIÓN DE FUERZA MUSCULAR EN EXTREMIDADES INFERIORES”.

Realizado por:

Goncalvez Joaquín CI: 23.640.803

Fernandez Mario CI: 25.213.708

Tutor académico

Ing. Joao B. De Gouveia

RESUMEN

Este trabajo de grado es una iniciativa emprendedora, el cual consiste en el diseño de un prototipo que busca ayudar a pacientes con disminución de fuerza en los miembros inferiores.

Por medio de la observación directa, se obtuvieron los requerimientos y limitaciones de los pacientes, luego, se caracterizaron las estructuras, dimensiones y cinéticas de los dispositivos de sedestación y bipedestación obtenidos en el mercado, para luego, seleccionar los dispositivos de cada rama investigada con el fin de buscar caracterizaciones que cumplan con las limitaciones y requerimientos que se buscan, y posteriormente, ejecutar su diseño, selección de material, manufactura y factibilidad.

Para el rediseño se utilizó la aplicación de CAD-3D SOLIDWORKS, y en adición se formularon a través de la tecnología de elementos finitos varias combinaciones de ensayos de esfuerzos de forma simuladas, que dieron lugar a la selección del material con las condiciones idóneas para soportar los requerimientos de los pacientes.

Para la formulación del posible proceso de manufactura se pensó en un modelo basado en el ensamblaje final del rediseño, estableciendo así el paso a paso para la futura fabricación.

Palabras claves: Sedestación, bipedestación, prototipo, diseño, manufactura.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL	I
ÍNDICE DE TABLAS	IV
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	V
ÍNDICE DE ANEXOS	VII
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	3
1 EL PROBLEMA	3
1.1 EL PROBLEMA	3
1.2 OBJETIVOS	7
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	7
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	7
1.3 ALCANCES	8
1.4 LIMITACIONES	9
CAPÍTULO II	10
2 MARCO TEÓRICO	10
2.1 ANTECEDENTES	10
2.2 DEFINICIONES Y BASES TEÓRICAS RELACIONADOS CON EL CASO DE ESTUDIO	11
2.2.1 <i>Glosario de términos médicos</i>	11
2.2.2 <i>Dispositivos de apoyo</i>	13
2.2.3 <i>Simulación CAD:</i>	19
2.2.4 <i>CAE:</i>	19
2.2.5 <i>Softwares CAD utilizado en la industria de la ingeniería:</i>	19
CAPÍTULO III	21
3 MARCO METODOLÓGICO	21
3.1 TIPO DE LA INVESTIGACIÓN	21
3.2 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN	21
3.3 ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN	22

ÍNDICE GENERAL

3.4	POBLACIÓN/MUESTRA	22
3.4.1	<i>Población/muestra para personas con disminución de fuerza muscular en miembros inferiores</i>	23
3.4.2	<i>Población/muestra ortesis de extremidad inferior</i>	23
3.4.3	<i>Población/muestra exoesqueletos</i>	24
3.4.4	<i>Población/muestra pie de amigo para muletas y andaderas</i>	24
3.5	TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS	25
3.5.1	<i>Entrevista</i>	25
3.5.2	<i>Observación directa</i>	25
3.5.3	<i>Estadísticas disponibles</i>	26
3.5.4	<i>Estructura metodológica</i>	26
CAPÍTULO IV		28
4	REDISEÑO	28
4.1	OBJETIVO 1: ESTUDIAR LOS REQUERIMIENTOS Y LIMITACIONES DE LAS PERSONAS CON DISMINUCIÓN DE FUERZA MUSCULAR EN EXTREMIDADES INFERIORES	28
4.1.1	<i>Limitación</i>	29
4.1.2	<i>Requerimiento:</i>	32
4.2	OBJETIVO 2: CARACTERIZAR LAS ESTRUCTURAS, DIMENSIONES Y CINÉTICAS DE DISPOSITIVOS DE SEDESTACIÓN Y BIPEDESTACIÓN	35
4.2.1	<i>Tabla de caracterización de exoesqueletos</i>	35
4.2.2	<i>Tabla de caracterización de ortesis</i>	36
4.2.1	<i>Tabla de caracterización de "pie-de-amigo"</i>	37
4.3	OBJETIVO 3: ESTUDIAR EL NIVEL DE ADECUACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS EXISTENTES EN RELACIÓN CON LOS REQUERIMIENTOS ENCONTRADOS	38
4.3.1	<i>Matriz de ponderación de Exoesqueletos</i>	39
4.3.2	<i>Matriz de ponderación de Ortesis</i>	41
4.3.3	<i>Selección de "Pie-de-amigo"</i>	43
4.4	OBJETIVO 4: DISEÑAR EL MECANISMO DE LEVANTAMIENTO DEL DISPOSITIVO	44
4.4.1	<i>Sistema de bloqueo angular</i>	45
4.4.2	<i>Velcro</i>	49
4.4.3	<i>Sistema de Soporte de "Pie-de-Amigo"</i>	53

ÍNDICE GENERAL

4.5	OBJETIVO 5: DETERMINAR EL PROCESO DE MANUFACTURA REQUERIDO PARA LA FABRICACIÓN DEL	
	DISPOSITIVO DISEÑADO	58
4.5.1	<i>Comparación de materiales para la barra “a”, barra de fémur</i>	62
4.5.2	<i>Comparación de materiales para la barra “b”, barra de Tibia</i>	63
4.5.3	<i>Comparación de materiales para la barra “C”, barra de soporte.....</i>	65
4.5.4	<i>Comparación de materiales para la barra del “Pie-de-amigo”</i>	66
4.5.5	<i>Análisis de esfuerzos de pasadores</i>	67
4.5.6	<i>Selección de material.....</i>	67
4.5.7	<i>Manufactura</i>	68
4.5.8	<i>Ensamblaje</i>	69
4.6	OBJETIVO 6: ANALIZAR DE LA FACTIBILIDAD TÉCNICA DEL DISPOSITIVO	71
	CAPÍTULO V	74
5	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	74
5.1	CONCLUSIONES	74
5.2	RECOMENDACIONES	75
6	BIBLIOGRAFÍA	77
	ANEXOS	80
6.1	INFORMACIONES ADICIONALES.....	81
6.1.1	<i>Esfuerzo en pasadores.....</i>	81
6.1.2	<i>Composición del Aluminio 5086-H32.....</i>	84
6.1.3	<i>Entrevistas.....</i>	85
6.1.4	<i>Extractos de la clasificación internacional de ayudas técnicas ISO-9999.....</i>	95
6.1.5	<i>Representación de levantamiento y bloqueo con “dummy (LARRY)”</i>	96
6.1.6	<i>Planos de piezas del dispositivo.....</i>	97

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: PERSONAS CON ESCLEROSIS LATERAL AMIOTRÓFICA EN ESPAÑA DE 6 Y MÁS AÑOS.....	4
TABLA 2: ANTECEDENTES DE INVESTIGACIÓN	10
TABLA 3: DESCRIPCIÓN E IMÁGENES DE TIPOS DE ORTESIS.....	14
TABLA 4: PIE DE AMIGO PARA MULETAS Y ANDADORES	18
TABLA 5: DATOS DE PACIENTES	29
TABLA 6: DATOS DE INDIVIDUOS DE BIPEDESTACIÓN EN SILLA BAJA	32
TABLA 7: DATOS DE INDIVIDUOS EN BIPEDESTACIÓN EN SILLA ALTA.....	33
TABLA 8: REQUERIMIENTOS	34
TABLA 9: CARACTERIZACIÓN DE EXOESQUELETOS	36
TABLA 10: CARACTERIZACIÓN DE ORTESIS	37
TABLA 11: CARACTERIZACIÓN DE "PIE-DE-AMIGO"	38
TABLA 12: LEYENDA DE MATRIZ DE PONDERACIÓN	40
TABLA 13: MATRIZ DE PONDERACIÓN DE EXOESQUELETOS	41
TABLA 14: MATRIZ DE PONDERACIÓN DE ORTESIS.....	43
TABLA 15: DISPOSITIVOS A CONSIDERAR PARA EL REDISEÑO.....	44
TABLA 16: DATOS DE INDIVIDUOS	51
TABLA 17: LEYENDA DE TABLAS COMPARATIVAS	61
TABLA 18: SIMULACIÓN DE BARRA "A" EN ALUMINIO.....	62
TABLA 19: SIMULACIÓN DE BARRA "A" CON ACERO INOXIDABLE.....	63
TABLA 20: SIMULACIÓN DE BARRA "B" CON ALUMINIO	64
TABLA 21: SIMULACIÓN DE BARRA "B" CON ACERO INOXIDABLE	64
TABLA 22: SIMULACIÓN DE BARRA "C" CON ALUMINIO	65
TABLA 23: SIMULACIÓN DE BARRA "C" BLOQUEO CON ACERO INOXIDABLE.....	65
TABLA 24: SIMULACIÓN DE BARRA "D" "PIE-DE-AMIGO" CON ALUMINIO	66
TABLA 25: SIMULACIÓN DE BARRA "D" "PIE-DE-AMIGO" CON ACERO INOXIDABLE.....	66
TABLA 26: COMPARACIÓN DE COSTOS Y PESO	67
TABLA 27: TABLA DE CUMPLIMIENTO DE REQUERIMIENTOS	72

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1: MECANISMOS "CHAIRLESS CHAIR" PARA OPERARIOS	5
ILUSTRACIÓN 2: EXOESQUELETO PHOENIX	6
ILUSTRACIÓN 3: ÓRTESIS DE PIE Y TOBILLO.....	14
ILUSTRACIÓN 4: ÓRTESIS DE RODILLA	14
ILUSTRACIÓN 5: ÓRTESIS DE RODILLA, TOBILLO Y PIE	14
ILUSTRACIÓN 6: ÓRTESIS DE CADERA	15
ILUSTRACIÓN 7: ÓRTESIS DE CADERA, RODILLA, TOBILLO Y PIE.....	15
ILUSTRACIÓN 8: EXOESQUELETO HAL.....	16
ILUSTRACIÓN 9: ZONAS DE CONFORT Y TOLERANCIA	17
ILUSTRACIÓN 10: PIE AMIGO SIMPLE.....	18
ILUSTRACIÓN 11: PIE AMIGO ARTICULADO.....	18
ILUSTRACIÓN 12: PIE AMIGO CUÁDRUPLE	18
ILUSTRACIÓN 13: POBLACIÓN/MUESTRA PARA PERSONAS CON DISMINUCIÓN DE FUERZA MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES. 23	
ILUSTRACIÓN 14: POBLACIÓN/MUESTRA ORTESIS DE EXTREMIDAD INFERIOR	23
ILUSTRACIÓN 15: POBLACIÓN/MUESTRA EXOESQUELETOS	24
ILUSTRACIÓN 16: POBLACIÓN/MUESTRA PIE DE AMIGO PARA MULETAS Y ANDADERAS	24
ILUSTRACIÓN 17: ESTRUCTURA METODOLÓGICA	27
ILUSTRACIÓN 18: PRUEBA DE LEVANTAMIENTO EN SILLA BAJA	29
ILUSTRACIÓN 19: POSICIÓN DE SENTADO EN SILLA BAJA	30
ILUSTRACIÓN 20: DATOS Y VARIABLES PARA POSICIÓN DE SENTADO.....	31
ILUSTRACIÓN 21: PRUEBA DE LEVANTAMIENTO EN SILLA ALTA	32
ILUSTRACIÓN 22: POSICIÓN DE SENTADO QUE PERMITE LA BIPEDESTACIÓN AUTÓNOMA DE LOS INDIVIDUOS	33
ILUSTRACIÓN 23: INDICIO DE REDISEÑO	35
ILUSTRACIÓN 24: REQUERIMIENTOS OBTENIDOS EN "CHAIRLESS CHAIR"	39
ILUSTRACIÓN 25: REQUERIMIENTOS OBTENIDOS EN "LEGX"	39
ILUSTRACIÓN 26: REQUERIMIENTOS ENCONTRADOS EN "HALL"	40
ILUSTRACIÓN 27: REQUERIMIENTOS OBTENIDOS EN "HIP FIXATION BRACE ORTHOSIS"	41
ILUSTRACIÓN 28: REQUERIMIENTOS OBTENIDOS EN "HINDED KNEE ROM SLS311"	42
ILUSTRACIÓN 29: REQUERIMIENTOS OBTENIDOS EN "CORRECTION ZONE SHAPING 1PCS"	42
ILUSTRACIÓN 30 : PIE DE AMIGO ARTICULADO.....	44
ILUSTRACIÓN 31: SISTEMA DE BLOQUEO Y REPOSO	45

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 32: DIMENSIONES APROPIADAS DEL BLOQUEO	46
ILUSTRACIÓN 33: POSICIÓN DE MECANISMO DE BLOQUEO	47
ILUSTRACIÓN 34: CAMBIO DE POSICIONES DISCRETAS Y CÁLCULO DE RECORRIDO DE BARRA "B"	48
ILUSTRACIÓN 35: ARTICULACIÓN EN SISTEMA DE BLOQUEO	49
ILUSTRACIÓN 36: SISTEMA DE VELCRO	50
ILUSTRACIÓN 37: ASIENTO EN SISTEMA DE VELCRO	52
ILUSTRACIÓN 38: SISTEMA DE VELCRO CON MECANISMO DE BLOQUEO	53
ILUSTRACIÓN 39: SISTEMA DE SOPORTE DE "PIE-DE-AMIGO"	53
ILUSTRACIÓN 40: POSICIÓN DE BIPEDESTACIÓN	54
ILUSTRACIÓN 41: POSICIÓN DE MECANISMO DE SOPORTE	55
ILUSTRACIÓN 42: LARGO DE LA BARRA "D"	57
ILUSTRACIÓN 43: VISTAS DE SISTEMA DE SOPORTE DE "PIE-DE-AMIGO"	58
ILUSTRACIÓN 44: LISTADO DE TIPOS DE ALUMINIOS EN HERRAMIENTA CAD-3D-SOLIDWORKS SIMULATION	59
ILUSTRACIÓN 45: LISTADO DE TIPOS DE ACEROS EN HERRAMIENTA CAD-3D-SOLIDWORKS SIMULATION	60
ILUSTRACIÓN 46: ENSAMBLE	70
ILUSTRACIÓN 47: PRODUCTO DE REQUERIMIENTOS	73
ILUSTRACIÓN 48: REDISEÑO DEFINITIVO	73

ÍNDICE DE ANEXOS

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: SIMULACIÓN DE ESFUERZO EN PASADOR UNIÓN LAMINA "A"- "C" CON ALUMINIO	81
ANEXO 2: SIMULACIÓN DE ESFUERZO DE PASADOR UNIÓN LAMINA "A"- "C" CON ACERO INOXIDABLE	81
ANEXO 3: SIMULACIÓN DE ESFUERZO EN PASADOR UNIÓN LAMINA "C"- "D" CON ALUMINIO	82
ANEXO 4: SIMULACIÓN DE ESFUERZO EN PASADOR UNIÓN LAMINA "C"- "D" CON ACERO INOXIDABLE	82
ANEXO 5: SIMULACIÓN DE ESFUERZO EN PASADOR DE ARTICULACIÓN DE RODILLA CON ALUMINIO	83
ANEXO 6: SIMULACIÓN DE ESFUERZO EN PASADOR DE ARTICULACIÓN DE RODILLA CON ACERO INOXIDABLE	83
ANEXO 7: COMPOSICIÓN DEL ALUMINIO 5086-H32	84
ANEXO 8: PRIMER ENCUENTRO CON FISIOTERAPEUTAS DE (GLOBALTHERAPMAK, 2018)	86
ANEXO 9: FISIOTERAPEUTAS ENCARGADOS DEL TRATADO DE PACIENTES EN (GLOBALTHERAPMAK, 2018)	87
ANEXO 10: DISPOSITIVO DE EJERCITACIÓN	89
ANEXO 11: DISPOSITIVO DE EJERCITACIÓN 2	90
ANEXO 12: INSPECCIÓN DE ORTESIS ENCONTRADAS EN EL ESTABLECIMIENTO	93
ANEXO 13: CHEQUEO DE CONEXIONES Y MATERIALES DE ÓRTESIS EN EL ESTABLECIMIENTO	94
ANEXO 14: EXTRACTO DE SISTEMAS ORTÉSICOS INFERIORES DE (CLASIFICACION INTERNACIONAL DE AYUDAS TECNICAS ISO 9999, S.F.)	95
ANEXO 15: REPRESENTACIÓN DE LEVANTAMIENTO Y BLOQUEO CON "DUMMY (LARRY)"	96
ANEXO 16: VISTAS ISOMÉTRICAS DEL DISPOSITIVO CON "DUMMY (LARRY)"	97
ANEXO 17: PLANO BARRA "A"	98
ANEXO 18: PLANO BARRA "B" ANTERIOR	99
ANEXO 19: PLANO BARRA "B" POSTERIOR	100
ANEXO 20: PLANO BARRA "C"	101
ANEXO 21: PLANO BARRA "D"	102
ANEXO 22: PLANO PASADOR "A-C"	103
ANEXO 23: PLANO PASADOR "A-B"	104
ANEXO 24: PLANO PASADOR "C-D"	105

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de grado tiene como propósito evaluar las bondades de los dispositivos de apoyo asistido, para personas con disminución de fuerza muscular en extremidades inferiores, presentes en el mercado, con el fin de ofrecer una alternativa realmente funcional a las personas que así lo requieran.

Para ello se han desarrollado cinco fases claves que se describen a continuación:

- **CAPÍTULO I**

Presentación el planteamiento de problema del caso de estudio, los objetivos planteados (generales y específicos), alcances y las respectivas limitaciones que se tienen presentes en la investigación.

- **CAPÍTULO II**

Desarrollo de las bases teóricas de la investigación como resultado de la revisión exhaustiva de bibliografía en los distintos medios asociados al área de estudio, con el fin de ofrecer claridad sobre las diversas opciones y sistemas asociados a la temática.

- **CAPÍTULO III**

Descripción de los aspectos necesarios para la ejecución de la presente investigación, especialmente las técnicas y herramientas empleadas para recabar los datos, así como también el enfoque de la investigación y la estructura de éste.

Por consiguiente, el propósito de esta sección es brindar la orientación necesaria al lector sobre los métodos usados y necesarios para la investigación, describiendo el diseño, tipo de investigación, variables consideradas, población, muestra utilizada, entre otros.

- **CAPÍTULO IV**

Este capítulo presenta los elementos y requerimientos necesarios para el diseño y desarrollo del dispositivo a rediseñar.

INTRODUCCIÓN

- CAPÍTULO V

Esta sección se enfoca en el establecimiento de conclusiones y recomendaciones derivadas del estudio, en lo que respecta a la implementación del prototipo.

Cada uno de estos capítulos consolidan de manera progresiva y sistemática el abordaje de nuestro objeto de estudio.

CAPÍTULO I

1 EL PROBLEMA

En el presente capítulo se presentará el planteamiento de problema del caso de estudio, los objetivos planteados, alcances y las respectivas limitaciones que se tienen presentes en la investigación.

1.1 El problema

A lo largo de los tiempos se han presentado dentro de la población humana patologías que han llevado a la pérdida del equilibrio, falta de la sensibilidad en diversas áreas del cuerpo, parálisis y pérdida de la capacidad motora. Algunas enfermedades asociadas a estas patologías son: La Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA), Poliomiélitis (POLIO) o las alteraciones de la motoneurona inferior.

Actualmente, no existe ningún tratamiento que pueda curar estas enfermedades, sin embargo, con la finalidad de retardar la pérdida de fuerza muscular se emplean medicamentos y ejercicios de fortalecimiento, equilibrio y estabilidad aplicados por fisioterapeutas, los cuales en ocasiones se ven limitados para ayudar a los pacientes con algunos movimientos, tales como la bipedestación y la sedestación, básicos para garantizar la movilidad y el traslado de dichos pacientes. En adición, se conoce que no existe ningún dispositivo capacitado de permitir el cambio de sedestación a bipedestación en estos tipos de pacientes.

A nivel mundial según (GILA, 2018), una de cada 20.000 personas en el mundo es diagnosticada con tipos de enfermedades neurodegenerativas como la ELA, afectando por igual a personas de cualquier tipo de raza y grupos étnicos.

En España en 1999 según la encuesta sobre discapacidades, deficiencias y estado de salud realizada por el INE (Instituto Nacional de Estadísticas), IMSERSO (Instituto de Mayores y Servicios Sociales) y fundación ONCE muestra la distribución por edades y géneros de las personas afectadas por la ELA bajo la siguiente tabla:

Tabla 1: Personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica en España de 6 y más años

Rango de años de los afectados	Hombres	Mujeres	Total
De 6 a 24 años	2001	727	2.728
De 25 a 44 años	4.826	6.597	11.423
De 45 a 64 años	5.695	11.877	17.573
De 65 a 79 años	6.258	13.596	19.854
80 años y mas	1.816	6.024	7.840
TOTAL	20.596	38.821	59.418

Fuente: (INE-IMERSO-FUNDACION ONCE, 1999)

Para el año 2016, el centro para el control y la prevención de enfermedades (CDC En sus siglas en inglés) calcularon entre 14.000 y 15.000 personas afectadas en estados unidos por la enfermedad ELA. Por otro lado, según (GILA, 2018) se calcula que en México existen 6000 casos diagnosticados para el año 2018.

En Venezuela, según (Prensa SAHUM, 2016), el Servicio Autónomo del Hospital Universitario de Maracaibo se estima que por cada 100.000 personas 2 presentan enfermedades neurodegenerativas, entre ellas, la esclerosis lateral amiotrófica.

Hoy en día en (GlobaltherapMAK, 2018), un centro de rehabilitación física privado ubicado en el centro comercial Multiplaza paraíso en la ciudad de Caracas, cuya población de pacientes tratados hasta la fecha es de 945 personas, se encuentran 5 pacientes diagnosticados con enfermedades neurodegenerativa a nivel a la motoneurona inferior.

Según (GILA, 2018), el 20% de los pacientes viven 5 años o más, el 10% más de 10 años y el 5% vivirá 20 años. Además, se estima en un momento dado 1 a 7 de cada 100.000 personas en el mundo será diagnosticado de una enfermedad que afecte la motoneurona inferior.

Dadas estas condiciones, se visualiza una merma significativa de la calidad de vida en los pacientes, puesto que una acción tan concreta como la bipedestación requiere del apoyo de terceros generando cuadros de angustia, depresión y como resultante la falta de autonomía.

Gracias a los inventos de la tecnología de este siglo se han creado mecanismos como lo es la “silla sin silla” “*chairless chair*” utilizada en puestos de

trabajo. Este mecanismo implementa un asiento como herramienta para la sedestación con el propósito de reducir el esfuerzo del operario y facilitar la rutina diaria en un puesto de trabajo, la compañía alemana de (Noonee, s.f.) que creó el dispositivo lo define como “La creación de un lugar de trabajo ergonómico, cómodo y aún más productivo sin grandes cambios en el lugar de trabajo, gracias a la “*Chairless Chair*”, ahora es posible. Todo lo que se necesita para trabajar en una posición saludable es poner nuestro dispositivo, que solo requiere unos segundos. La silla sin silla le permite cambiar sin esfuerzo entre una posición activa para sentarse, pararse y caminar “basado en la premisa de que “Los empleados envejecen, lo que los expone a un mayor riesgo de padecer dolor de espalda. Las enfermedades del tejido muscular y el esqueleto ya son responsables de un cuarto de todos los días de enfermedad. Esto genera costos enormes y, por lo tanto, necesitamos una solución inteligente” la imagen del dicho mecanismo se puede apreciar a continuación:



Ilustración 1: Mecanismos “*Chairless Chair*” para operarios
Fuente: (Noonee, s.f.)

Dentro del área de medicina, se han implementado mecanismos encargados de la ayuda a la bipedestación y marcha del usuario como lo serían las ortesis,

prótesis, andaderas y bastones. Uno de los mecanismos más recientes para la ayuda en estos tipos de movimiento son los exoesqueletos como por ejemplo el exoesqueleto médico PHOENIX el cual los productores lo reconocen como “el exoesqueleto más ligero y avanzado del mundo, diseñado para ayudar a las personas con trastornos de movilidad a mantenerse erguidos y móviles. En la clínica, en el hogar y en el lugar de trabajo, Phoenix ha logrado que muchas personas se pongan de pie, caminen y hablen con sus compañeros cara a cara. Phoenix tiene solo dos actuadores en su cadera; las articulaciones de la rodilla están diseñadas para permitir el apoyo durante la postura y la distancia al suelo durante el swing.” (SuitX, 2018).



Ilustración 2: Exoesqueleto PHOENIX
Fuente: (SuitX, 2018)

En estos mecanismos mostrados anteriormente se puede apreciar que no es necesaria la asistencia por medio de un tercero para realizar el cambio de sedestación a bipedestación, ya que solo requieren del impulso de la persona para realizar dicho cambio por medio de la ayuda de un mecanismo ya sea hidráulico, mecánico, o neumático.

Con la finalidad de contribuir a solventar esta problemática, se pretende realizar un híbrido capaz de realizar el cambio de sedestación a bipedestación, ya sea hidráulico, mecánico o neumático el cual siga la premisa de mantener el ejercicio constante en la vida diaria de los afectados y como consecuencia aumentar la esperanza de vida a más de los 5 años mínimos estimados planteados según (GILA, 2018).

En torno a esta situación se presentaron las siguientes interrogantes.

¿Qué aspectos hay que considerar en el diseño del producto?

¿Cuál sería el proceso de manufactura a aplicar?

¿Es factible el prototipo?

Las respuestas a estas preguntas serán respondidas en el desarrollo del trabajo.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Rediseñar un dispositivo de apoyo asistido para personas con disminución de fuerza muscular en extremidades inferiores

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Estudiar los requerimientos y limitaciones de las personas con disminución de fuerza muscular en extremidades inferiores
2. Caracterizar las estructuras, dimensiones y cinéticas de dispositivos de sedestación y bipedestación.
3. Estudiar el nivel de adecuación de los dispositivos existentes en relación con los requerimientos encontrados.
4. Diseñar el mecanismo de levantamiento del dispositivo.
5. Determinar el proceso de manufactura requerido para la fabricación del dispositivo diseñado.
6. Analizar la factibilidad técnica del dispositivo

1.3 Alcances

- El alcance principal del presente trabajo estará enfocado únicamente en el rediseño y factibilidad técnica de un dispositivo, que permita el cambio de sedestación a bipedestación, para una persona que posee enfermedades cerebrales, neuronales y/o de traumatismo con disminución de fuerza muscular en las extremidades inferiores, además, esta investigación no tomará en cuenta las actividades fisiológicas de las personas al momento del rediseño ni la manufactura del dispositivo propuesto.
- Se realizará una secuencia de imágenes con un texto explicativo el cual denotará las problemáticas que presenta el paciente con enfermedades cerebrales, neuronales y/o de traumatismo para los movimientos de sedestación a bipedestación
- Se utilizará un cuadro comparativo, para caracterizar las estructuras, dimensiones y cinéticas de los dispositivos de bipedestación y sedestación de piernas y caderas, que se encuentra dentro del mercado.
- Se utilizará el método de jerarquización de variables, mediante el cual por medio de una matriz de ponderación en el cual se identificarán que elementos ya existentes en los dispositivos estudiados se mantendrán y cuáles deberán ser replanteados en el diseño a proponer.
- Se implementará un software de diseño CAD-3D, en el cual se procederá a realizar el rediseño y la lista de componentes seleccionados para el mecanismo de levantamiento y movilidad pasiva del dispositivo.
- Se implementará el uso de tablas comparativas de los materiales considerando las dimensiones, propiedades físicas y costos. Además, el orden a seguir para la manufactura del dispositivo junto con la evaluación de la factibilidad técnica del proceso propuesto.
- Se realizará un cuadro ilustrativo en el cual se denotará todos los requerimientos cumplidos para el rediseño y posteriormente analizar la factibilidad del dispositivo.

1.4 Limitaciones

- El número de comparaciones de los mecanismos similares estarán limitados en función a su disponibilidad en el mercado.

CAPÍTULO II

2 MARCO TEÓRICO

En este capítulo se contemplarán las bases teóricas y técnicas mediante la revisión bibliográfica y documental que fundamenten la investigación, y a su vez las herramientas necesarias para abordar el problema planteado.

2.1 Antecedentes

Para el estudio presente, parte del conocimiento adquirido fue obtenido de estudios previos relacionados con el área de investigación referente al caso de estudio, tales como, aspectos metodológicos, bases teóricas, referencias y consideraciones a realizar en el tema referente al rediseño, los cuales se muestran a continuación:

Tabla 2: Antecedentes de investigación

Título	Área de estudio, autor y tutor	Institución y publicación	Objetivo General	Aporte
Factibilidad técnico funcional del rediseño de una exoprotesis mono céntrica de rodilla bajo un enfoque que integre la ingeniería de diseño y de manufactura del prototipo	Ingeniería industrial Autor: Luis Barragán Tutor: Joao B. De Gouveia	UCAB 2014	Determinar la factibilidad técnico funcional del rediseño de una exoprotesis mono-céntrica de rodilla bajo un enfoque que integre la ingeniería de diseño y de manufactura	Metodología para el rediseño del producto. Metodología para la clasificación de materiales
Análisis dinámico de las fuerzas de contacto ortesis-pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional	Ingeniería mecánica Autor: Amaia Ilzarbe Andrés	Universidad Politécnica de Cataluña 2014	Realizar un análisis dinámico de las fuerzas de contacto ortesis-pierna mediante un modelo biomecánico tridimensional	Definiciones técnicas de dispositivos médicos auxiliares, zonas de confort y áreas de tolerancia en ortesis

Fuente: Elaboración propia

2.2 Definiciones y bases teóricas relacionados con el caso de estudio

2.2.1 Glosario de términos médicos

A continuación, se mostrarán los diversos términos y definiciones de carácter médicos usados en la presente investigación.

- **Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)**

Enfermedad degenerativa de tipo neuromuscular. Según (GILA, 2018) la esclerosis lateral amiotrófica (ELA), a menudo conocida como la “enfermedad de Lou Gehrig”, enfermedad de la neurona motora o enfermedad de Charcot es una enfermedad neurodegenerativa progresiva que afecta a las células nerviosas del cerebro y de la médula espinal.

- **Neuronas Motoras**

Son las encargadas de mandar los estímulos al cuerpo para que este pueda moverse. Según (GILA, 2018) las neuronas motoras van del cerebro a la médula espinal y de allí a los músculos de todo el cuerpo, la degeneración progresiva de las neuronas motoras producida por la ELA ocasiona la muerte de éstas. Cuando mueren las neuronas motoras, el cerebro pierde la capacidad de iniciar y controlar el movimiento de los músculos.

- **Células nerviosas**

Según (Be-Brain.org, s.f.) Las células nerviosas forman el tejido nervioso, son las células encargadas de transmitir la información a lo largo del cuerpo humano, a través de todo el sistema nervioso.

- **Medula espinal**

Según (SCRIBD, 2018) La médula espinal es un órgano con forma de cordón, que se encuentra en el interior de la columna vertebral, protegido por las vértebras y por las tres membranas denominadas meninges. Un corte de la médula tiene forma de «H» y en él se aprecian sus dos partes:

la sustancia gris, que forma la parte interna, y la sustancia blanca, en la parte externa.

- **Poliomielitis (POLIO)**

Según (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades (CDC), 2018) es una enfermedad infecciosa incapacitante que puede causar la muerte. Es causada por el virus de la poliomielitis o polio virus el cual se transmite de una persona a otra invadiendo el cerebro y la médula espinal de la persona infectada.

- **Motoneurona**

Su función principal se basa en emitir terminaciones nerviosas que llegan directamente a los músculos del organismo y provocan su contracción voluntaria. Según (TiTi, 2018) son todas aquellas que se originan en el sistema nervioso central y tienen unas largas proyecciones que se extienden a lo largo del sistema nervioso periférico e inervan un determinado músculo, dándole la capacidad al mismo de moverse.

Existen dos tipos de motoneurona, tenemos la motoneurona primarias o superior y la secundarias o inferior, según (TiTi, 2018) las primarias tienen cierto origen genético o desconocido, e incluyen trastornos como la esclerosis lateral amiotrófica, atrofia espinal progresiva, parálisis bulbar progresiva, esclerosis lateral primaria y atrofia muscular espinal. Las secundarias pueden ser por causas infecciosas (como la poliomielitis), tóxicas (por metales pesados), hematológicas (como los linfomas) y enfermedades degenerativas.

- **Bipedestación**

Posición de estar erguido y sostenido sobre las dos piernas

- **Sedestación**

Posición de sentado o de mantenerse sentado de forma autónoma

2.2.2 Dispositivos de apoyo

Acorde a la (Asociación Profesional de Terapeutas ocupacionales de Canarias APTOCA, 2014), según la (Clasificación Internacional de ayudas Técnicas ISO 9999, n.d.), los productos de apoyo son definidos bajo la premisa de “facilitar la participación, proteger, apoyar, entrenar, medir o sustituir funciones/estructuras corporales y actividades; o prevenir deficiencias, limitaciones en la actividad o restricciones en la participación de actividades a aplicar ya sea en un ambiente habitual o de trabajo” y estos pueden ser clasificados como:

- **Ortesis de extremidad inferior:**

Según (Clasificación Internacional de ayudas Técnicas ISO 9999, s.f.), La ortesis se define como un Dispositivo de apoyo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Por lo general, las ortesis de miembro inferior van unida a segmentos de la extremidad con la finalidad de mejorar su función, dando apoyo mediante la estabilización de la marcha, el alivio del dolor mediante la transferencia de cargas otra zona, ayudando en la corrección de deformidades flexibles y la prevención de las deformidades fijas.

Acorde a (Amaia Ilzarbe Andres, 2014, pág. 25) Las ortesis suelen clasificarse según la articulación para la cual están diseñadas, dentro de las ortesis para extremidades inferiores existen las llamadas AFO (Ankle Foot Orthosis) cuya función normalmente se lleva la corrección del ángulo del tobillo, También están las KO (Knee Orthosis), que normalmente se usan para controlar y moderar la hiperextensión de la rodilla pero permitiendo la flexión total de la misma. Otro tipo de ortesis son las KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis), que además de la parte del tobillo incluyen la articulación de la rodilla. Las KAFO están dirigidas a pacientes con disfunción en la marcha más grave, incluyendo ausencia parcial de control muscular.

Otra clasificación de las ortesis es que pueden ser pasivas o activas. Las ortesis pasivas suelen tener elementos pasivos destinados al soporte de partes del cuerpo debilitadas o paralizadas, mientras que las activas pueden contener

sistemas motorizados con la finalidad de asistir el movimiento de la extremidad. En este ámbito, existen muchos sistemas de actuación desde actuadores lineales o rotativos, sistemas cuasi-pasivos de absorción y cesión de energía de manera controlada mediante músculos artificiales.

Tabla 3: Descripción e imágenes de tipos de ortesis

Descripción	Ilustración
Órtesis de pie y tobillo Ortesis parcial o completa que abarcan la articulación del tobillo y pie	 Ilustración 3: Órtesis de pie y tobillo Fuente: (Orliman, s.f.)
Órtesis de rodilla Ortesis de soporte auxiliar que abarca la articulación de la rodilla	 Ilustración 4: Órtesis de rodilla Fuente: (Orliman, s.f.)
Órtesis de rodilla, tobillo y pie Ortesis de soporte auxiliar que abarcan las articulaciones de rodilla, tobillo y pie. Limita los grados de libertad del usuario para solo realizar los movimientos básicos de articulación de rodilla, pierna, y pie. De la cadera hacia arriba posee libertad plena de movilidad	 Ilustración 5: Órtesis de rodilla, tobillo y pie Fuente: (Orliman, s.f.)

Órtesis de cadera Ortesis de equilibrio y soporte de caderas, posee movilidad en las articulaciones de la pierna y libertad de la rodilla hacia abajo.	 Ilustración 6: Órtesis de cadera Fuente: (Orliman, s.f.)
Órtesis de cadera rodilla, tobillo y pie El usuario posee un soporte distribuido desde el pie hasta la cadera con limitación de movilidad dentro de estas articulaciones. No obstante, este poseerá la capacidad de poder realizar la marcha y flexión de las articulaciones limitadas	 Ilustración 7: Órtesis de cadera, rodilla, tobillo y pie Fuente: (Orliman, s.f.)

Fuente: (Clasificación Internacional de ayudas Técnicas ISO 9999, s.f.)- (Orliman, s.f.), Elaboración propia

- **Exoesqueleto**

Es conocida como la estructura o armazón rígida externa hidráulica, neumática o mecánica la cual protege y se ajusta al cuerpo con una composición activa el cual ayuda y facilita la movilidad, disminuyen el esfuerzo y mejoran el rendimiento para un trabajador industrial. Por otro lado, a nivel médico ayudan al levantamiento y movilidad de la persona con una cierta discapacidad en alguno de sus miembros



Ilustración 8: Exoesqueleto HAL
Fuente: (Cyberdyne, 2018)

- **Confort y áreas de tolerancia**

Acorde a (Amaia Ilzarbe Andres, 2014, pág. 28), La finalidad de la ortesis es conseguir o restaurar la función requerida mediante un ajuste correcto y cómodo sobre las estructuras biológicas. Cuando se coloca una ortesis, se generan fuerzas de contacto sobre la piel del individuo y conocer la magnitud de estas fuerzas es crucial desde el punto de vista de confort y salud del paciente. Lo ideal es que el usuario no sienta restricción alguna a la hora de seguir los patrones de movimiento naturales. De este modo, la cinemática juega un papel clave en el diseño de las ortesis (o exoesqueletos) ya que, si el dispositivo y el sujeto no son cinemáticamente compatibles, aparecerá una fuente de fuerzas de interacción no ergonómicas. La razón de esta incompatibilidad puede ser debida a la variabilidad en la vida real de los parámetros biomecánicos entre los sujetos, así como la variabilidad de algunos parámetros dentro de los sujetos individuales durante el movimiento

Con respecto a la extremidad inferior, teniendo en cuenta un estudio realizado por Belda-Lois et al. en [25], las principales estructuras que se deben proteger son las siguientes: la cabeza del peroné (1); patella (2); cóndilos rodilla (3);

proceso tibial (4); tobillo maléolo (5); trocánter (6); tendón de Aquiles (7); tendón del cuádriceps (8); tendones isquio-tibiales (9); la ingle (10); cavidad poplítea (11); área de movimiento de la cadera (12), área de movimiento de la rodilla (13); área de movimiento del tobillo (14), como se muestra en la figura a continuación.

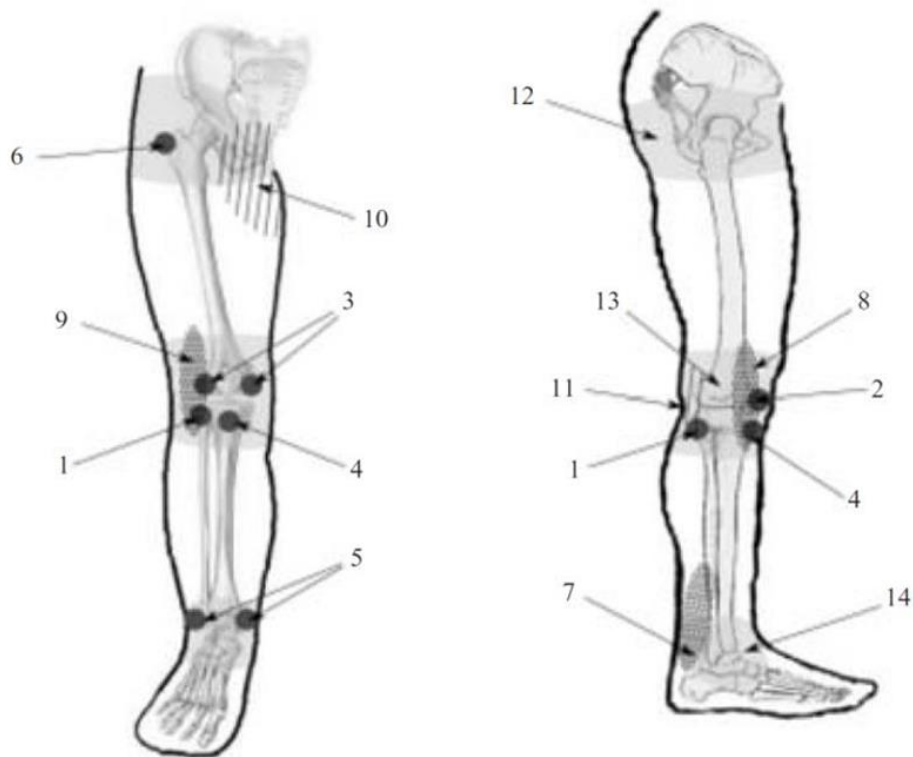


Ilustración 9: Zonas de confort y tolerancia
Fuente: (Amaia Ilzarbe Andres, 2014)

- **Pie de amigo**

De acuerdo con (VitalityMedical, 2018), los pie-de-amigo o pies de goma en términos de mecánica médica, son conocidos como soportes de goma resistente o caucho que evitan el deslice contra las superficies, además evita el contacto directo del metal base del mecanismo contra las superficies que se le está apoyando.

Tabla 4: Pie de amigo Para muletas y andadores
Fuente: (VitalityMedical, 2018)

Descripción	Ilustración
Pie amigo Simple Posee un soporte básico para las muletas y su desgaste es desigual	 Ilustración 10: Pie amigo simple Fuente: (VitalityMedical, 2018)
Pie amigo articulado Son diseñados especialmente para mayor estabilidad, provee mayor contacto con la superficie en todos los ángulos gracias a su punta móvil eliminando la falta de tracción y el deslice, como también permite que el desgaste de él sea uniforme.	 Ilustración 11: Pie amigo articulado Fuente: (VitalityMedical, 2018)
Pie amigo cuádruple Permite al usuario el apoyo en casi cualquier terreno, incluyendo terrenos irregulares como arena y nieve. Estos pies de amigo son ligeros y resistentes y evitan el deslice del dispositivo y portador	 Ilustración 12: Pie amigo Cuádruple Fuente: (VitalityMedical, 2018)

2.2.3 Simulación CAD:

Según (Bethany, 2017) el CAD no solo ayuda a los ingenieros a crear diseños, sino que también les da la capacidad de analizar completamente sus diseños a través de simulaciones. Los ingenieros pueden medir los niveles de estrés, simular el flujo de fluido y calcular las tolerancias de su diseño. Esencialmente, pueden descubrir las fortalezas y debilidades de sus diseños sin tener que fabricarlos.

Esta herramienta para un ingeniero es útil ya que les permite analizar el comportamiento y rendimiento de una pieza, es decir, puede estudiar los componentes de una pieza sin la necesidad de fabricarlo; para luego mejorarlo en el mismo sistema CAD si es necesario, hasta que esté en las condiciones óptimas que el ingeniero considere para luego producirlo.

2.2.4 CAE:

Según (Bethany, 2017) las herramientas de Ingeniería asistida por computadora se utilizan para analizar el rendimiento de componentes y ensamblajes. CAE abarca simulación, validación y optimización de productos y herramientas de fabricación. Las herramientas específicas incluyen:

- **Análisis de elementos finitos:** análisis de estrés en componentes y conjuntos
- **Dinámica de fluidos computacional:** análisis de flujo térmico y de fluidos
- **Dinámica multi-cuerpo:** comportamiento dinámico de los cuerpos interconectados

2.2.5 Softwares CAD utilizado en la industria de la ingeniería:

Algunos de los softwares CAD, (Bethany, 2017) que se listan se centran en el diseño mecánico y modeladores paramétricos:

- Fusión 360
- CATIA
- SolidWorks

- Creo Elements/Pro
- Autodesk Inventor

CAPÍTULO III

3 MARCO METODOLÓGICO

Este capítulo describe los aspectos necesarios para la ejecución de la presente investigación, especialmente las técnicas y herramientas empleadas para recabar los datos, el enfoque de la investigación y la estructura de este.

Por consiguiente, el objetivo de esta sección es brindar la orientación necesaria al lector sobre los métodos usados y necesarios para la investigación, describiendo el diseño, tipo de investigación, variables consideradas, población, muestra utilizada, entre otros.

3.1 Tipo de la investigación

El presente trabajo de investigación optará por un estudio de factibilidad a un problema tipo práctico respecto al rediseño de un dispositivo de apoyo asistido a personas que posean la problemática dicha. Mediante este modelo de investigación se propondrá una solución determinada a partir de un proceso de indagación sobre cuáles son las causas, consecuencias, soluciones y factibilidad de estas para proponer el cambio.

Proyecto factible según (Robles, 2017) es un tipo de investigación práctica donde se elabora una propuesta de idea en respuesta a una problemática práctica. Dicha propuesta ofrece un modelo que en teoría es aplicable inmediatamente en el contexto de estudio de la investigación. El proyecto factible no comprende necesariamente la aplicación de la propuesta.

3.2 Diseño de la investigación

La investigación de campo según (Ramírez, 2017) es donde los datos o información necesaria para apoyar el trabajo de grado, se obtienen directamente del objeto de estudio o de los agentes involucrados. En otras palabras, fuera de un laboratorio, de una biblioteca o de una oficina; lo que lo hace empírica. Se enfoca en hacer o producir en vez de sólo reflexionar o razonar. Sin embargo, siempre será

CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

necesaria la cuota de fuentes bibliográficas para contextualizar el trabajo de investigación, a través del marco teórico o referencial.

El trabajo de diseño adoptará una investigación de campo con base en la recopilación de datos encontradas en las diversas instituciones visitadas, las cuales se especializan en el área que comprende el trabajo. Estos datos de interés se recogieron de forma directa dándolos a establecer como información de primera mano obtenida por el investigador. Además, tomará una composición experimental en el cual se someterá el diseño a la influencia de variables y condiciones controladas por el investigador en el cual se observarán los resultados para un posterior análisis.

3.3 Enfoque de la investigación

El presente trabajo de grado asume un enfoque de investigación mixto, según (Salusplay, 2018), la investigación mixta implica combinar los enfoques cualitativo y cuantitativo en un mismo estudio. Sobre un estudio cuantitativo que ofrezca unos resultados llamativos en alguna de sus variables y que afecte a una determinada franja de población, se puede utilizar posteriormente un estudio cualitativo en esa franja poblacional para comprender mejor el fenómeno.

En primera instancia el enfoque cuantitativo, basado en el registro de datos asociados a dimensiones y características de los pacientes, y tipos de enfermedades, como resultado de las observaciones y entrevistas no estructuradas realizadas en cada uno de los centros asistenciales seleccionados para el estudio. En segundo lugar, el enfoque cualitativo el cual complementa desde la estadística descriptiva cada uno de los datos para dar una solución adecuada al problema.

3.4 POBLACIÓN/MUESTRA

A continuación, se presentarán un conjunto de datos que concuerdan con una serie de especificaciones y características que definen la naturaleza de estos. Mediante estas estos conjuntos o poblaciones se tomarán porciones o muestras de las unidades con el propósito de concluir y resaltar características importantes y necesarias para la búsqueda de cada uno de los requerimientos del rediseño.

CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

3.4.1 Población/muestra para personas con disminución de fuerza muscular en miembros inferiores

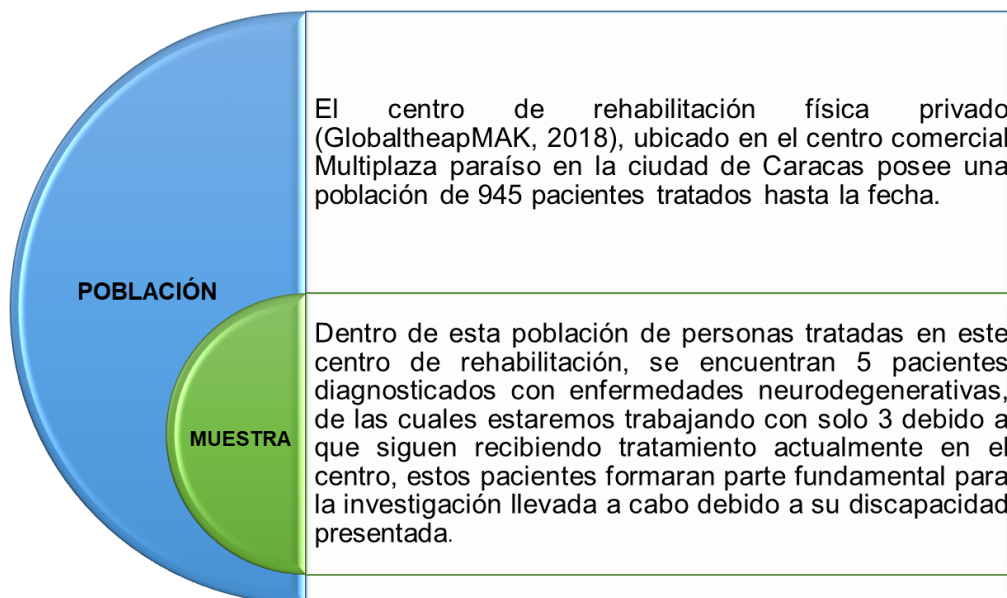


Ilustración 13: Población/Muestra para personas con disminución de fuerza muscular en miembros inferiores
Fuente: (GlobaltherapMAK, 2018), Elaboración Propia

3.4.2 Población/muestra ortesis de extremidad inferior

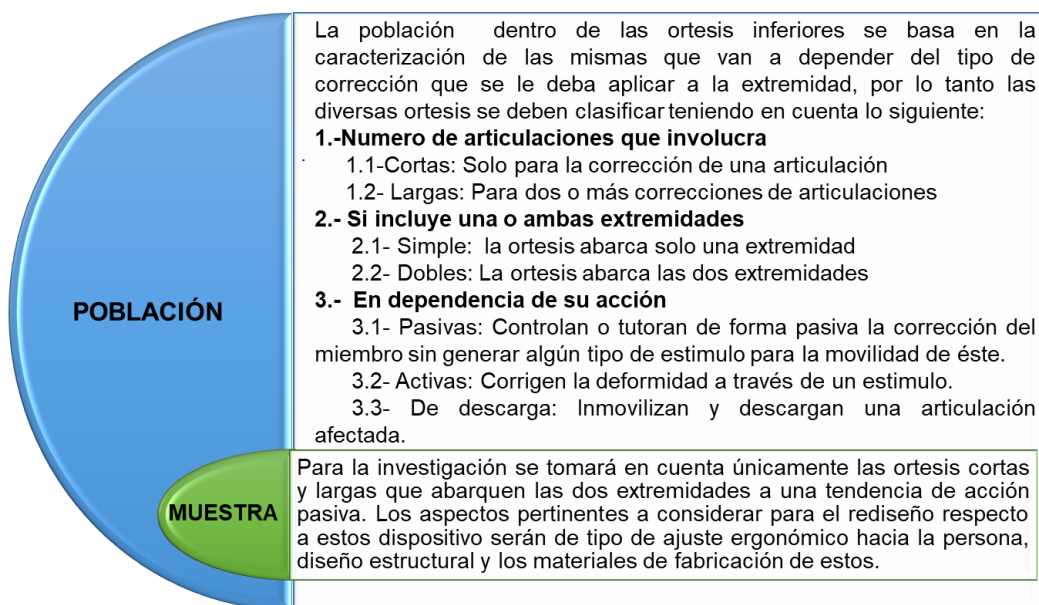


Ilustración 14: Población/muestra ortesis de extremidad inferior
Fuente: (ArteyDiscapacidad, 2016), Elaboración propia

CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

3.4.3 Población/muestra exoesqueletos



Ilustración 15: Población/muestra Exoesqueletos
Fuente: (SuitX, 2018), Elaboración propia

3.4.4 Población/muestra pie de amigo para muletas y andaderas

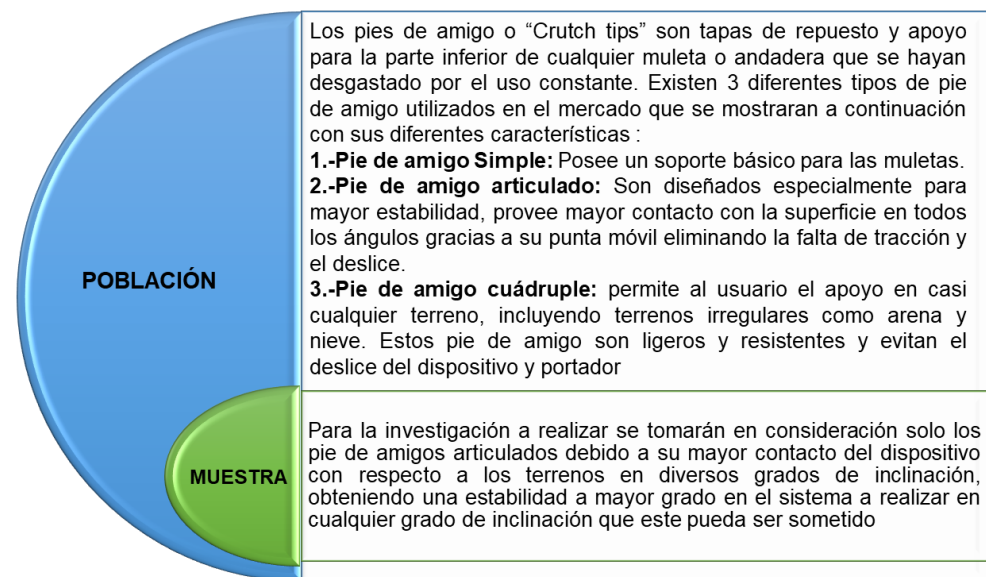


Ilustración 16: Población/muestra pie de amigo para muletas y andaderas
Fuente: (VitalityMedical, 2018), Elaboración Propia

3.5 Técnicas y herramientas

Las técnicas y herramientas para la recolección de datos consisten en obtener información sobre los atributos, cualidades, conceptos (variables) relacionados con los participantes, eventos, sucesos, casos, comunidades u objetos que participan en el objeto de investigación (Bellizza, 2016).

Las técnicas aplicadas para el trabajo de investigación serán: entrevista no estructurada, observación directa y manejo de datos estadísticos. Estas herramientas serán necesarias para la obtención de datos importantes dentro de la investigación ubicados en las diversas organizaciones visitadas por los investigadores.

3.5.1 Entrevista

La entrevista no estructurada o no administrada según (runa, 2017) generalmente se asemeja a una conversación. Aquí, el entrevistador no tiene preguntas preparadas y van surgiendo conforme a las respuestas del entrevistado. Esta entrevista puede tomar varias direcciones y no hay ningún formato a seguir. Una ventaja con respecto a la entrevista dirigida es que el aspirante puede sentirse confiado y relajado, lo que permitirá una fluidez en sus respuestas.

La entrevista no estructural o no administrada se realizará por medio de preguntas y conversaciones espontaneas y abiertas al personal calificado en el área de estudio con el motivo de recolectar información sobre la problemática a investigar y sus diversas posibles soluciones. Con esta herramienta se recolectarán las necesidades, oportunidades y propuestas de diseño en el área médica a tratar el problema base de la investigación.

3.5.2 Observación directa

La observación directa según (Martinez, 2017) es un método de recolección de datos que consiste en observar al objeto de estudio dentro de una situación particular. Esto se hace sin intervenir ni alterar el ambiente en el que el objeto se desenvuelve. De lo contrario, los datos obtenidos no serían válidos. Este método se puede implementar tanto como en objetos y en individuos que se quieran estudiar.

CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

En este trabajo el observador no interactúa con las actividades físicas realizadas por los pacientes tratados por los fisioterapeutas, dedicándose mediante la observación directa solo a la toma de notas y grabaciones de las actividades de estos con propósito de estudiar la condición física que se encuentra el paciente en el momento previo a la investigación, y así, dando a ofrecer información de los diversos problemas visualizados y necesarios a solucionar mediante el rediseño a realizar.

3.5.3 Estadísticas disponibles

Según (Ferrero, 2017) la estadística tiene por objeto fundamental describir y analizar las características de un conjunto de datos, obteniéndose de esa manera conclusiones sobre las características de dicho conjunto y sobre las relaciones existentes con otras poblaciones, a fin de compararlas.

Para la realización de esta investigación se recopilarán diversas bases de datos ya sean de tipos de materiales, personas afectadas por enfermedades que atacan a los miembros inferiores y condiciones físicas de los pacientes con disminución muscular en miembros inferiores ya sea peso, edad, altura, y medidas corporales, las cuales, serán necesarias para la selección debida de un material capaz de sustentar las necesidades del diseño para los pacientes con este fenómeno.

3.5.4 Estructura metodológica

Dentro de la realización del proyecto es necesario cumplir una serie de pasos para el cumplimiento de cada uno de los objetivos de forma clara y sistemática. En cada uno de los objetivos específicos se recabará la información necesaria para poder cumplir el objetivo posterior, hasta obtener el resultado final que va a dar a cabo la finalización de la investigación.

A continuación, se presentan las fases a seguir en la investigación:

CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO

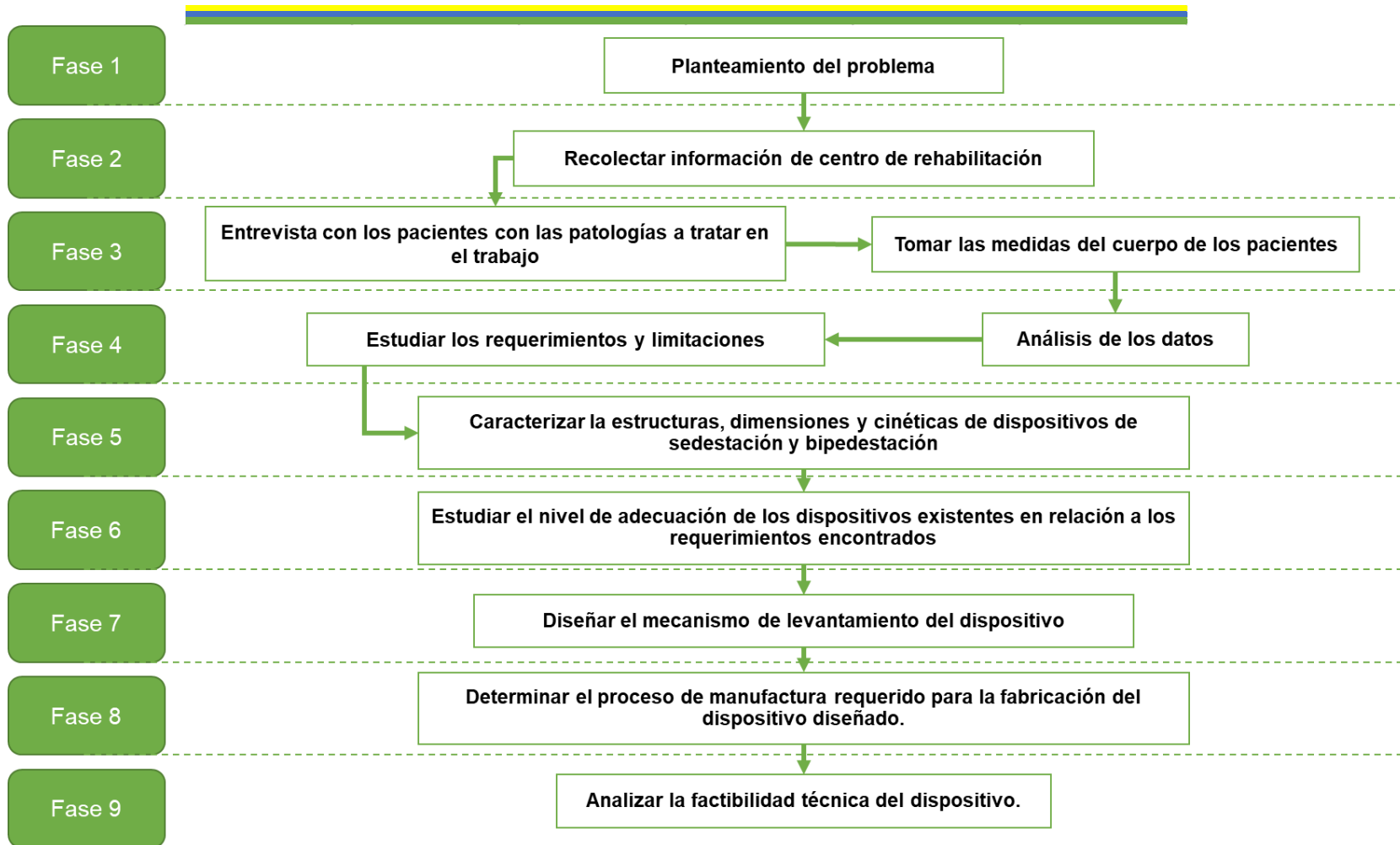


Ilustración 17: Estructura Metodológica
Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO IV

4 REDISEÑO

Este capítulo presenta los elementos necesarios para el rediseño de un dispositivo como objetivo general de la presente investigación. Para la apropiada realización del rediseño primero se realizará un cuadro explicativo dando a conocer las limitaciones encontradas para el movimiento de bipedestación de los individuos, luego se considerarán los posibles requerimientos a implementar en el rediseño mediante otro cuadro explicativo. Posteriormente, se realizarán los diversos cuadros comparativos para caracterizar las estructuras, dimensiones y cinéticas de los dispositivos de bipedestación y sedestación de piernas y caderas, que se encuentra dentro del mercado. Este trabajo de grado caracterizará todos los componentes necesarios para la manufactura del prototipo.

Luego de la caracterización de estructuras mencionada anteriormente, por medio de una matriz de ponderación, se identificarán que elementos ya existentes en los dispositivos estudiados se mantendrán y cuales deberán ser replanteados junto con la selección de materiales y diseño del dispositivo a proponer.

4.1 Objetivo 1: Estudiar los requerimientos y limitaciones de las personas con disminución de fuerza muscular en extremidades inferiores

En este objetivo se explicarán mediante un cuadro explicativo los requerimientos y limitaciones que poseen las personas con disminución de fuerza muscular. La limitación que se mostrará ofrece una imagen del problema base que se va a dar solución mediante la investigación presente. Por otro lado, se explicará los requerimientos que la persona necesita para reducir o eliminar las limitaciones que dificultan la sedestación autónoma de estos y así afectando su vida diaria.

4.1.1 Limitación

A continuación, se presenta una secuencia de fotos en la Ilustración 18: Prueba de levantamiento en silla baja, dando a conocer la mayor dificultad del individuo afectado por la carencia de fuerza muscular en los miembros inferiores.

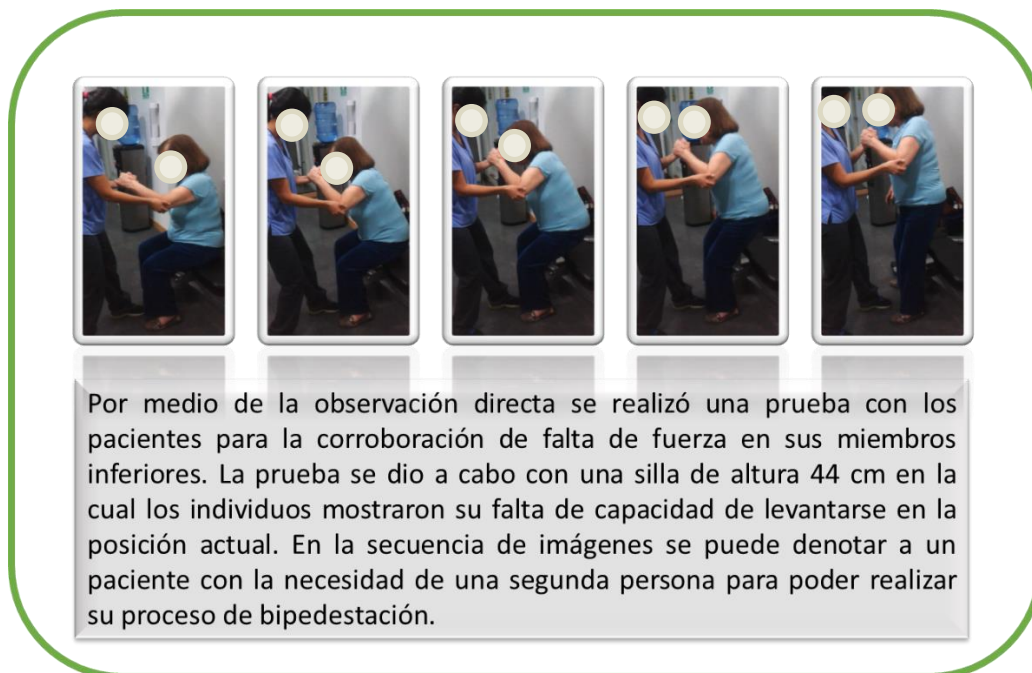


Ilustración 18: Prueba de levantamiento en silla baja

Fuente: Elaboración propia

Con base en la Ilustración 18: Prueba de levantamiento en silla baja, se realizaron los cálculos para determinar el grado de inclinación en el cual la persona carece de fuerza para su levantamiento. En estos cálculos se tomaron las medidas de las tibias y fémur de los diversos pacientes como constante para calcular el grado de inclinación.

Tabla 5: Datos de pacientes
Fuente: (GlobaltherapMAK, 2018), elaboración propia

N° de paciente	Nombre	Sexo	Enfermedad	Peso	Altura	Tibia + Pie	Fémur
				(Kg)	(Mts)	(Cm)	(Cm)
1	B.M*	F	ELA	74	1,60	44	51
2	J.T*	M	ELA	61	1,66	46	43
3	C.M*	F	POLIO	80	1,60	40	40

*Se reserva el nombre del paciente previo acuerdo con el centro asistencial

La Ilustración 19: Posición de sentado en silla baja, es una muestra del posible sentado común en una silla baja o estándar de altura de 44 cm, el cual se va a calcular la variable α como el ángulo interno que forma el fémur con la tibia y por consiguiente el ángulo de articulación que limita al usuario conseguir la fuerza suficiente para su bipedestación de forma autónoma.

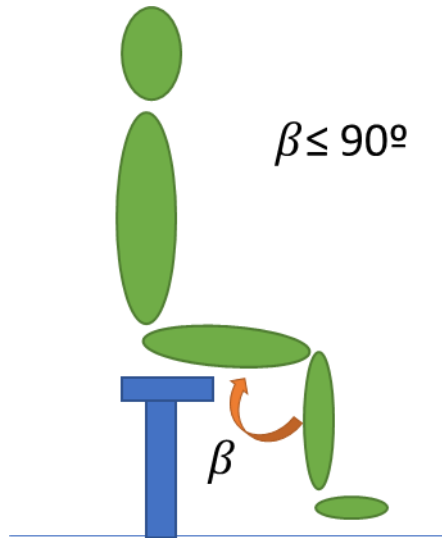


Ilustración 19: Posición de sentado en silla baja
Fuente: Elaboración Propia

Otro modo para denotar el posible ángulo de manera más explícita puede mostrarse a continuación:

Siendo Δ La diferencia entre la altura de la silla y el largo de la tibia + pie.

:

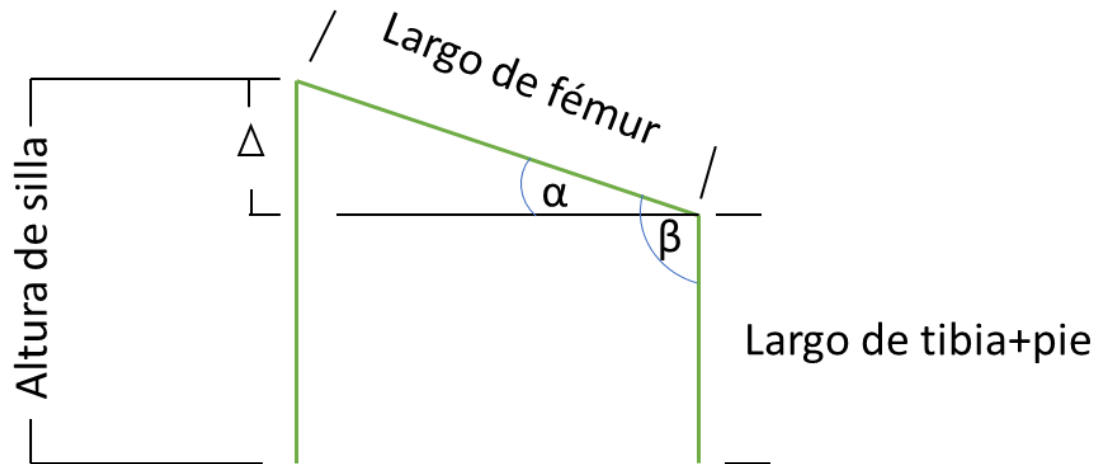


Ilustración 20: Datos y variables para posición de sentado
Fuente: Elaboración propia

Por consiguiente, mediante la Ilustración 20: Datos y variables para posición de sentado, podemos denotar que el ángulo a obtener se puede calcular mediante la siguiente formula:

Sabiendo que:

H: Altura del asiento.

h: Altura de la tibia + pie.

F: Largo de fémur

Δh = Diferencia de altura entre asiento y tibia + pie

$$\text{Sen}(\alpha) = \frac{\text{Cateto opuesto}}{\text{Hipotenusa}} = \frac{\Delta h}{F} = \frac{H - h}{F}$$

Despejando β queda que:

$$\alpha = \arcsen(\alpha) = \frac{H - h}{\text{Largo del femur}}$$

Como solución α queda que:

$$\beta = \alpha + 90^\circ$$

Ecuación 1: ángulo interno entre fémur y tibia

Por consiguiente, se anexan los resultados de los ángulos obtenidos en la silla baja, de la cual no pueden levantarse de manera autónoma los individuos:

Tabla 6: Datos de individuos de bipedestación en silla baja

Fuente: Elaboración propia

n° de paciente	Nombre	Sexo	Enfermedad	Ángulo	Observación
				β	
1	B.M*	F	ELA	90,00º	No realiza bipedestación autónoma
2	J.T*	M	ELA	87,33º	No realiza bipedestación autónoma
3	C.M*	F	POLIO	95,73º	No realiza bipedestación autónoma

*Se reserva el nombre del paciente previo acuerdo con el centro asistencial

4.1.2 Requerimiento:

En esta sesión se detalla una secuencia de fotos en la Ilustración 21: Prueba de levantamiento en silla alta, como resultado de una segunda fase de experimentación:

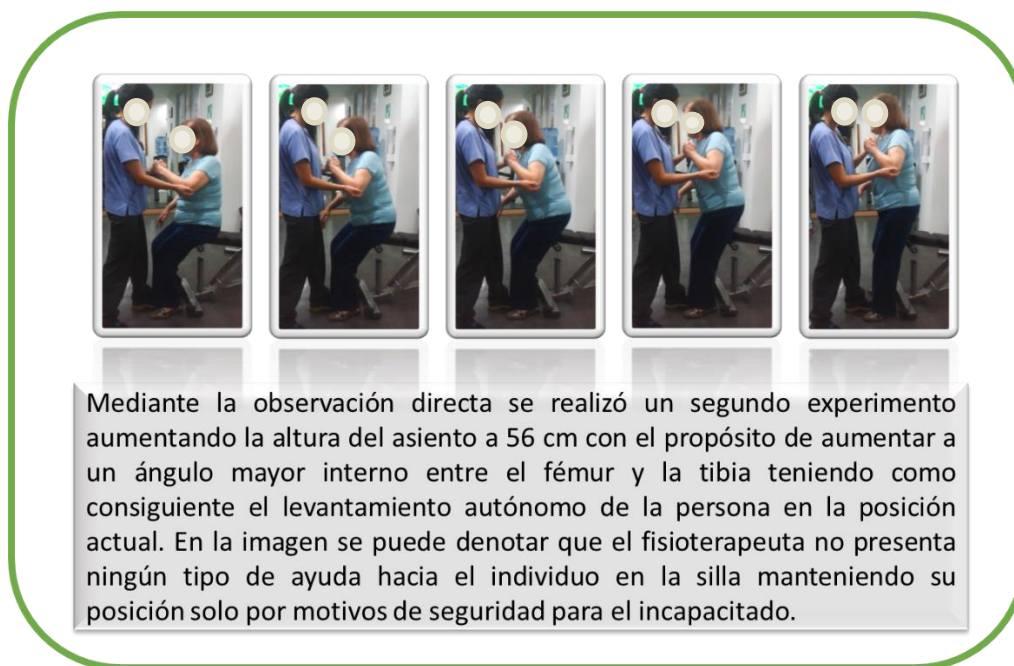


Ilustración 21: Prueba de levantamiento en silla alta

Fuente: elaboración propia

Se puede visualizar que la persona con discapacidad realiza menos esfuerzo en los miembros inferiores para su bipedestación por medio de la posición de sentado actual. Por ende, se procederá a calcular el ángulo α entre el fémur y tibia que permite el levantamiento autónomo de los individuos bajo la misma iniciativa

mostrada en la Ilustración 20: Datos y variables para posición de sentado, y la Ecuación 1: ángulo interno entre fémur y tibia.

En la Ilustración 22: Posición de sentado que permite la bipedestación autónoma de los individuos, se muestra una representación de la posición adecuada para que la persona posea la fuerza estimada necesaria para su levantamiento autónomo.

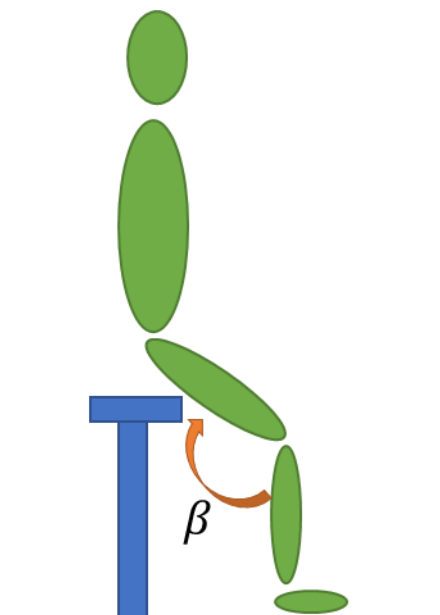


Ilustración 22: Posición de sentado que permite la bipedestación autónoma de los individuos
Fuente: Elaboración Propia

En la Tabla 7: Datos de individuos en bipedestación en silla alta, se presenta una tabla con los ángulos resultantes que permiten al individuo realizar el proceso de bipedestación autónoma:

Tabla 7: Datos de individuos en bipedestación en silla alta
Fuente: Elaboración propia

n° de paciente	Nombre	Sexo	Enfermedad	Ángulo	Observacion
				β	
1	B.M*	F	ELA	103,00º	Realiza bipedestación autónoma
2	J.T*	M	ELA	103,44º	Realiza bipedestación autónoma
3	C.M*	F	POLIO	113,57º	Realiza bipedestación autónoma

*Se reserva el nombre del paciente previo acuerdo con el centro asistencial

Basado en los datos obtenidos anteriormente, se puede destacar que uno de los principales requerimientos que se tendrá en cuenta para el rediseño del dispositivo será poner al usuario en una posición cómoda de sentado con un ángulo de 113° , siendo este el ángulo mayor de nuestra muestra que permite a los tres individuos levantarse con facilidad.

Luego de los experimentos implementados con los individuos, se encontró una diversidad de requerimientos necesarios a implementar dentro del rediseño, por consiguiente, se presenta la Tabla 8: Requerimientos:

Tabla 8: Requerimientos
Fuente: Elaboración Propia

Leyenda	Requerimiento
A	El dispositivo entrará en una posición de bloqueo al llegar al ángulo estimado con el motivo de mantener una posición que le permita a los individuos establecer una bipedestación autónoma.
B	La estructura del dispositivo se debe ubicar en los laterales de las piernas permitiendo su uso a todo momento incluso cuando el individuo este caminando.
C	Se debe contar con un asiento ofreciéndole la comodidad al usuario de sentarse en el dispositivo a una posición adecuada la cual le permita levantarse sin problema alguno.
D	En la posición de sentado, se debe contar con un mecanismo que mantenga al usuario en equilibrio evitando el vértigo o la caída del dispositivo, para ello, se debe ubicar una serie de “pie-de-amigo” en los laterales de la tibia los cuales ofrezcan mayor equilibrio y seguridad para el usuario.
E	Dentro del rediseño se debe contar con la condición ergonómica del usuario, para ello, se debe contar con un recubrimiento que se ajuste a la piel permitiéndole comodidad en el uso a la persona.

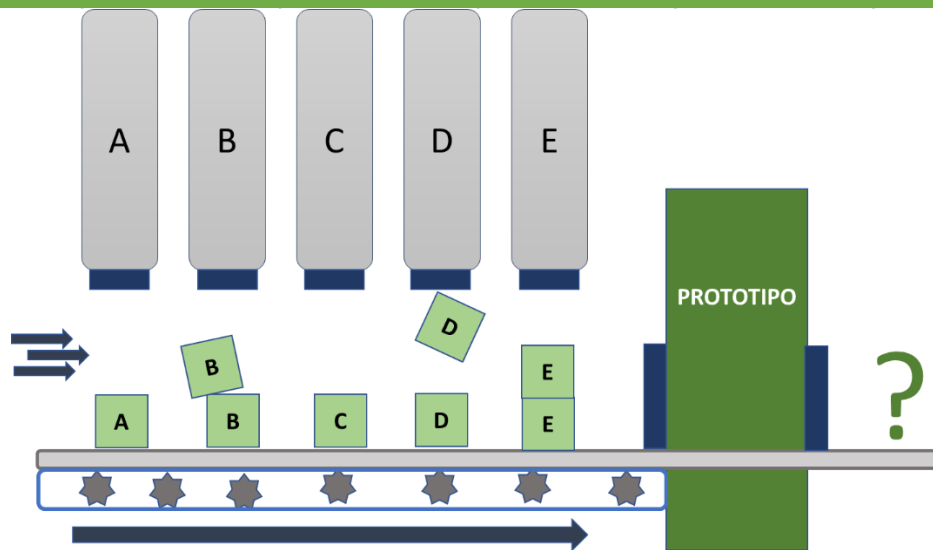


Ilustración 23: Indicio de rediseño
Fuente: Elaboración propia

La Ilustración 23: Indicio de rediseño, representa una muestra visual la cual da a conocer que es desconocido el resultado que se obtiene al transformar todos los requerimientos obtenidos en un producto final.

4.2 Objetivo 2: Caracterizar las estructuras, dimensiones y cinéticas de dispositivos de sedestación y bipedestación

Para el cumplimiento del objetivo siguiente se efectuó un muestreo de todos los dispositivos en el área de exoesqueletos, órtesis y pie de amigo, con el propósito de buscar y obtener características visibles que se ajusten a nuestros requerimientos del rediseño. Para ello, se realizó una tabla para cada dispositivo auxiliar el cual presentará tres dispositivos de esa rama con texto explicativo el cual exprese todo lo pertinente y necesario que se está extrayendo de este sistema.

4.2.1 Tabla de caracterización de exoesqueletos

En la Tabla 9: Caracterización de exoesqueletos, se mostrará los exoesqueletos médicos e industriales que poseen características necesarias a usar en el rediseño. En ella se tendrá un texto explicativo sobre cuál es su función y que elementos se van a considerar para el rediseño.

Tabla 9: Caracterización de exoesqueletos
Fuente: Elaboración propia

EXOESQUELETO Y OTROS			
Modelo	"chairless Chair"	"LegX"	HAL
Marca	Noone	SuitX	CYBERDYNE
Imagen			
Área de uso	Industria	Industria	Médico
Descripción	"Chairless Chair" es un dispositivo el cual permite cambiar de una posición de parado a sentado, disminuyendo el esfuerzo que esto provoca, además permite la movilidad al momento de caminar. El dispositivo cuenta con dos patas ubicadas en la parte de atrás de las piernas, con unos "pies-amigos" a nivel del tobillo, lo que permite mayor estabilidad en la posición de sentado, cuando el usuario se quiere sentar contará con un asiento que está en la parte superior de las patas y atrás de los glúteos.	"LegX" es un exoesqueleto de rodilla que permite al usuario ponerse en cuclillas repetidamente o durante períodos prolongados de tiempo, reduciendo la fuerza ejercida sobre la articulación de la rodilla y las fuerzas musculares del cuádriceps. Cuenta con un modo de bloqueo , donde se puede usar un soporte que se encuentra por debajo de los glúteos como silla lo cual le permite al usuario mayor estabilidad y descanso en la posición de sentado o de cuclillas.	HALL es un exoesqueleto, el cual se usa para tratar a pacientes que sufren lesiones de la médula espinal, lesiones cerebrales traumáticas, enfermedades cerebrovasculares, enfermedades del cerebro y sistema neuromuscular, etc. el cual costa con un par de patas que se alojan en la parte lateral externa de cada pierna, contando con sensores que captar las señales que envía el cerebro para mover las piernas, permitiendo así que el usuario pueda caminar con solo pensar que está caminando.
Variables Miselaneas	Aluminio,veltro,bateria de 9V	Pesa unos 6,2 Kg	Pesa unos 15 Kg y su material es de Super Duraluminio, plastico, y cuenta con una fuente de alimentacion por bateria
Fuente	(Noonee, s.f.)	(SuitX, 2018)	(Cyberdyne, 2018)

4.2.2 Tabla de caracterización de ortesis

En la Tabla 10: Caracterización de ortesis, se mostrará las ortesis que poseen características necesarias a usar en el rediseño. En ella se tendrá un texto explicativo sobre cuál es su función y que elementos vamos a considerar para el rediseño.

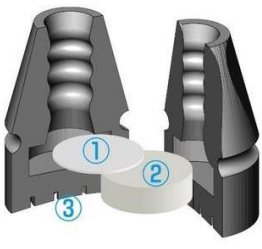
Tabla 10: Caracterización de ortesis
Fuente: Elaboración Propia

ORTESIS			
Modelo	Hinged Knee ROM SLS311	Hip Fixation Brace Orthosis	Correction Zone shaping 1PCS
Marca	Soles	NACHEN	TRN
Imagen			
Descripción	Este posee velcro ajustable el cual permite que se adapte a distintos diámetros de la pierna, como también posee un "brace" el cual permite ajustar el grado de libertad de la pierna a través de unos botones que lo permite.	El Hip Fixation Brace Orthosis, se ajusta a nivel de la zona baja de la columna como también en el muslo el cual permite mayor estabilidad y corrección de la abertura de las piernas, este tiene un brace que permite ajustar los grados de libertad de la pierna a través de unos tornillos que se ajustan en la posición que el usuario requiera.	El Correction Zone shaping 1PCS, posee una carcasa el cual rodea a la pierna, permitiendo mayor estabilidad y ajustes en la pierna, como también unas cintas ajustables, y un brace que permite ajustar los grados de libertad de la pierna a través de unos tornillos que se ajustan en la posición que el usuario requiera
Variables Miselaneas	Posee 50-70 Diametro de velcro, 70-100 largo, pesa 0,73 Kg, y posee acero	Posee filamento de ABS de 3mm grueso en una placa de resina sintetica, 50-70 cm o 70-100 cm diametro de Velcro,acero	Ajustable por talla y peso, pose un Encolado magico,almohadilla, hebilla de acero inoxidable
Fuente	(Amazon, 2018)	(Amazon, 2018)	(Amazon, 2018)

4.2.1 Tabla de caracterización de "pie-de-amigo"

En la Tabla 11: Caracterización de "pie-de-amigo", se mostrará los "pie-de-amigo" que poseen características necesarias a usar en el rediseño. En ella se tendrá un texto explicativo sobre cuál es su función y que elementos que van a considerar para el rediseño.

Tabla 11: Caracterización de "pie-de-amigo"
Fuente: Elaboración propia

Pie amigo de Muletas/Bastones			
Modelo	In-Motion Pro	In-Motion Articulating Crutch Tips	Tornado Tips RT
Marca	Millennial Medical	Millennial Medical	Thomas Fetterman
Imagen			
Descripción	Este posee un resorte en el eje de la muleta el cual absorbe energía de impacto negativa y devuelve energía cinética positiva para ayudar a la ambulación del paciente	Las puntas de muleta Millennial articuladas están especialmente diseñadas para proporcionar una mayor estabilidad. El pie de la punta de muleta articulada proporciona más contacto con la superficie del suelo en todos los ángulos. Esto elimina la falta de tracción y el desgaste desigual que se produce en las puntas tipo estándar, por la usencia de contacto de la superficie al momento de su uso en las muletas.	Tornado Tips RT tiene un núcleo de gel absorbente Absorbilite TM grueso, con la importante adición de disco de lluvia , altamente resistente al deslizamiento en húmedo que se encuentra adherido a la banda de rodadura. Su resistencia al deslizamiento en húmedo es más del 300% más de tracción sobre mojado.
Variables Miselaneas	Las muletas In-Motion Pro las cuales usan este mecanismo admite n hasta 400 lbs. y hasta 600 lbs.	• El diámetro interior es de - 11/16 " • Construido de compuesto de caucho de stryo butano de alta calidad. • Sin látex.	Tienen un diámetro de base de 2 " y pesan 4.6 onzas cada una
Fuente	Vitality Medical	Vitality Medical	Thonas Fetterman INCORPORATED

4.3 Objetivo 3: Estudiar el nivel de adecuación de los dispositivos existentes en relación con los requerimientos encontrados

En este objetivo se procede a aplicar la formulación de la matriz de ponderación, mediante ella, se califican cada uno de los dispositivos de cada clase, teniendo en cuenta los requerimientos anteriormente encontrados en Tabla 8:

Requerimientos bajo una calificación la cual determine cuál es el enfoque del rediseño a considerar.

Como se están considerando dispositivos de diferente naturaleza, se realiza una matriz de ponderación para cada clase de dispositivos, obteniendo en total 3 dispositivos de diferente clase a considerar para el rediseño.

4.3.1 Matriz de ponderación de Exoesqueletos

Los requerimientos obtenidos dentro de cada uno de los dispositivos en la clasificación de exoesqueletos son:

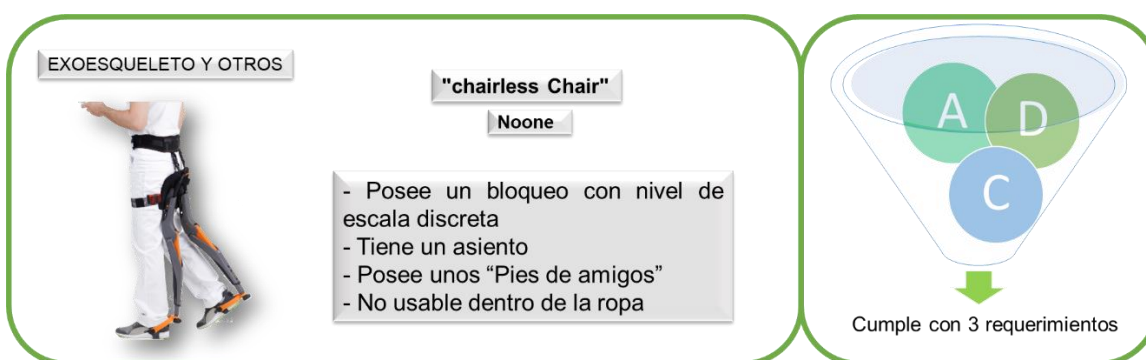


Ilustración 24: Requerimientos obtenidos en "Chairless Chair"
Fuente: Elaboración propia

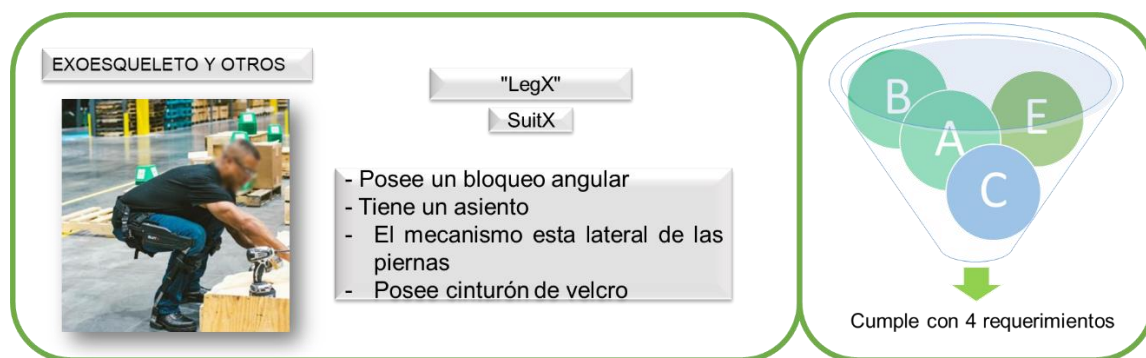


Ilustración 25: Requerimientos obtenidos en "LegX"
Fuente: Elaboración propia

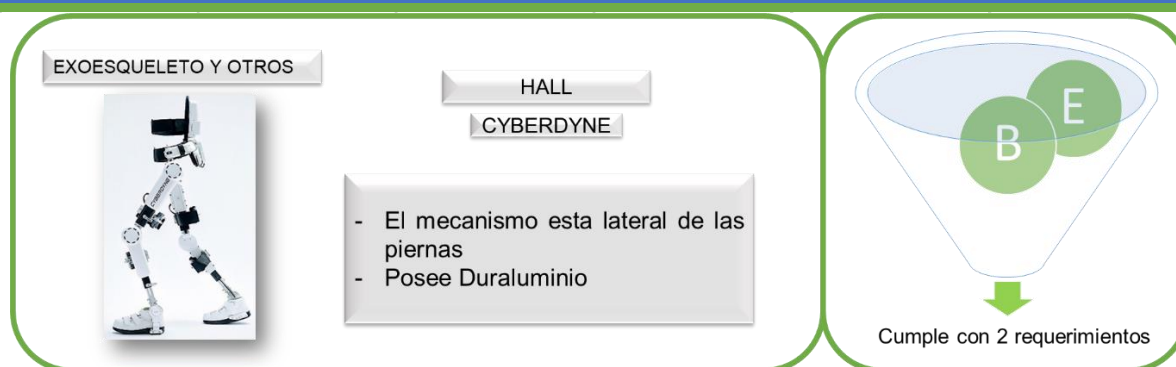


Ilustración 26: Requerimientos encontrados en "HALL"

Fuente: Elaboración propia

Con la intención de conocer el significado de cada variable se procede a presentar la Tabla 12: Leyenda de matriz de ponderación

Tabla 12: Leyenda de matriz de ponderación

Fuente: Elaboración propia

DESCRIPCIÓN DE VARIABLE			PONDERACIÓN	OBSERVACIÓN
Sistema de bloqueo				
A	A.1	Bloqueo con nivel de escala discreto	3	La subvariable A.1 posee la mayor ponderación, porque este permite un mejor nivel de seguridad y soporte.
	A.2	Bloqueo discreto por botón	2	
	A.3	Bloqueo discreto por tornillo	1	
Posición estructural de mecanismo				
B	B.1	Lateral	2	La subvariable B.1 posee la mayor ponderación, porque no ocasiona molestia o incomodidad al usuario, como lo sería; si fuera posterior.
	B.2	Posterior	1	
Asiento				
C		Posee asiento	3	Permite mayor seguridad y soporte al usuario
"Pie-de-amigo"				
D		Posee "Pie-de-amigo"	2	Permite mayor seguridad y soporte al usuario
Recubrimiento				
E	E.1	Cinturones de Velcro	3	La subvariable E.1 permite al dispositivo poder adaptarse al usuario con mayor facilidad, y comodidad en la posición de bipedestación y sedestación
	E.2	Carcasa dura	2	
	E.3	Otros	1	

A continuación en la Tabla 13: Matriz de ponderación de exoesqueletos, se procede a realizar la matriz de ponderación de esta clase:

Tabla 13: Matriz de ponderación de exoesqueletos
Fuente: Elaboración propia

MATRIZ DE PONDERACIÓN				
A	A.1	3		
	A.2			
	A.3		1	
B	B.1		2	2
	B.2	1		
C		3	3	
D		2		
E	E.1	3	3	
	E.2			
	E.3			1
TOTAL		12	9	3

Por medio de valores obtenidos, con un total de 12 puntos, se procede a tomar en consideración el dispositivo “Chairless Chair” en la clasificación de exoesqueletos.

4.3.2 Matriz de ponderación de Ortesis

Los requerimientos obtenidos dentro de cada uno de los dispositivos en la clasificación de ortesis son:

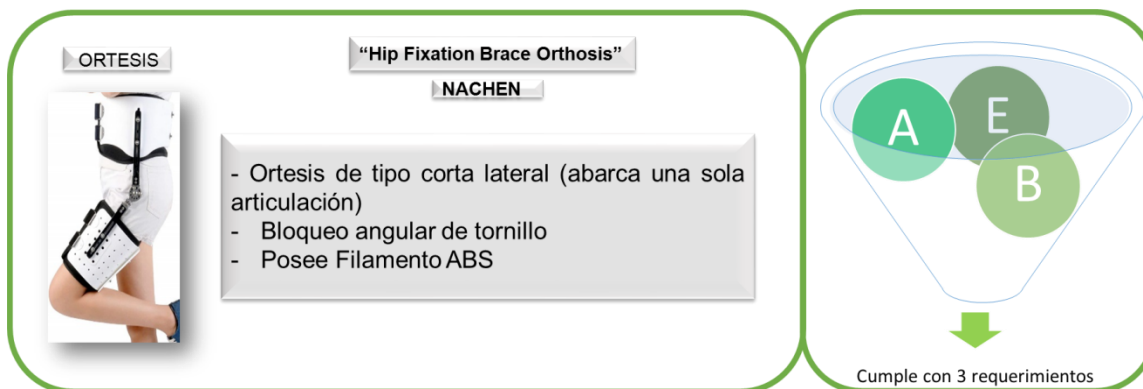


Ilustración 27: Requerimientos obtenidos en "Hip Fixation Brace Orthosis"
Fuente: Elaboración propia

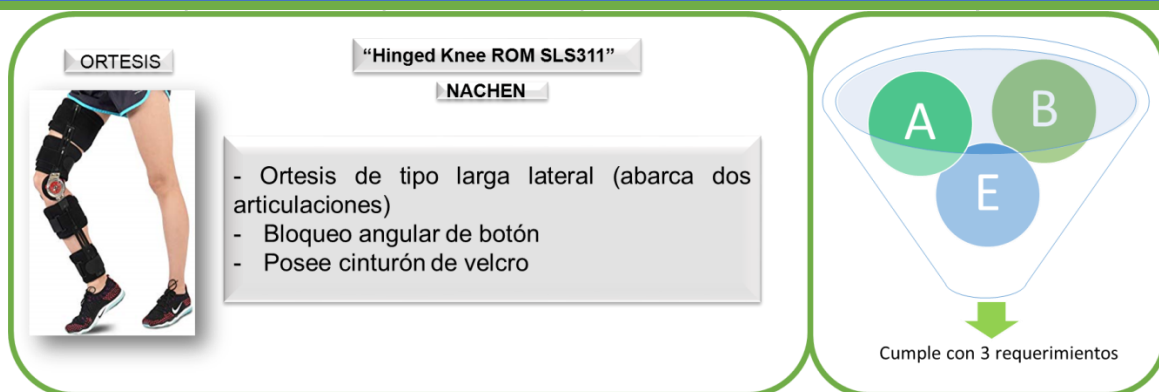


Ilustración 28: Requerimientos obtenidos en "Hinded Knee ROM SLS311"
Fuente: Elaboración propia

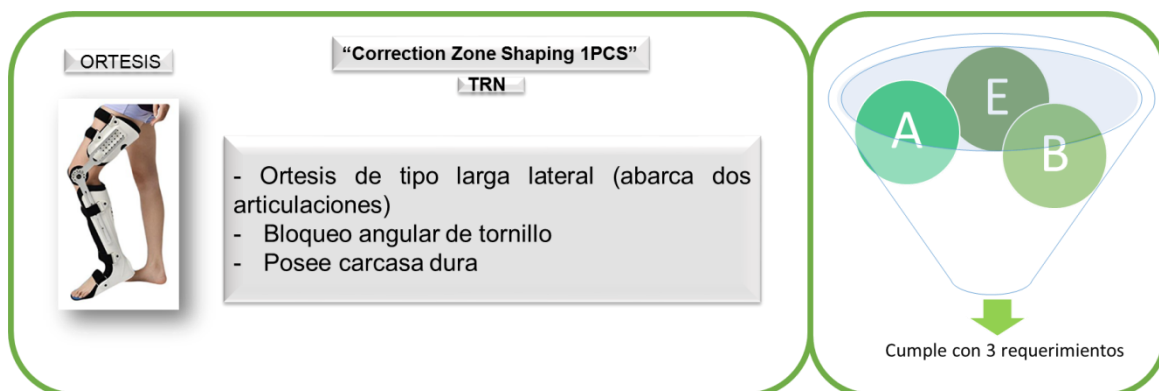


Ilustración 29: Requerimientos obtenidos en "Correction Zone Shaping 1PCS"
Fuente: Elaboración propia

En este sentido, se procede a realizar la matriz de ponderación de esta clase teniendo en cuenta las leyendas de las variables en la Tabla 12: Leyenda de matriz de ponderación mostrada anteriormente.

Tabla 14: Matriz de ponderación de ortesis
Fuente: Elaboración propia

MATRIZ DE PONDERACIÓN				
A	A.1			
	A.2	2		
	A.3		1	1
B	B.1	2	2	2
	B.2			
C		N/A	N/A	N/A
D		N/A	N/A	N/A
E	E.1	3		
	E.2			2
	E.3		1	
TOTAL		7	4	5

Por medio de valores obtenidos, con un total de 7 puntos, se procede a tomar en consideración el dispositivo “Hinded Knee ROM SLS311” en la clasificación de ortesis.

4.3.3 Selección de “Pie-de-amigo”

Considerando los dispositivos propuestos encontrados en esta área, se procederá a escoger de manera directa el “pie-de-amigo” articulado gracias a su mayor estabilidad en cualquier ángulo de inclinación, y, por ende, un aspecto fundamental a considerar respecto a los otros dos dispositivos.



Ilustración 30 : Pie de amigo articulado
Fuente: (VitalityMedical, 2018)

Como conclusión en la Tabla 15: Dispositivos a considerar para el rediseño, se pueden destacar los siguientes dispositivos para efectuar el rediseño:

Tabla 15: Dispositivos a considerar para el rediseño
Fuente: Elaboración propia

DISPOSITIVOS CONSIDERACIÓN PARA EL REDISEÑO	"chairless Chair"	Hinged Knee ROM SLS311	In-Motion Articulating Crutch Tips
			

4.4 Objetivo 4: Diseñar el mecanismo de levantamiento del dispositivo

En este objetivo se procede a realizar el diseño del dispositivo bajo los requerimientos obtenidos anteriormente, dicho rediseño será efectuado bajo el programa CAD-3D SolidWorks el cual posee las herramientas necesarias para medir, dibujar y ensamblar cada uno de los mecanismos necesarios para el levantamiento autónomo del individuo.

El rediseño posee tres secciones vinculadas con cada uno de los dispositivos considerados que se muestran en la Tabla 15: Dispositivos a considerar para el rediseño.

4.4.1 Sistema de bloqueo angular

Para realizar el diseño de este sistema se tomó en consideración el dispositivo con mayor puntuación de la rama de exoesqueletos denominado como “*Chairless Chair*” de (Noonee, s.f.), este mecanismo posee un sistema de bloqueo discreto de dos niveles en los cuales las personas podrá está en la posición erguido o en la posición de sentado sobre el dispositivo.



Ilustración 31: Sistema de bloqueo y reposo
Fuente: Elaboración propia

El mecanismo está estructurado por dos barras de soporte ubicadas lateral y paralelamente en el fémur y la tibia, además, cuenta con una tercera barra más delgada la cual conecta las dos extremidades y ejerce el bloqueo a un ángulo de 115° el cual fue obtenido anteriormente en la Tabla 7: Datos de individuos en bipedestación en silla alta. Por motivos de seguridad para los pacientes se aumentó el ángulo a considerar de 113° a un ángulo de 115° tomando en cuenta errores experimentales y ofreciendo una posición más alta permitiendo un levantamiento más efectivo de la persona.

Teniendo en cuenta las medidas obtenidas de los pacientes durante el experimento de levantamiento de la silla mostrado en el Objetivo 1: Estudiar los

requerimientos y limitaciones de las personas con disminución de fuerza muscular en extremidades inferiores, se utilizaron las medidas corporales del individuo más alto, para así definir el largo de las barras presentadas en el fémur y la tibia con un largo de 54,09 cm y 47,09 cm respectivamente, teniendo en cuenta esto, y un ángulo de 115° entre las dos extremidades para un bloqueo adecuado, se procede a calcular el largo de la barra de bloqueo.

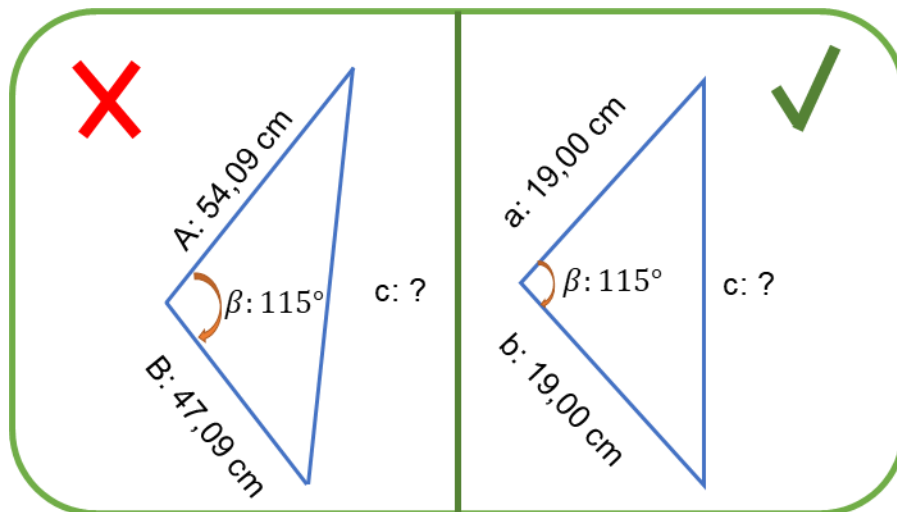


Ilustración 32: dimensiones apropiadas del bloqueo

Fuente: Elaboración propia

Debido a que las extremidades “A” (Fémur) y “B” (Tibia) no poseen una longitud igual, los puntos de soporte que sostienen y deslizan la barra de bloqueo “C” estarán ubicados a la misma distancia en cada miembro, dichos puntos estarán a una distancia de 19 cm tomados desde la rodilla. Gracias a esta ubicación de los puntos se formará entre los dos miembros un triángulo isósceles con la barra “c” la cual se mantendrá verticalmente con el objetivo de obtener mayor estabilidad y menos esfuerzo en la misma en las dos posiciones determinadas.

Dado dos lados conocidos y el ángulo interno entre dichos lados se procede a calcular por medio de la ley del coseno el lado desconocido mediante la ecuación a continuación:

Sabiendo que:

$$a = 19,00 \text{ cm}$$

$$b = 19,00 \text{ cm}$$

$$\beta = 115^\circ$$

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2 * a * b * \cos(\beta)}$$

Sustituyendo queda:

$$c = \sqrt{19^2 + 19^2 - 2 * 19 * 19 * \cos(115)}$$

Ecuación 2: Teorema del coseno

Queda que:

$$c = 32,05 \text{ cm longitud de barra de bloqueo}$$

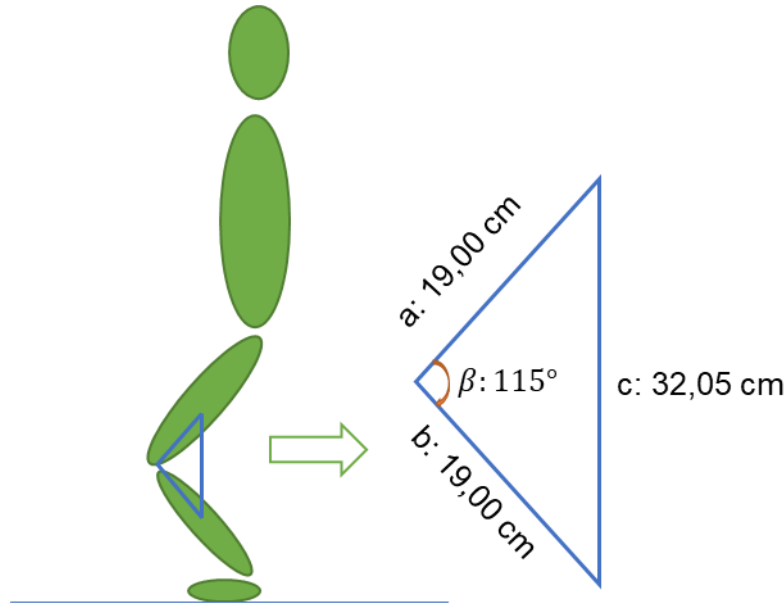


Ilustración 33: Posición de mecanismo de bloqueo
Fuente: Elaboración propia

Teniendo como resultado el largo de la barra de bloqueo y su posición mostrada como se refleja en la Ilustración 33: Posición de mecanismo de bloqueo, se procede a determinar la ubicación de la barra “c” al estar el individuo en una posición de erguido en la cual el ángulo interno de la tibia y el fémur serán de 180°, para ello, se diseñó un recorrido en la barra de la tibia “b” la cual permita deslizar la barra “c” para tomar una de las dos posiciones discretas siendo estas ya sea erguido o sentado, permitiéndole plena libertad la individuo para sentarse o levantarse para caminar con el mecanismo sin que este lo limite en su movilidad.

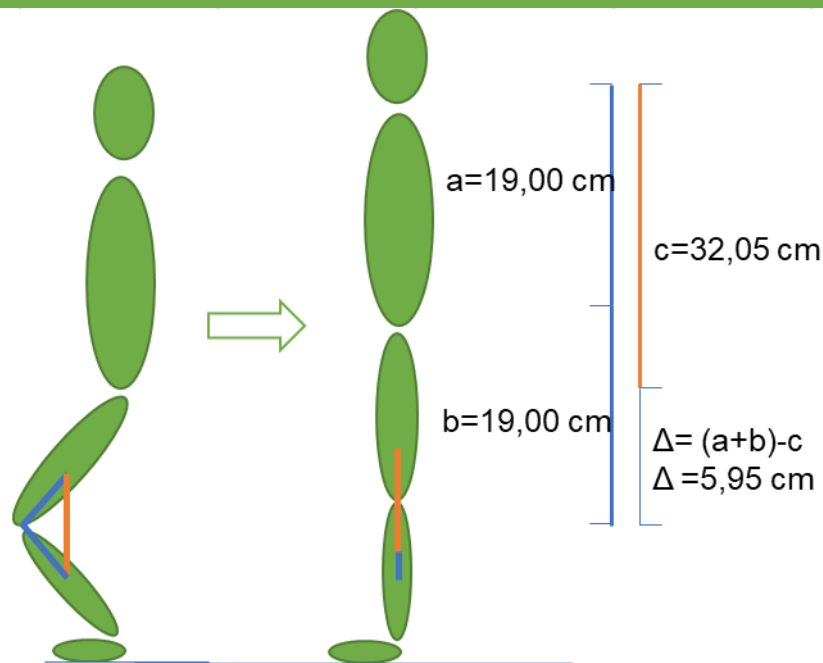


Ilustración 34: cambio de posiciones discretas y cálculo de recorrido de barra "b"
Fuente: elaboración propia

Teniendo en cuenta que la barra "c" esta fija a la barra "a" en uno de sus extremos permitiéndole solo el movimiento angular entre ellas, el cambio de posición de la barra "c" se genera mediante un deslizamiento a través del recorrido ubicado en la barra "b". Conocido esto, se puede calcular mediante una relación matemática la longitud del recorrido de deslice de la barra "c" para optar una posición de 180°, la suma de los lados "a" y "b" menos el lado "c" muestran como resultado la longitud del recorrido que debe recorrer la barra "c" para establecer una de las dos posiciones disponibles.

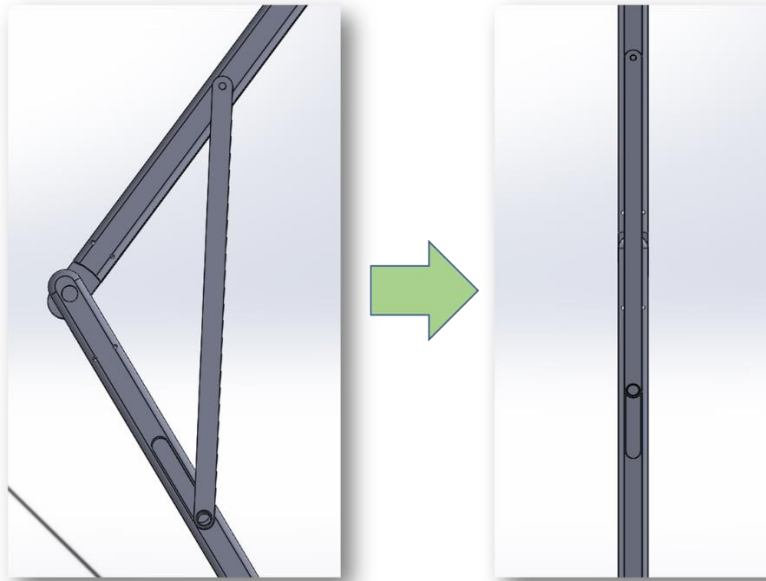


Ilustración 35: articulación en sistema de bloqueo
Fuente: Elaboración propia

En la Ilustración 35: articulación en sistema de bloqueo, se muestran las dos posiciones que posee el mecanismo, la primera muestra el bloqueo a un ángulo de 115° el cual el individuo se encuentra en una posición de reposo y la segunda posición en el cual el individuo estará erguido, es estas imágenes se puede apreciar el cambio de posición de la barra “c” respecto a la barra “a” permitiendo realizar el cambio de postura.

4.4.2 Velcro

Para los cinturones de velcro se tomó en consideración el dispositivo con mayor puntuación en la rama de ortesis denominado como “*Hinged Knee ROM SLS311*” el cual posee una composición ligera y adaptable a la estructura corporal permitiéndole comodidad y movilidad al usuario.

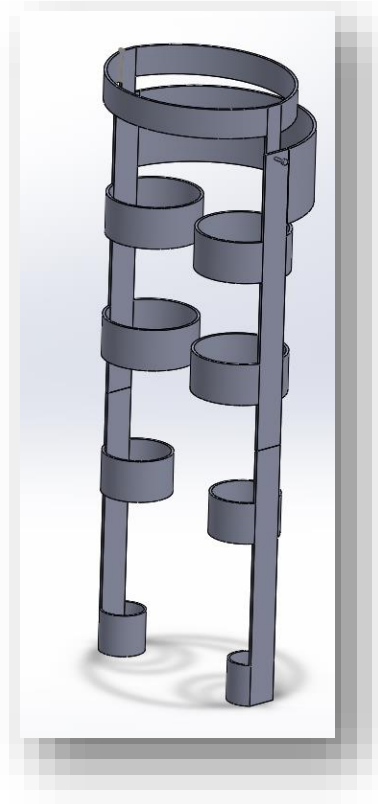


Ilustración 36: Sistema de velcro
Fuente: Elaboración propia

Los cinturones de ajuste velcro están ubicados desde las caderas hasta cada una de las extremidades inferiores, en cada pierna a nivel del fémur y de la tibia se encuentran dos cinturones ajustables que rodean la extremidad permitiendo ajustar el velcro a la estructura corporal del usuario. El largo del velcro en este sistema es de 7,00 cm y puede ser ajustable a la mayoría de las personas, por lo tanto, no existen limitaciones respecto al diámetro de las extremidades de los usuarios, debido a que este proyecto se realizó bajo las pruebas físicas de individuos con disminución de fuerza inferiores se decidió calcular el radio adecuado estimado de la persona con mayor altura, peso y grosor de extremidades como se muestra a continuación:

Tabla 16: Datos de individuos
Fuente: (GlobaltherapMAK, 2018), elaboración propia

N° de paciente	Nombre	Sexo	Enfermedad	Peso	Altura	Tibia + Pie	longitud de Diametro de tibia	Fémur	longitud de Diametro de Fémur	Altura de pie
				(Kg)	(Mts)	(Cm)	(Cm)	(Cm)	(Cm)	(Cm)
1	B.M*	F	ELA	74	1,60	44	39	51	56	6,0
2	J.T*	M	ELA	61	1,66	46	26	43	43	6,6
3	C.M*	F	POLIO	80	1,60	40	33	40	45	5,8

*Se reserva el nombre del paciente previo acuerdo con el centro asistencial

Teniendo en cuenta los datos mostrados en la tabla se procede a dicho cálculo de diámetro de velcro para el fémur y tibia.

Sabiendo la fórmula de la longitud de la circunferencia

$$L = 2 * \pi * r$$

Ecuación 3 : Longitud de una circunferencia

Conociendo que:

Longitud de fémur= 51,00 cm

Se procede a despejar y calcular r

$$r = \frac{51,00 \text{ cm}}{2,00 * \pi} = 8,11 \text{ cm de radio en el femur}$$

Longitud de tibia= 39,00 cm

Nuevamente se procede a despejar y calcular r

$$r = \frac{39,00 \text{ cm}}{2,00 * \pi} = 6,20 \text{ cm de radio en la tibia}$$

Dado los cálculos obtenidos se puede considerar que los individuos deberán poseer un cinturón de velcro con una longitud de 51,00 cm para un radio de 8,11 cm en el fémur y 39,00 cm para un radio de 6,20 cm en la tibia para que se pueda ajustar apropiadamente en todo el resto de la extremidad.

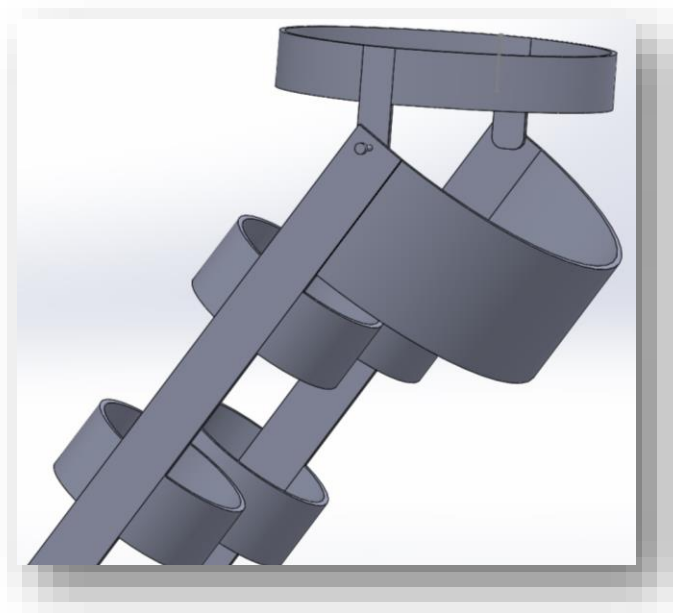


Ilustración 37: Asiento en sistema de velcro

Fuente: Elaboración propia

Dentro de la misma composición de velcro se posee un medio cinturón de 13,00 cm de largo con una funcionalidad de asiento sobre el dispositivo, este asiento sirve como soporte hacia el individuo al encontrarse en la posición de sentado manteniéndolo en un estado de descanso.

Los cinturones de velcro estarán unido a las barras que poseen el mecanismo de sentado y bloqueo mediante remaches y enlazado de correas a través de conectores que se encuentran en la parte posterior de las barras, dando así una composición de ajuste, seguridad y soporte al individuo para realizar cualquier tipo de movimiento.

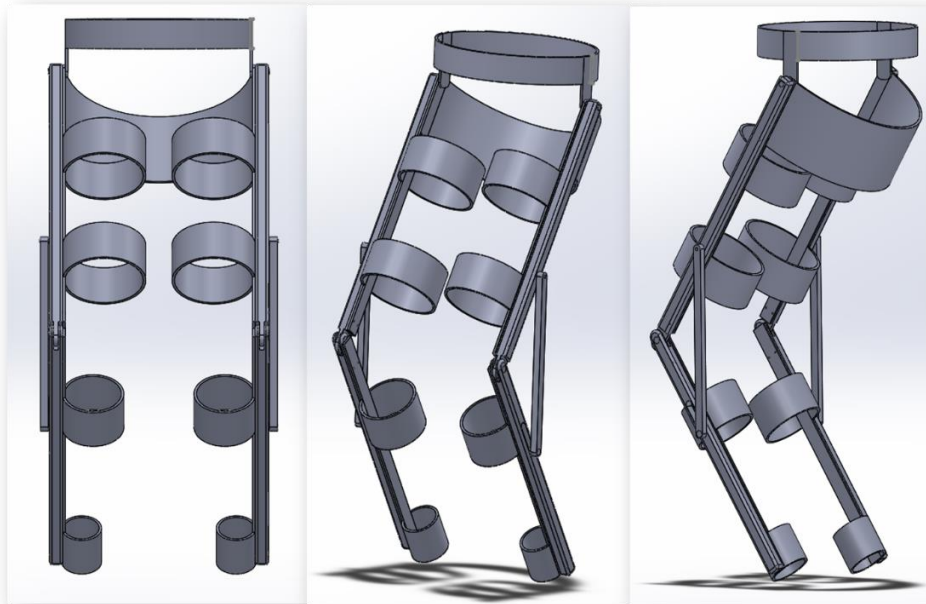


Ilustración 38: Sistema de velcro con mecanismo de bloqueo
Fuente: Elaboración propia

4.4.3 Sistema de Soporte de "Pie-de-Amigo"

Este sistema de soporte se encuentra relacionado con el dispositivo "Chairless Chair" de (Noonee, s.f.), el cual tiene un sistema parecido. Este consiste en promoverle al usuario mayor estabilidad y seguridad al momento de cambiar su postura de bipedestación a sedestación con una barra de soporte "d", ya que éste permite que el dispositivo tenga un punto de apoyo en el suelo.

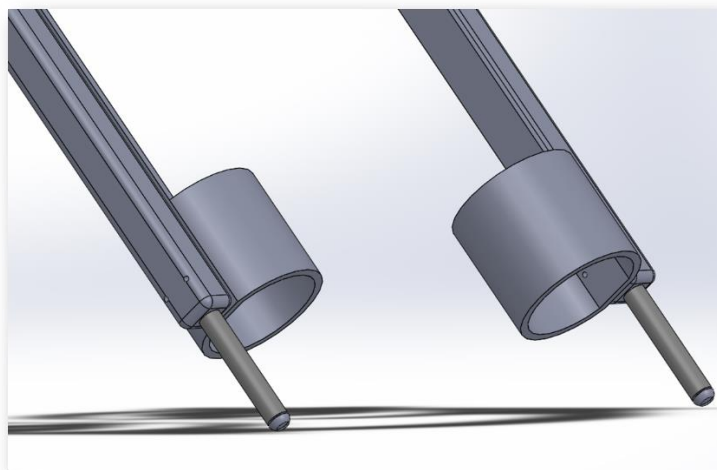


Ilustración 39: Sistema de soporte de "Pie-de-amigo"
Fuente: Elaboración propia

Como se puede apreciar en la Ilustración 39: Sistema de soporte de "Pie-de-amigo", la barra de soporte "d" se encuentra alojado en la barra de la tibia "b", que tiene un agujero guía, donde el cual permite que éste se desplace. A su vez está unido a la barra de bloqueo "c", quien le trasmite su movimiento; es decir, gracias a la barra "c" la barra "d" se mueve; de adentro hacia afuera a través de la guía y en el extremo de la barra "d" se encuentra un "Pie-de-Amigo" articulado, para promover mayor superficie de apoyo.

Teniendo esto en cuenta, se procede hacer los cálculos pertinentes, de cuál sería la longitud de la barra "d".

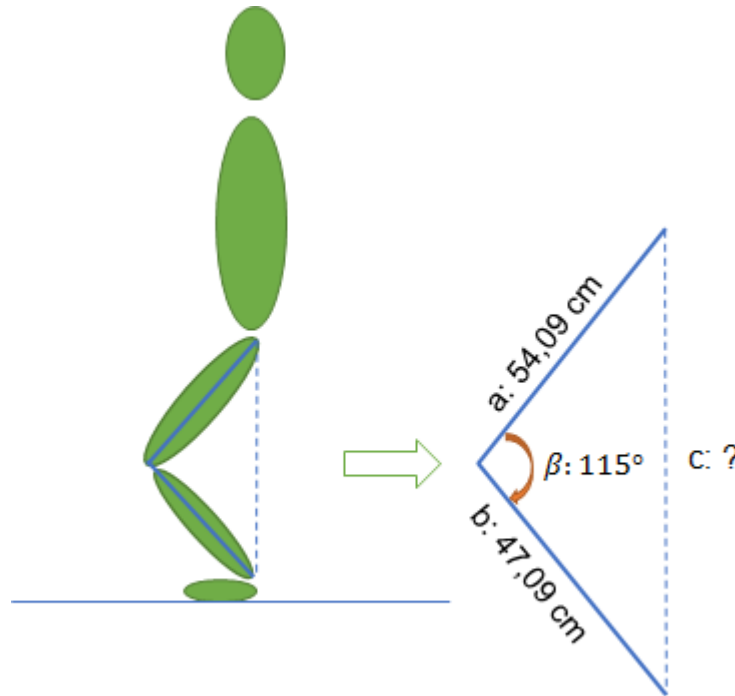


Ilustración 40: Posición de bipedestación
Fuente: Elaboración propia

Dado dos lados conocidos y el ángulo interno entre dichos lados se procede a calcular por medio del teorema del coseno el lado desconocido mediante la ecuación a continuación:

Sabiendo que:

a: Largo del fémur.

b: largo de la tibia.

c: Altura desde el tobillo al tronco, en posición de sedestación.

β : Angulo interno entre el fémur y la tibia.

$$c = \sqrt{a^2 + b^2 - 2 * a * b * \cos(\beta)}$$

Ecuación 4: Teorema del coseno

Sustituyendo:

$$c = \sqrt{(54,09cm)^2 + (47,09cm)^2 - 2 * 54,09cm * 47,09cm * \cos(115^\circ)}$$

queda que:

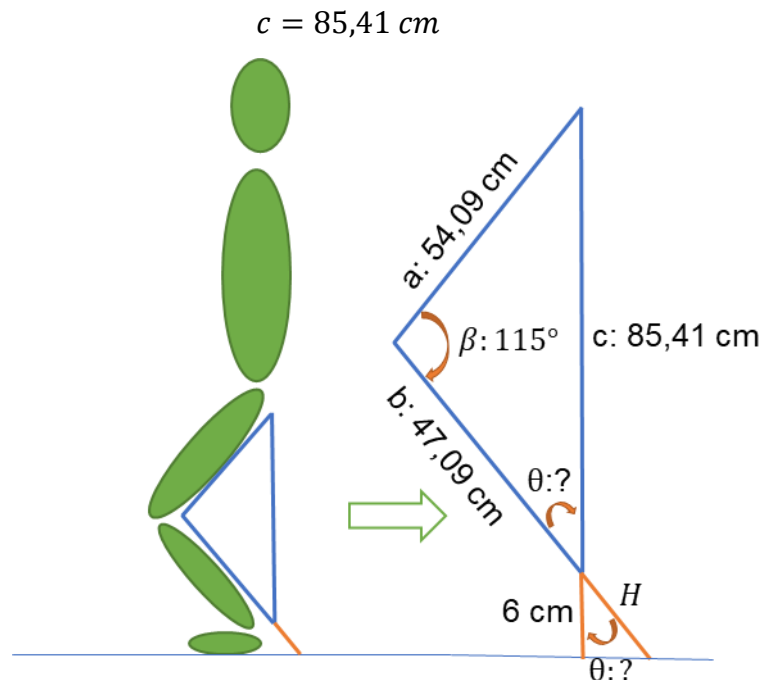


Ilustración 41: Posición de mecanismo de soporte
Fuente: Elaboración propia

Teniendo en cuenta la altura que se encuentra en el extremo inferior de la tibia y el suelo es de 6 cm del individuo ejemplo usado en la Tabla 16: Datos de individuos, se procede hacer el cálculo del ángulo α , para luego obtener la longitud de la barra “d” que debe salir de la barra “b”, para que este toque el suelo, y permita la estabilidad que se busca.

Sabiendo que:

θ : Angulo interno entre b y c.

Ca: altura que se encuentra en el extremo inferior de la tibia y el suelo

H: Largo que sale del dispositivo, de la barra del “Pie-de-amigo”.

L: Largo de la barra del “Pie-de-amigo”

P: Largo de la tibia más el saliente de la barra del “Pie-de-amigo”

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2 * b * c * \cos(\theta)$$

Ecuación 5: Teorema del coseno

Despejando θ :

$$\theta = \text{Arcos}\left(\frac{b^2 + c^2 - a^2}{2 * b * c}\right)$$

Sustituyendo queda:

$$\theta = \text{Arcos}\left(\frac{(47,09\text{cm})^2 + (85,41\text{cm})^2 - (54,09\text{cm})^2}{2 * 47,09\text{cm} * 85,41\text{cm}}\right)$$

Queda que:

$$\theta = 35,03^\circ$$

Se procedemos a obtener H:

$$\cos(\theta) = \frac{Ca}{H}$$

Ecuación 6: Del coseno

Despejando y sustituyendo queda:

$$H = \frac{Ca}{\cos(\theta)} = \frac{6\text{ cm}}{\cos(35,03^\circ)} = 7,33\text{ cm}$$

Se procede a obtener el largo de la barra “d”:

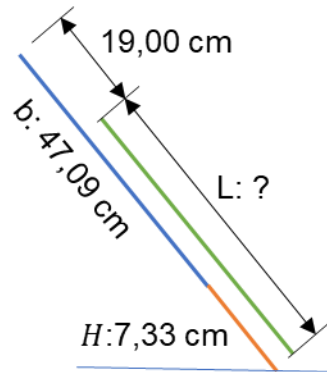


Ilustración 42: Largo de la barra "d"
Fuente: Elaboración propia

$$P = b + H$$

Ecuación 7: Largo de la barra "b" más saliente de la barra "d"

Sustituyendo queda:

$$P = (47,09 + 7,33)cm$$

Queda que:

$$P = 54,42 \text{ cm}$$

$$L = P - 19cm$$

Ecuación 8: Largo de la barra "d"

Sustituyendo queda:

$$L = 54,42 \text{ cm} - 19cm$$

Queda que:

$$L = 35,42 \text{ cm}$$

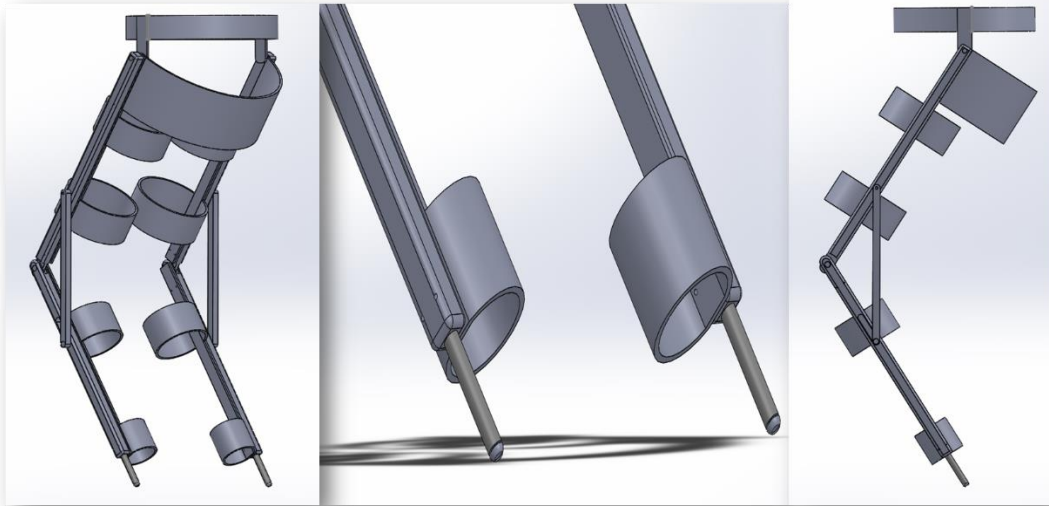


Ilustración 43: Vistas de sistema de soporte de "pie-de-amigo"
Fuente: Elaboración propia.

4.5 Objetivo 5: Determinar el proceso de manufactura requerido para la fabricación del dispositivo diseñado

Para la solución de este objetivo, en primera instancia se dará a conocer el material base de cada una de las piezas utilizadas en el sistema, para ello, cada una de ellas será sometida a una simulación de esfuerzos por medio de la herramienta CAD-3D "Solidworks-Simulation" para determinar el material más adecuado a utilizar en la manufactura de estas piezas.

Posteriormente, mediante un texto explicativo se dará a conocer el proceso de manufactura de cada pieza que comprende el mecanismo para finalmente dar a conocer el procedimiento para ensamblar cada una de ellas.

A continuación, se procede a la selección de materiales de las piezas, en este análisis se toma en consideración los materiales más comunes mostrados entre la muestra de dispositivos encontrados en el mercado, además, se tomará como prioridad entre esos tipos de materiales los que posean una menor densidad entre ellos, con el motivo de que el sistema posea una composición lo más ligera posible.

Teniendo en cuenta los materiales de los dispositivos ubicados en las tablas
Objetivo 2: Caracterizar las estructuras, dimensiones y cinéticas de dispositivos de

sedestación y bipedestación, se procede a la simulación que los materiales más comunes entre los dispositivos los cuales son Aluminio y acero.

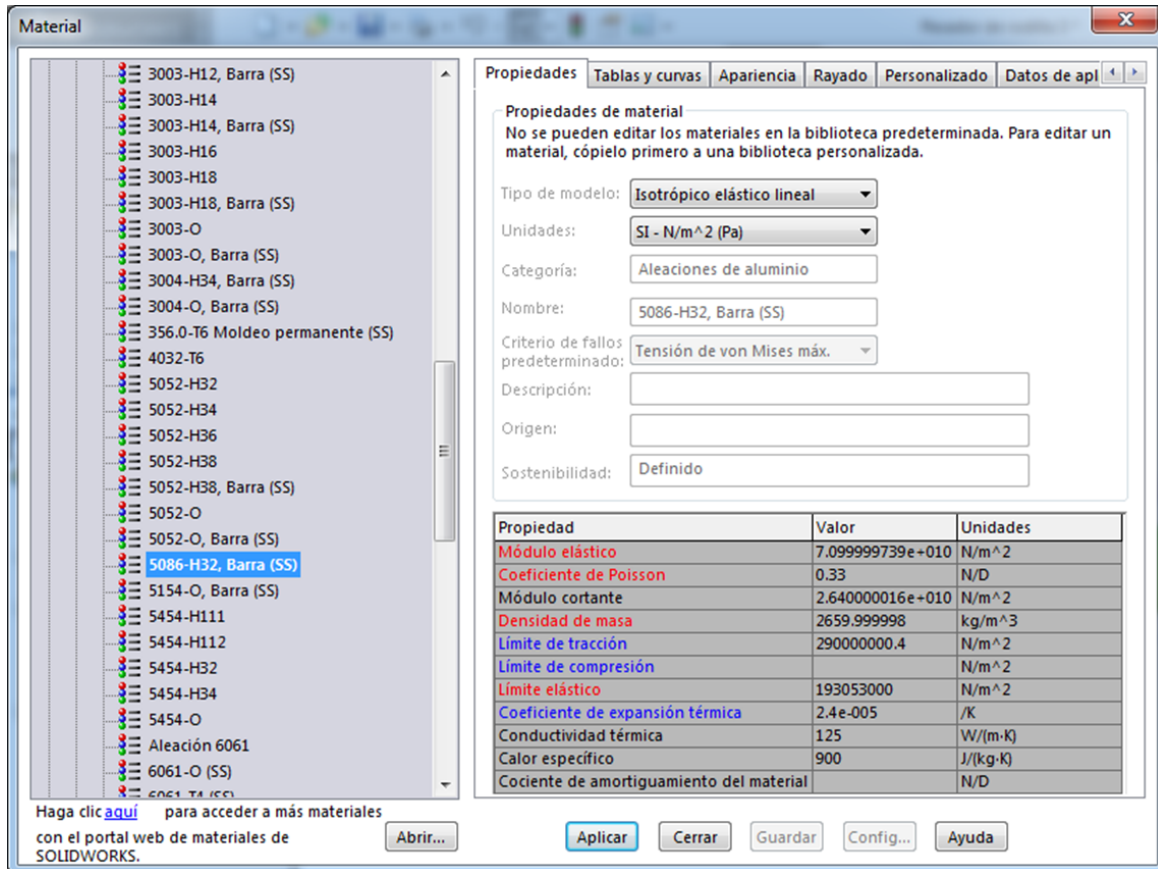


Ilustración 44: Listado de tipos de Aluminios en herramienta CAD-3D-SolidWorks Simulation
Fuente: elaboración propia

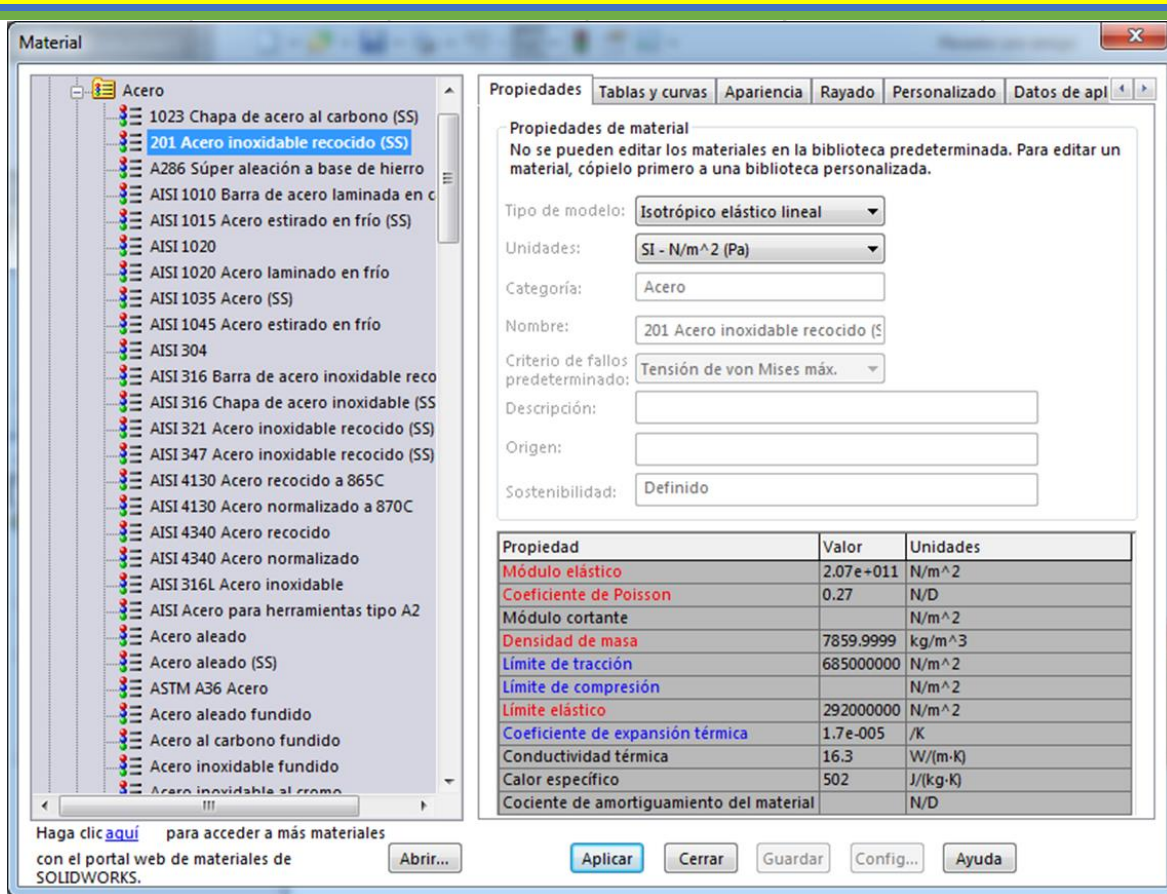


Ilustración 45: Listado de tipos de Aceros en herramienta CAD-3D-SolidWorks Simulation
Fuente: elaboración propia

Por medio de la herramienta CAD-3D “SolidWorks-Simulation 2015” se realizó un muestreo de los materiales encontrados en el listado, en el cual se obtuvo los materiales con menor densidad de la rama de aluminios y acero, siendo estos el aluminio 5086-H32 y el acero inoxidable recocido 201.

Para determinar que material será seleccionado en cada una de las piezas, ya sea aluminio 5086-H32 o el acero inoxidable recocido 201, se realizará una comparación de los dos materiales bajo unos criterios como se pueden mostrar a continuación:

CAPÍTULO IV REDISEÑO

Tabla 17: Leyenda de tablas comparativas
Fuente: Elaboración propia

Nombre de la pieza		Materiales a comparar		
Nombre de la pieza a simular.		Aluminio 5086-h32-ss		
Material				
Tipo de material aplicado en la simulación.				
Fuerza Aplicada (N)				
Peso de la persona modelo, siendo el individuo B.M se aplicará un peso de 80 kg F, es decir 785N.				
Análisis de deformación (Mpa)				
Tensión Von mises Máximo	Limite elástico	Densidad kg/m^3	Precio Por barra de 3 metros	
		2659,99	Precio \$	Precio Bs.S DICOM
			161 \$ (Precio obtenido de midweststeelsup ply.com)	10,033.52 Bs.S
Tensión máxima encontrada en la pieza durante la simulación.	Limite elástico máximo del material, si existe una medición por encima de este punto, quiere decir que en ese punto de la pieza que se encuentre el limite elástico, la pieza se romperá.	Acero inoxidable recocido 201		
				
Peso de pieza (Kg)	Volumen de pieza (m^3)			
Obtenido de la ecuación Peso= Densidad del material x Volumen	Volumen de la pieza denotado por la herramienta SolidWorks	Densidad kg/m^3	Precio Por barra de 3 metros	
		7859,99	Precio \$	Precio Bs.S DICOM
			668 \$ (Precio obtenido de midweststeelsup ply.com)	41,643.32 Bs.S

Dentro de las simulaciones de los dos materiales seleccionados, por medio del análisis de tensión Von Mises, se castigará cada una de las piezas del dispositivo con el esfuerzo máximo que puede ser sometido el sistema, siendo este el peso máximo obtenido de los pacientes en la Tabla 5: Datos de pacientes, y así, dando a entender, si cada uno de los componentes a estudiar pueden soportar dicha carga de manera independiente, el ensamblaje de estas soportará la carga aplicada, debido que, la fuerza será distribuida a lo largo del mecanismo.

$$FUERZA = MASA * GRAVEDAD$$

Ecuación 9: Ecuación de fuerza

$$FUERZA = 80 \text{ kg} * 9.81 \text{ m/s}^2$$

Teniendo como solución:

$$FUERZA = 784,8 \text{ N}$$

Redondeándolo a:

$$FUERZA = 785 \text{ N}$$

Luego de realizar las dos simulaciones, se procederá a descartar el material que no haya superado la prueba de esfuerzo mostrada en las tablas comparativas, de no haber ningún descarte, se elegirá el material bajo el criterio del menor peso y costo.

4.5.1 Comparación de materiales para la barra "a", barra de fémur

A continuación, se presentan las tablas comparativas para la barra "a" ubicada en el fémur:

Tabla 18: Simulación de Barra "a" en aluminio
Fuente: Elaboración propia

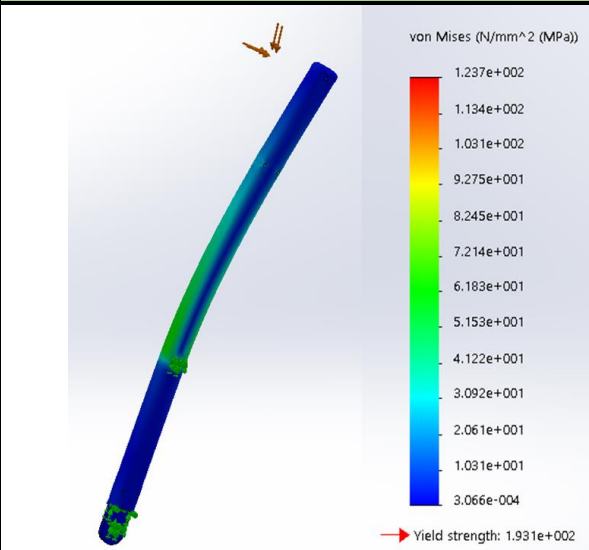
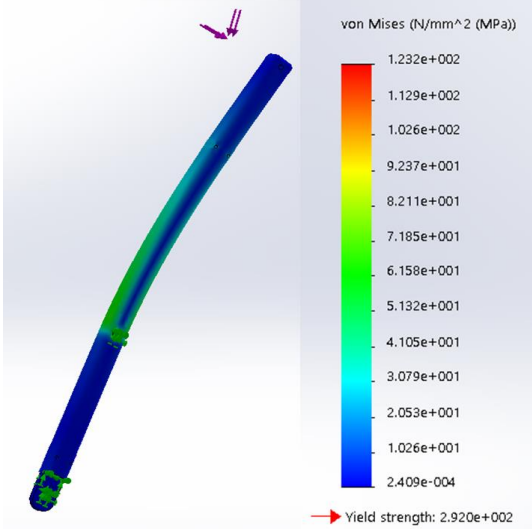
Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "a" (Femur)	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785 N	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	9.228*10	1.931*10^2
	Peso (Kg)	Volumen (m^3)
	0.872	3.27*10^-4

Tabla 19: Simulación de barra "a" con Acero inoxidable
Fuente: Elaboración propia

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "a" (Femur)	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	9.328*10	2.920*10 ²
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	2.57	3.27*10 ⁻⁴

Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

4.5.2 Comparación de materiales para la barra "b", barra de Tibia

A continuación, se presentan las tablas comparativas para la barra "b" ubicada en la tibia:

CAPÍTULO IV REDISEÑO

Tabla 20: Simulación de barra "b" con aluminio
Fuente: Elaboración propia

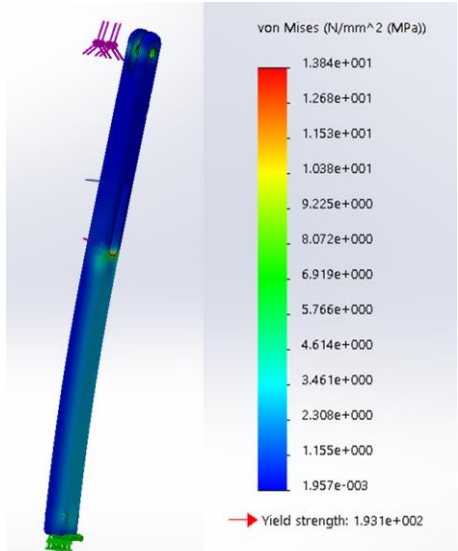
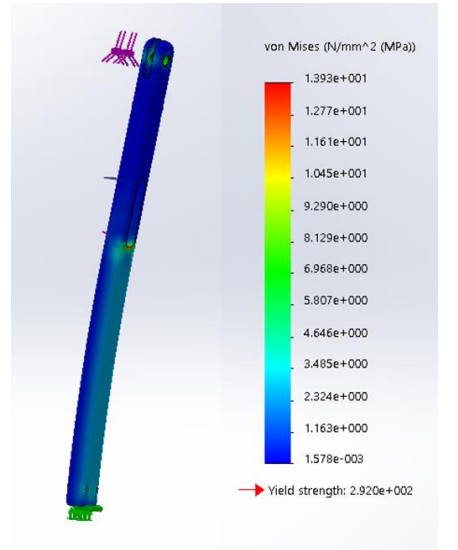
Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "b" (tibia)	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Limite elástico
	1.376*10	1.931*10 ²
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.64	2.4073*10 ⁻⁴

Tabla 21: Simulación de barra "b" con acero inoxidable
Fuente: Elaboración propia

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "b" (tibia)	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Limite elástico
	1.388*10	2.920*10 ²
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	1.89	2.4073*10 ⁻⁴

Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

4.5.3 Comparación de materiales para la barra "C", barra de soporte

A continuación, se presentan las tablas comparativas para la barra "b" ubicada en la tibia:

Tabla 22: Simulación de barra "c" con aluminio
Fuente: Elaboración propia

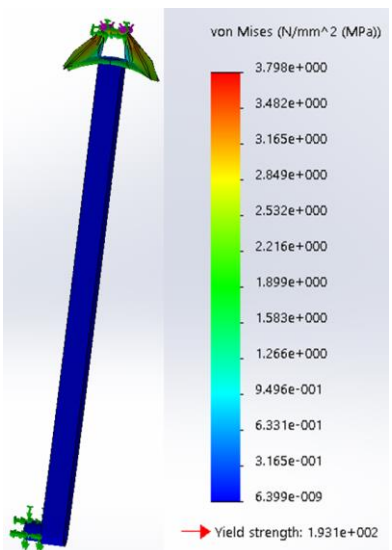
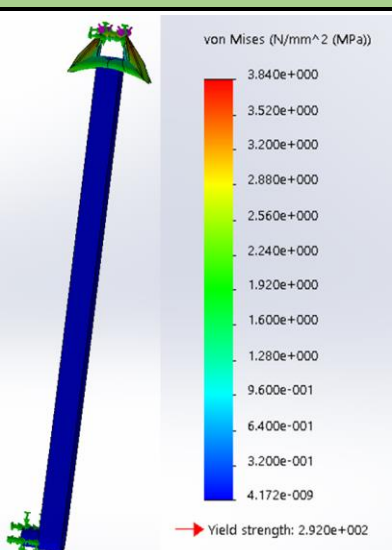
Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "c" (Bloqueo)	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Limite elástico
	3.798	$1.931 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.196	$0.737 \cdot 10^{-4}$

Tabla 23: Simulación de barra "c" bloqueo con acero inoxidable
Fuente: Elaboración propia

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "c" (Bloqueo)	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Limite elástico
	3.84	$2.920 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.579	$0.737 \cdot 10^{-4}$

Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M, no llegan al límite

elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

4.5.4 Comparación de materiales para la barra del "Pie-de-amigo"

A continuación, se presentan las tablas comparativas para la barra "Pie-de-amigo" ubicada en la parte interna de la barra "b":

Tabla 24: Simulación de barra "d" "pie-de-amigo" con aluminio
Fuente: Elaboración propia

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "d" "Pie-de-amigo"	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	7.833	$1.931 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.117	$0.44 \cdot 10^{-4}$

Tabla 25: Simulación de barra "d" "pie-de-amigo" con acero inoxidable
Fuente: Elaboración propia

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Barra "d" "Pie-de-amigo"	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	7.95	$2.920 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.345	$0.44 \cdot 10^{-4}$

Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

4.5.5 Análisis de esfuerzos de pasadores

Dentro de los pasadores se realizó la misma comparación utilizada con las barras de soporte mostradas anteriormente, dando como análisis de la simulación que los pasadores se encuentran por debajo del límite elástico para los dos materiales, por lo tanto, superan la prueba, para mayor detalle las simulaciones de esfuerzos pueden ser encontradas en la sección de anexos de Esfuerzo en pasadores.

4.5.6 Selección de material

A continuación, se presentará la tabla de pesos y costos de cada una de las piezas claves del dispositivo:

Tabla 26: Comparación de costos y peso
Fuente: Elaboración propia

Ensamble de dispositivo	Materiales						
	Aluminio 5086-h32-SS				Acero inoxidable recocido 201		
	Peso (kg)	Costo			Peso (kg)	Costo	
		Cantidad	Precio \$	Precio Bs.S		Cantidad	Precio \$ Precio Bs.S
2 Barra "a"	1,744	1 Barra de 1-1/2" x 1-1/2" de 3 metros	161 \$	10,033.52 Bs.S	5,14	1 Barra de 1-1/2" x 1-1/2" de 3 metros	668 \$ 41,643.32 Bs.S
2 Barra "b"	1,28				3,78		
2 Barra "c"	0,392				1,158		
2 Barra "pie-de-amigo"	0,234	1 barra circular de 3/4" de 1 metro	20 \$	1246.8 Bs.S	0,69	1 barra circular de 1" de 1,5 metros	20 \$ 1246.8 Bs.S
2 pasador de unión barra "a"-"c"	0,01				0,032		
2 pasador de articulación de rodilla	0,016				0,45		
2 pasador de union de lamina "b"-"	0,01				0,032		
Correas de velcro	0,136	Set de correas	12 \$	748 Bs.S	0,136	Set de correas	12 \$ 748 Bs.S
Tornillos de acero inoxidable	0,01	Set de tornillos	12 \$	748 Bs.S	0,01	Set de tornillos	12 \$ 748 Bs.S
Total	3,832	1 Barra de 3 metros de 1-1/2 x 1-1/2, 1 barra circular de 3/4" de 1 metros, correas de velcro, set de	205 \$	12,779.7 Bs.S	11,428	1 Barra de 3 metros de 1-1/2 x 1-1/2, 1 barra circular de 3/4" de 1 metros, correas de velcro, set de tornillos	712 \$ 44386.28 Bs.S

Como se muestra en la Tabla 26: Comparación de costos y peso, es recomendable utilizar el aluminio 5086-H32-SS debido a su bajo costo y peso, por lo tanto, la manufactura del rediseño será a base de este material.

4.5.7 Manufactura

Mediante una entrevista no estructurada con el Ing. Julián Aragort, Gerente de Producción de “ENSAMBLAJE LOS ALTOS”, se pudo concretar el proceso de manufactura que se implementara en cada una de las piezas del prototipo.

- BARRA “a”

El proceso de manufactura de la BARRA “a”, comienza con un corte en una barra de Aluminio 5086-H32 de perfil 1”1/2” x 1”1/2”, a través de una tronzadora; el cual es una máquina que contiene un disco que posee dientes, que gira con ciertas R.P.M. dependiendo del tipo de material y sus dimensiones, esto permite un corte en los materiales, por consiguiente él dará la longitud requerida, para luego pasar a una maquina CNC (control numérico computarizado) donde ella se encargará de realizar el proceso de remoción de material no deseado, las perforaciones, los chaflanes para eliminar las esquinas vivas, como también el proceso de rectificar todas las zonas tratadas. Las dimensiones de la BARRA “a” se puede consultar en el Anexo 17: Plano BARRA "a".

- BARRA “b”

El proceso de manufactura de la BARRA “b”, comienza con un corte en una barra de Aluminio 5086-H32 de perfil 1”1/2” x 1”1/2”, a través de una tronzadora, la cual dará la longitud requerida, luego se pasa por una sierra cinta vertical, la cual dará un mejor corte longitudinal en el medio del trozo obtenido anteriormente, para luego pasar cada trozo a una maquina CNC (control numérico computarizado) donde ella se encargará de realizar el proceso de remoción de material no deseado, las perforaciones, los chaflanes para eliminar las esquinas vivas, producir las ranuras, como también el proceso de escarear para rectificar todas las zonas tratadas, de esta manera vamos a obtener la BARRA “b” pero dividida en BARRA “b” posterior y BARRA “b” anterior, esto es debido por requerimiento del diseño del prototipo. Las dimensiones de la BARRA “b” tanto anterior como posterior se pueden consultar en los Anexo 18: Plano BARRA "b" Anterior y Anexo 19: Plano BARRA "b" Posterior respectivamente.

- BARRA “c”

El proceso de manufactura de la BARRA “c”, comienza con un corte en una barra de Aluminio 5086-H32 de perfil 1”1/2” x 1”1/2”, a través de una tronzadora, la cual dará la longitud requerida, luego se pasa por una sierra cinta vertical la cual va a producir dos cortes longitudinales en el trozo antes obtenido, para así obtener 4 barras, 2 de estas barras pasaran a una maquina CNC (control numérico computarizado) donde ella se encargará de realizar el proceso de remoción de material no deseado, las perforaciones, el redondeo, como también el proceso de rectificar aquellas zonas que lo requieran. También se necesita una barra de Aluminio 5086-H32 de diámetro 1”, la cual se someterá a un torno, para así obtener un niple de ella, este niple entrará a presión en un agujero, permitiendo así que la BARRA “c” tenga una extensión. Las dimensiones se pueden consultar en el Anexo 20: Plano BARRA “c”.

- BARRA “d”

El proceso de manufactura de la BARRA “d” comienza con un corte en una barra de Aluminio 5086-H32 de diámetro 3/4”, a través de una tronzadora, la cual dará la longitud requerida, para luego pasar a una maquina CNC (control numérico computarizado) donde ella se encargará de realizar el proceso de remoción de material no deseado, las perforaciones, el redondeo, como también el proceso de escarear para rectificar todas las zonas tratadas. Las dimensiones de la BARRA “d” se pueden consultar en el Anexo 21: Plano BARRA “d”.

- PASADORES

El proceso de manufactura de los pasadores “a-c”, “a-b” y “c-d” se necesita una barra de Aluminio 5086-H32 de diámetro 3/4”, la cual se someterá a un torno, para así obtener cada uno de los pasadores con sus dimensiones correspondientes. Las dimensiones de cada pasador se pueden consultar en los Anexo 22: Plano pasador “a-c”, Anexo 23: Plano pasador “a-b” y el Anexo 24: Plano pasador “c-d” respectivamente.

4.5.8 Ensamblaje

A continuación, se presentará los pasos que se tienen que seguir para el ensamblaje del dispositivo.

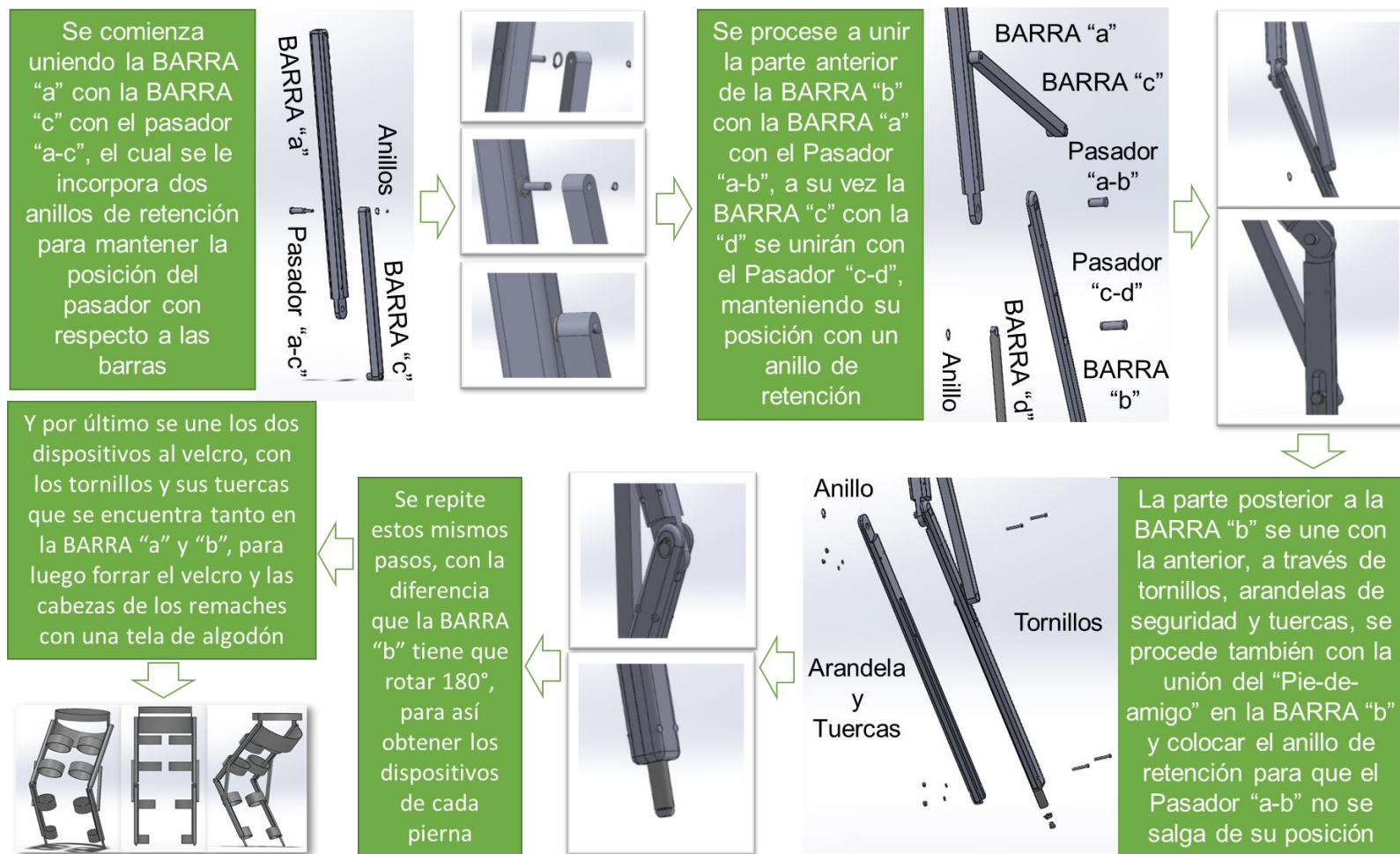


Ilustración 46: Ensamble
Fuente: Elaboración propia

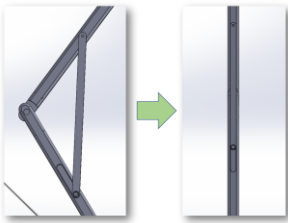
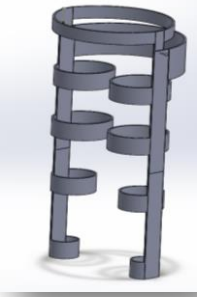
4.6 Objetivo 6: Analizar de la factibilidad técnica del dispositivo

Dentro de este objetivo se concreta la factibilidad del rediseño con base en los dispositivos auxiliares de distintas ramas priorizados dentro del mercado con el fin de cumplir los requerimientos necesarios para dar la solución al problema planteado. Para dicho análisis, se va a realizar una tabla de verificación de requerimientos junto con los mecanismos implementados para dar solución a estos.

Con base en la Tabla 8: Requerimientos mostrada en el objetivo 1 se realizará la verificación de los diversos requerimientos mostrados.

CAPÍTULO IV REDISEÑO

Tabla 27: Tabla de cumplimiento de requerimientos
Fuente: Elaboración propia

Requerimiento		Rediseño	Cumplimiento	cumple
A	El dispositivo entrará en una posición de bloqueo al llegar al ángulo estimado con el motivo de mantener una posición que le permita a los individuos establecer una bipedestación autónoma.		El sistema de bloqueo permite al individuo realizar bipedestación a un ángulo interno entre el fémur y la tibia de 115°, el cual no necesitará un ente externo sin considerar el dispositivo mostrado para realizar el levantamiento.	Sí 
B	La estructura del dispositivo se debe ubicar en los laterales de las piernas permitiendo su uso a todo momento incluso cuando el individuo este caminando.		El prototipo posee un sistema de velcros conectados con las barras ubicadas laterales a los miembros inferiores permitiéndole una movilidad sin limitación al realizar cualquier movilidad	Sí 
C	Se debe contar con un asiento ofreciéndole la comodidad al usuario de sentarse en el dispositivo a una posición adecuada la cual le permita levantarse sin problema alguno.		Dentro del sistema de velcro se encuentra una franja a nivel de los glúteos permitiendo un nivel de soporte y descanso al llegar al punto de bloqueo en la posición de la sedestación con el dispositivo	Sí 
D	En la posición de sentado, se debe contar con un mecanismo que mantenga al usuario en equilibrio evitando el vértigo o la caída del dispositivo, para ello, se debe ubicar una serie de “pie-de-amigo” en los laterales de la tibia los cuales ofrezcan mayor equilibrio y seguridad para el usuario.		Al momento de llegar a la posición de bloqueo en el dispositivo, el sistema de pie de amigo se posicionará en la superficie ejerciendo un punto de soporte al individuo, permitiéndole estabilidad y seguridad mientras se encuentra en la posición mencionada.	Sí 
E	Dentro del rediseño se debe contar con la condición ergonómica del usuario, para ello, se debe contar con un recubrimiento que se ajuste a la piel permitiéndole comodidad en el uso a la persona.		Dentro del rediseño, se seleccionó un sistema de velcro con base a la rama de ortesis obtenidas en el mercado, siendo esta ajustable en el cuerpo y sin generar puntos de presión que afecten la salud humana	Sí 

Con el cumplimiento de los requerimientos, a un bajo costo y peso, se puede concluir que el dispositivo a diseñar se considera apropiado para la manufactura y

pruebas con individuos con el fin de verificar la factibilidad que se está considerando, y, por lo tanto, dar solución al problema base de este estudio.

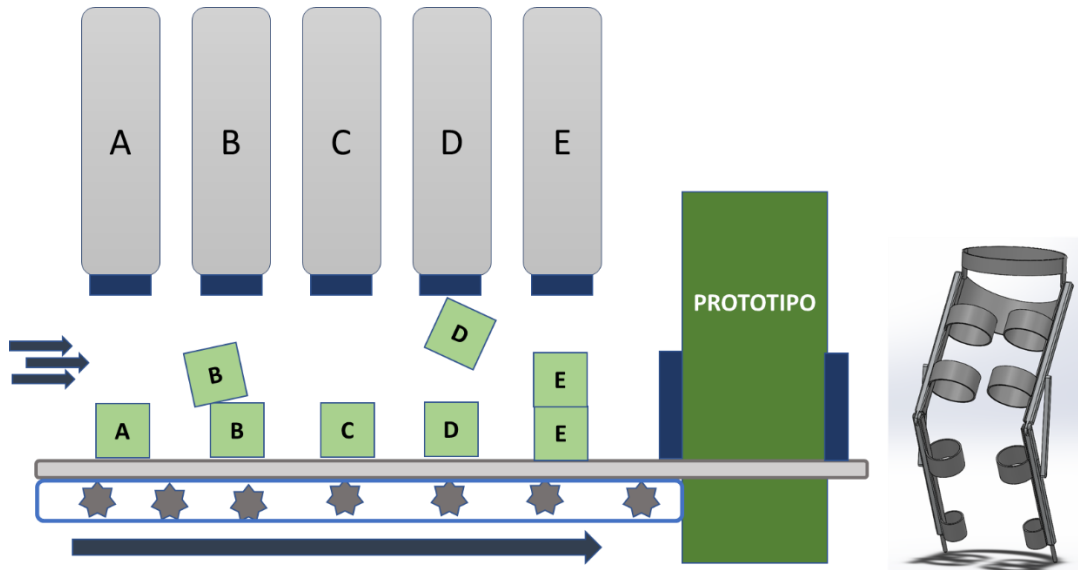


Ilustración 47: Producto de requerimientos
Fuente: Elaboración propia

Finalmente, se puede demostrar que, con el cumplimiento de todos los requerimientos obtenidos, queda finalmente que el dispositivo tendrá es aspecto de la Ilustración 48: Rediseño definitivo, para la manufactura.

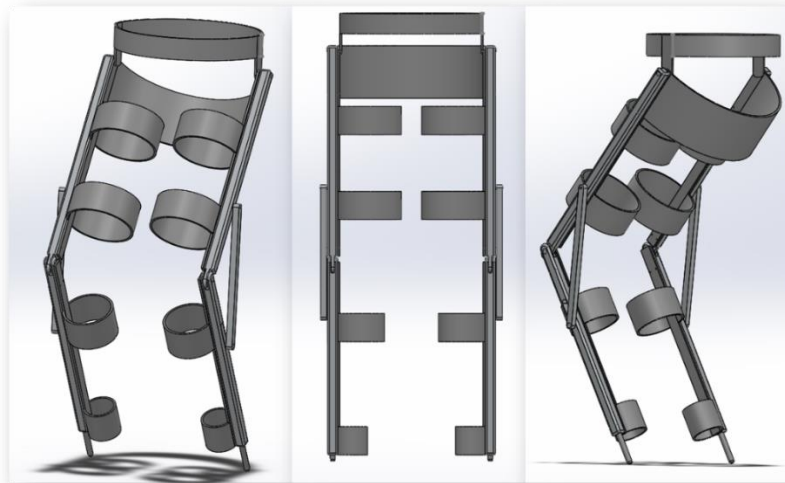


Ilustración 48: Rediseño definitivo
Fuente: Elaboración propia

Para visualización del dispositivo en un muñeco de prueba, ir al Anexo de Representación de levantamiento y bloqueo con “dummy (LARRY)”.

CAPÍTULO V

5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Esta sección se enfoca en el establecimiento de conclusiones y recomendaciones derivadas del estudio, en lo que respecta a la implementación del prototipo.

5.1 Conclusiones

Se obtuvieron los requerimientos para el rediseño mediante las limitaciones de los pacientes por medio de la observación directa, siendo estos:

Limitaciones:

- Los pacientes no poseen la suficiente fuerza para realizar bipedestación autónoma al estar sentados en una silla que forme un ángulo interno entre el fémur y la tibia de 90°

Requerimientos

- El dispositivo debe poseer un sistema de bloqueo
- La estructura del dispositivo debe ser lateral y paralelo a los miembros inferiores
- El Dispositivo debe poseer un asiento ofreciendo comodidad y estabilidad al usuario al estar en la posición de sentado

Se debe asegurar la estabilidad y seguridad de la persona mientras éste esté sentado sobre el dispositivo

- El mecanismo debe ser ergonómico y ajustable a los miembros del cuerpo

Se obtuvo una lista de dispositivos del mercado que poseen características que se ajustan a los requerimientos deseados.

Se evaluaron y seleccionaron los dispositivos de las ramas de exoesqueletos, ortesis y “pie-de-amigo”, que poseen el mayor número de requerimientos, los

CAPÍTULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

cuales fueron el “Chairless Chair”, “Hinged Knee ROM” y “In-Motion Articulating crutch tips” respectivamente.

Mediante los dispositivos seleccionados, se rediseñaron los componentes del prototipo, siendo estos el sistema de bloqueo, velcro y sistema de soporte de “pie-de-amigo”.

Se simuló y seleccionó el material más adecuado gracias a su peso y costo, siendo este, aluminio 5086- H32, y posteriormente, se describió la manufactura de cada una de las piezas del dispositivo y el ensamblaje de este.

Se verificaron los cumplimientos de cada uno de los requerimientos y se analizó la factibilidad del dispositivo al este cumplir con cada uno de ellos. Resultando que el objeto de investigación del presente trabajo sea factible funcionalmente y técnicamente.

5.2 Recomendaciones

A continuación, se presentan una serie de recomendaciones y propuestas con finalidad de mejorar y optimizar el mecanismo.

- Se recomienda realizar un trabajo de grado, con el objetivo de realizar una variante del dispositivo, permitiendo el uso del dispositivo dentro de la vestimenta de los usuarios.
- Se recomienda a la escuela de ingeniería industrial de la Universidad Católica Andrés Bello, promover la búsqueda de inversiones por medio del estado para desarrollo e implementación del presente trabajo de grado
- Se recomienda un trabajo de grado, el cual realice una investigación para un acople o incorporación al dispositivo, de un arnés, que permita una postura erguida y ergonómica al usuario.

CAPÍTULO V CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Se recomienda un trabajo de grado, con el principal objetivo de implementar el diseño de sistemas productivos y auxiliares al prototipo realizado en este trabajo de grado

BIBLIOGRAFÍA

6 Bibliografía

- Amaia Ilzarbe Andres. (2014). ANÁLISIS DINÁMICO DE LAS FUERZAS DE CONTACTO ORTESISPIERNA MEDIANTE UN MODELO BIOMECÁNICO TRIDIMENSIONAL. En A. I. Andrés, *ANÁLISIS DINÁMICO DE LAS FUERZAS DE CONTACTO ORTESISPIERNA MEDIANTE UN MODELO BIOMECÁNICO TRIDIMENSIONAL* (pág. 92). Barcelona.
- ArteyDiscapacidad. (2016). *ArteyDiscapacidad*. Obtenido de <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/10/ortesis-de-miembros-inferiores.pdf>
- Asociacion Profesional de Terapeutas ocupacionales de Canarias APTOCA. (2014). *aptoca.org*. Obtenido de <https://aptoca.org/terapia-ocupacional/funciones/ortesis/>
- Be-Brain.org. (s.f.). *be brain*. Obtenido de [be brain: http://bebrainid.wixsite.com/bebrain/clulas-nerviosas](http://bebrainid.wixsite.com/bebrain/clulas-nerviosas)
- Bellizza, D. M. (14 de marzo de 2016). <https://www.academia.edu/>. Obtenido de <https://www.academia.edu/>
- Bethany. (13 de mayo de 2017). *Scan2CAD*. Obtenido de <https://www.scan2cad.com/cad/how-engineers-use-cad/#cad-software>
- CCM. (23 de noviembre de 2017). *CCM*. Obtenido de <https://es.ccm.net/contents/66-introduccion-a-las-bases-de-datos>
- Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades (CDC). (3 de agos de 2018). *CDC*. Obtenido de CDC: <https://www.cdc.gov/Spanish/>
- Clasificacion Internacional de ayudas Tecnicas ISO 9999. (s.f.). *ISO.org*. Obtenido de <https://www.iso.org/standard/60547.html>
- Cyberdyne. (2018). *Cyberdyne*. Obtenido de <https://www.cyberdyne.jp/english/>
- Ferrero, R. (26 de Septiembre de 2017). *Maxima Formación* . Obtenido de https://www.google.co.ve/search?q=que+es+una+estadistica&rlz=1C1NHXL_esVE806VE806&tbas=0&source=Int&tbs=qdr:y&sa=X&ved=0ahUKEwj3897pmNDdAhVtx1kKHeH7CqAQpwUllw&biw=1280&bih=689

BIBLIOGRAFÍA

- Fetterman. (2018). *Fetterman-Crutches*. Obtenido de <https://fetterman-crutches.com/products/tornado-rt-rain-tips>
- Fleming. (2018). *Fleming-sa.com*. Obtenido de <http://www.fleming-sa.com/index.php/ortopedia>
- GILA. (2018). *GILA Hagamos comunidad por la ELA*. Obtenido de www.ela.org.mx
- GlobaltherapMAK. (22 de Mayo de 2018). Entrevista de estadísticas manejadas en la organización. (M. F. Goncalvez, Entrevistador)
- INE-IMERSO-FUNDACION ONCE. (1999). *http://www.imerso.es/imerso_01/index.htm*. Obtenido de <http://sid.usal.es/idocs/F8/FDO7213/ELA.pdf>
- Martínez, C. (25 de septiembre de 2017). *Lifeder*. Obtenido de <https://www.lifeder.com/observacion-directa/>
- Mesel Medical Service Life. (s.f.). *Mesel Medical Service Life*. Obtenido de <http://www.meselequipomedico.com/producto/baston-con-asiento/>
- midweststeelsupply. (2018). Obtenido de <https://www.midweststeelsupply.com/store/6061aluminumroundbar>
- Muebles médicos MAYA. (s.f.). *Muebles médicos MAYA*. Obtenido de <https://www.muebles-medicos.com.mx/equipo-para-ortopedia-y-rehabilitacion-bastones-caminadoras-andaderas-sillas-de-ruedas-collarines.html>
- Muebles Médicos Multimedia. (s.f.). *Muebles Médicos Multimedia*. Obtenido de <https://www.mueblesmedicosmmc.com.mx/muebles-ortopedicos-sillas-de-ruedas-muletas-bastones-caminadoras-equipo-de-ortopedia-y-rehabilitacion.html>
- Noonee. (s.f.). *Noonee.com*. Obtenido de <https://www.noonee.com/en/>
- Noticias.Universia.cr. (04 de septiembre de 2017). *Noticias.Universia.cr*. Obtenido de <http://noticias.universia.cr/educacion/noticia/2017/09/04/1155475/tipos-investigacion-descriptiva-exploratoria-explicativa.html>

BIBLIOGRAFÍA

- Orliman. (s.f.). *Orliman.com*. Obtenido de <http://www.orliman.com/producto/ortesis-de-rodilla-regulable-con-bloqueo-4-bandas-estrechas-4-cinchas/>
- ORTOPEDIA MIMAS. (s.f.). *ORTOPEDIA MIMAS*. Obtenido de <https://www.ortopediamimas.com/ayudas-a-la-marcha/muletas-ortopedicas-regulables/231-muleta-de-apoyo-antebrazo.html>
- Prensa SAHUM. (22 de junio de 2016). *sahum.gob.ve*. Obtenido de <http://www.sahum.gob.ve/18664-la-esclerosis-lateral-amiotrofica-ela-afecta-mas-a-hombres-segun-especialista-del-sahum/>
- Ramirez, J. (12 de octubre de 2017). *Lifeder*. Obtenido de <https://www.lifeder.com/tipos-tesis-investigacion/>
- Robles, F. (12 de octubre de 2017). *Lifeder*. Obtenido de <https://www.lifeder.com/tipos-tesis-investigacion/>
- runa. (21 de diciembre de 2017). *runa*. Obtenido de <https://runahr.com/recursos/hr-management/cuales-son-los-tipos-de-entrevistas-de-trabajo/>
- Salusplay. (09 de Agosto de 2018). *Salusplay*. Obtenido de <https://www.salusplay.com/blog/investigacion-mixta/>
- SCRIBD. (4 de agosto de 2018). *SCRIB*. Obtenido de <https://es.scribd.com/doc/139565821/Cual-es-la-morfologia-y-funcion-de-la-medula-espinal>
- SuitX. (2018). *www.Suitx.com*. Obtenido de <http://www.suitx.com/phoenix-medical-exoskeleton-europe>
- TiTi. (18 de mayo de 2018). *TiTi*. Obtenido de <https://infotiti.com/2018/05/enfermedades-de-la-motoneurona/>
- VitalityMedical. (2018). <https://www.vitalitymedical.com/millennial-replacement-crutch-tips.html>. Obtenido de <https://www.vitalitymedical.com/millennial-replacement-crutch-tips.html>

ANEXOS

ANEXOS

ANEXOS

6.1 Informaciones adicionales

6.1.1 Esfuerzo en pasadores

- Comparación de materiales en pasador unión lamina "a"- "c"

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador unión de lamina "a"- "c"	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785 N	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	3.733	$1.931 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	$5 \cdot 10^{-3}$	$0.0205 \cdot 10^{-4}$

Anexo 1: Simulación de esfuerzo en pasador unión lamina "a"- "c" con aluminio

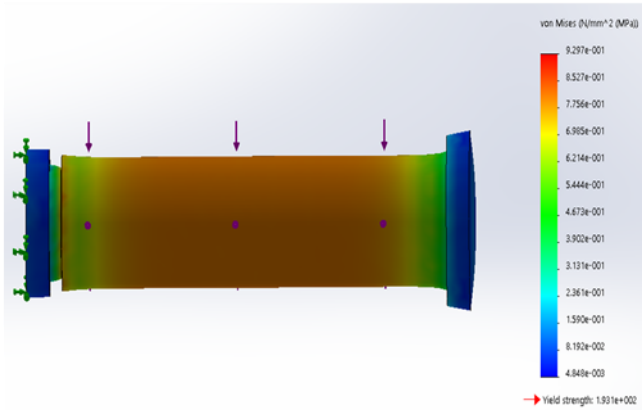
Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador unión de lamina "a"- "c"	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	3.756	$2.920 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.016	$0.0205 \cdot 10^{-4}$

Anexo 2: Simulación de esfuerzo de pasador unión lamina "a"- "c" con acero inoxidable

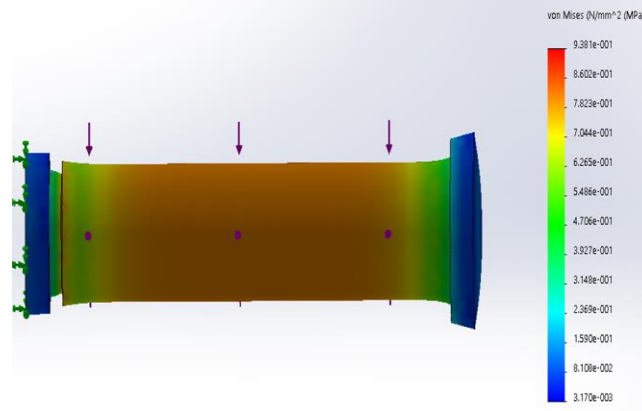
Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M*, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

ANEXOS

- Comparación de materiales en pasador unión lamina "c"- "d"

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador unión de barra "c"- "d"	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
9.297*10		1.931*10 ²
Peso (Kg)		Volumen m ³
8*10 ⁻³		0.0287*10 ⁻⁴

Anexo 3: Simulación de esfuerzo en pasador unión lamina "c"- "d" con aluminio

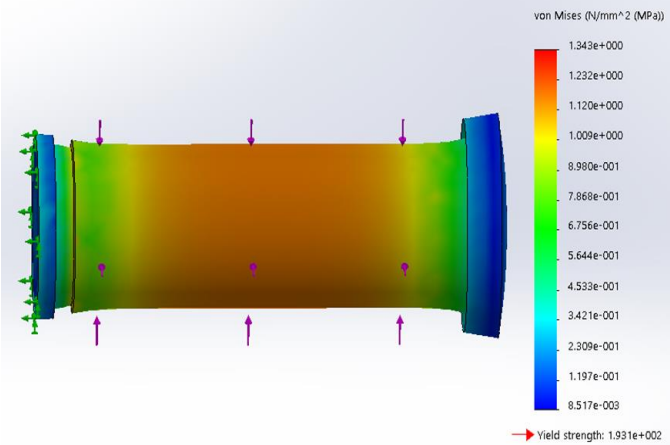
Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador unión de barra "c"- "d"	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
9.381*10		2.920*10 ²
Peso (Kg)		Volumen m ³
0.225		0.0287*10 ⁻⁴

Anexo 4: Simulación de esfuerzo en pasador unión lamina "c"- "d" con acero inoxidable

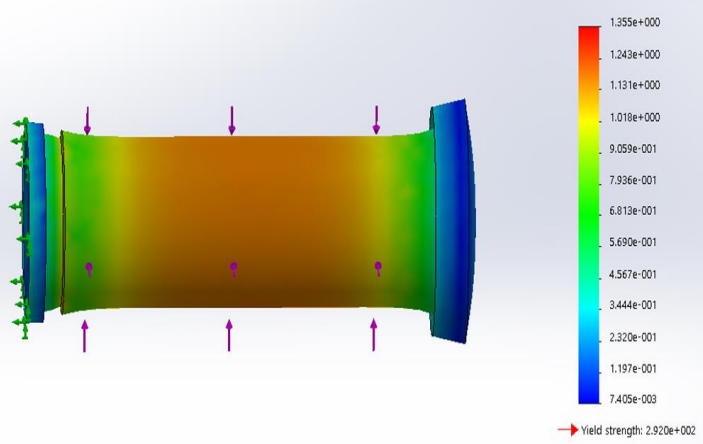
Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M*, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

- Comparación de materiales pasador de articulación de la rodilla"

ANEXOS

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador de articulación de rodilla	
	Material	
	Aluminio 5086-H32-SS	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	1.343	$1.931 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	$5 \cdot 10^{-3}$	$0.0205 \cdot 10^{-4}$

Anexo 5: Simulación de esfuerzo en pasador de articulación de rodilla con aluminio

Ilustración	Nombre de la pieza	
	Pasador de articulación de rodilla	
	Material	
	Acero inoxidable recocido 201	
	Fuerza Aplicada (N)	
	785	
	Análisis de deformación (Mpa)	
	Tensión Von mises Máximo	Límite elástico
	1.355	$2.920 \cdot 10^2$
	Peso (Kg)	Volumen m ³
	0.016	$0.0205 \cdot 10^{-4}$

Anexo 6: Simulación de esfuerzo en pasador de articulación de rodilla con acero inoxidable

Con base en las simulaciones mostradas, los dos materiales al ser sometidos a una fuerza de 785 N conocida como el peso del individuo B.M*, no llegan al límite elástico o punto de quiebre, por lo tanto, no se descarta ninguno de los dos materiales en términos de esfuerzo.

ANEXOS

6.1.2 Composición del Aluminio 5086-H32

Composición de aluminio		
Productos	Chapa	
	Placas	
	Barras	
Tratamientos térmicos	Recocidos: 30 Min a 2 horas a 340 °c-380°C	
Tipos de soldadura a aplicar con este material	A la llama	
	Bajo arco argón	
	Por resistencia eléctrica	
	Braseado	
Embutición	Por expansión solo en estado H34	
	Embutición profunda solo en estado H34	
Mecanización	Fragmentación de Viruta solo en estado H34	
	Brillo de superficie solo en estado H34	
Anodizado	De protección	
	Decorativo	
	Anonizado duro	
Composición Química	Elemento	%
	Si	0,40
	Fe	0,50
	Cu	0,10
	Mn	0,70
	Mg	3,50
	Cr	0,05
	Zn	0,25
	Ti	0,15
	Otros	0,15
	Al	Resto
Propiedades Mecánicas	Propiedades	Valor
	Carga de rotura Rm N/mm2	330,00
	Limite Elástico Rp 0.2 N/mm2	250,00
	Alargamiento 5,65 V So	8,00
	Resistencia de la cizalladura N/ mm2	190,00
	Dureza Brinell (HB)	86,00
Propiedades Físicas	Propiedades	Valor
	Modulo elástico N/mm2	71,00
	Peso específico Gms/cm3	2,70
	Temperatura de fusión	585-642
	Coefficiente de dilatación lineal	23'9
	Conductividad térmica w/m °C	126
	Resistencia eléctrica Micro Ohm Cm	5'6
	Potencial de disolución V.	0'86

Anexo 7: Composición del Aluminio 5086-H32

ANEXOS

6.1.3 Entrevistas

Fecha: 6/03/2018

Asunto: Primera reunión con Fisioterapeutas de (GlobaltherapMAK, 2018)

Ubicación: Centro Comercial Multiplaza Paraíso, Nivel Empresarial II. Urb El Paraíso. Nivel Empresarial II. Oficinas E2-26A Y E2-26B Caracas-Venezuela.

Tipo de entrevista: No estructurada

- Se realizó la primera reunión con los fisioterapeutas los cuales nos expresaron el principal problema de una parte de población de pacientes.
- Las enfermedades encontradas en los pacientes fue Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) y Poliomielitis (POLIO), siendo estas las principales causas de la disminución de fuerza en miembros inferiores en los pacientes.
- 3 de 4 pacientes dentro del consultorio posee ELA la cual no existe ninguna cura o tratamiento actualmente, solo ejercicios y medicinas que ralentizan los efectos de la enfermedad
- Promedio de edad de personas afectadas por ELA, 60-70 años
- Los principales indicios de la enfermedad ELA son la pérdida de fuerza, movilidad y caídas constantes
- 1 de cada 100.000 personas es afectada con enfermedades neurodegenerativas como la ELA
- Los pacientes tratados actualmente con enfermedades que afecten la disminución de fuerza en miembros inferiores en el consultorio son B.M (ELA), J.T (ELA) y C.M (POLIO).
- Los fisioterapeutas expresaron de parte de sus pacientes como sugerencia del prototipo de ser usado dentro de la ropa.

ANEXOS



Anexo 8: Primer Encuentro con fisioterapeutas de (GlobaltherapMAK, 2018)

ANEXOS



Anexo 9: Fisioterapeutas encargados del tratado de pacientes en (GlobaltherapMAK, 2018)

ANEXOS

Fecha: 8/03/2018

Asunto: Segunda reunión con Fisioterapeutas de (GlobaltherapMAK, 2018)

Ubicación: Centro Comercial Multiplaza Paraíso, Nivel Empresarial II. Urb El Paraíso. Nivel Empresarial II. Oficinas E2-26A Y E2-26B Caracas-Venezuela.

Tipo de entrevista: No estructurada

- Reunión directa con los pacientes B.M y J.T, se observó sus patologías y las distintas maneras que afecta la misma enfermedad de diferente manera en los dos pacientes, B.M posee una discapacidad en el habla, disminución de fuerza, pero logra mantener su peso y contextura, por otro lado, J.T posee una gran pérdida muscular en todo el cuerpo y la dificultad de realizar bipedestación es mucho mayor en comparación de B.M.
- Se tomaron las medidas corporales de B.M y J.T, altura, peso y Largo de las extremidades
- Fisioterapeutas nos hacen referencia a un dispositivo que podría ser de ayuda para la investigación denominado como "*Chairless Chair*".

ANEXOS



Anexo 10: Dispositivo de ejercitación

ANEXOS



Anexo 11: dispositivo de ejercitación 2

ANEXOS

Fecha: 12/03/2018

Asunto: Visita a la unidad de hemiplejia y laboratorio de manufactura de muletas, andaderas y prótesis del hospital Pérez Carreño

Ubicación: Hospital Pérez Carreño, Caracas, urbanización la Yaguara, Parroquia El Paraíso

Tipo de entrevista: No estructurada

- Se visitaron a los fisioterapeutas encargados del área de Hemiplejia del Pérez Carreño
- La enfermedad paraliza la mitad del cuerpo de la persona
- Las personas realizan ejercicios en las áreas afectadas mientras recuperan la movilidad de las articulaciones
- Su causa principal es por un gran impacto causante de traumatismo y su tasa de mortalidad es mucho menor que la ELA
- No se permitió la toma de fotografías en estas áreas
- Se observaron los diversos ejercicios aplicados en los pacientes
- Observación de muletas y otros dispositivos de apoyo para estos tipos de pacientes
- Visita a laboratorio de manufactura de muletas y prótesis del hospital
- Material de manufactura de prótesis: polímeros, copolímeros

ANEXOS

Fecha: 15/03/2018

Asunto: Experimentos de levantamiento con los pacientes de (GlobaltherapMAK, 2018)

Ubicación: Centro Comercial Multiplaza Paraíso, Nivel Empresarial II. Urb El Paraíso. Nivel Empresarial II. Oficinas E2-26A Y E2-26B Caracas-Venezuela.

Tipo de entrevista: No estructurada

- Se observó nuevamente los ejercicios diarios de los pacientes
- Se le pidió a la paciente B.M levantarse y sentarse desde una silla baja de una altura de 44 cm con el propósito de grabar su respuesta corporal en esa situación planteada
- Se observó que la paciente posee una gran dificultad para levantarse desde esa altura y se considera que uno de los principales problemas que poseen es en las articulaciones de las rodillas que no poseen la suficiente fuerza en estas áreas como para poder levantar su propio peso desde este ángulo, por lo tanto, necesitan de una segunda persona para poder ponerse de pie, al igual que sentarse.
- Se le pidió nuevamente a la paciente B.M el levantamiento y sentado de la silla, pero desde una silla más alta con una altura de 56 cm
- La paciente logra levantarse sin problemas desde esa altura y se toma en consideración nuevamente el ángulo interno entre el fémur y la tibia el cual permite tener mayor fuerza de estos miembros a un ángulo mayor.

ANEXOS

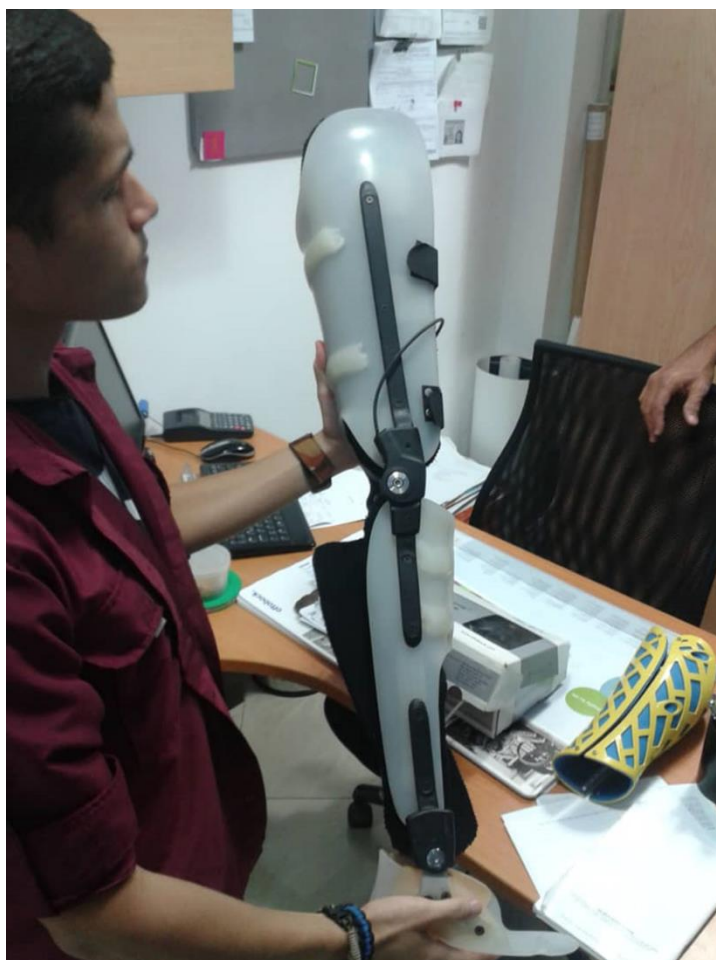
Fecha: 17/04/2018

Asunto: Visita al centro de ortopedia Biotecpro CA para discapacitados

Ubicación: Av. Boyacá Centro comercial Parque La india Nivel PB local 10
Urbanización Paraíso, Caracas

Tipo de entrevista: No estructurada

- Se observaron los tipos de órtesis y prótesis usados dentro del recinto
- Se observó y tomó en consideración las estructuras de las ortesis
- Ciertas ortesis, muletas y otros sistemas de apoyo como andaderas están hechos de duraluminio o acero



Anexo 12: Inspección de ortesis encontradas en el establecimiento

ANEXOS



Anexo 13: Chequeo de conexiones y materiales de órtesis en el establecimiento

ANEXOS

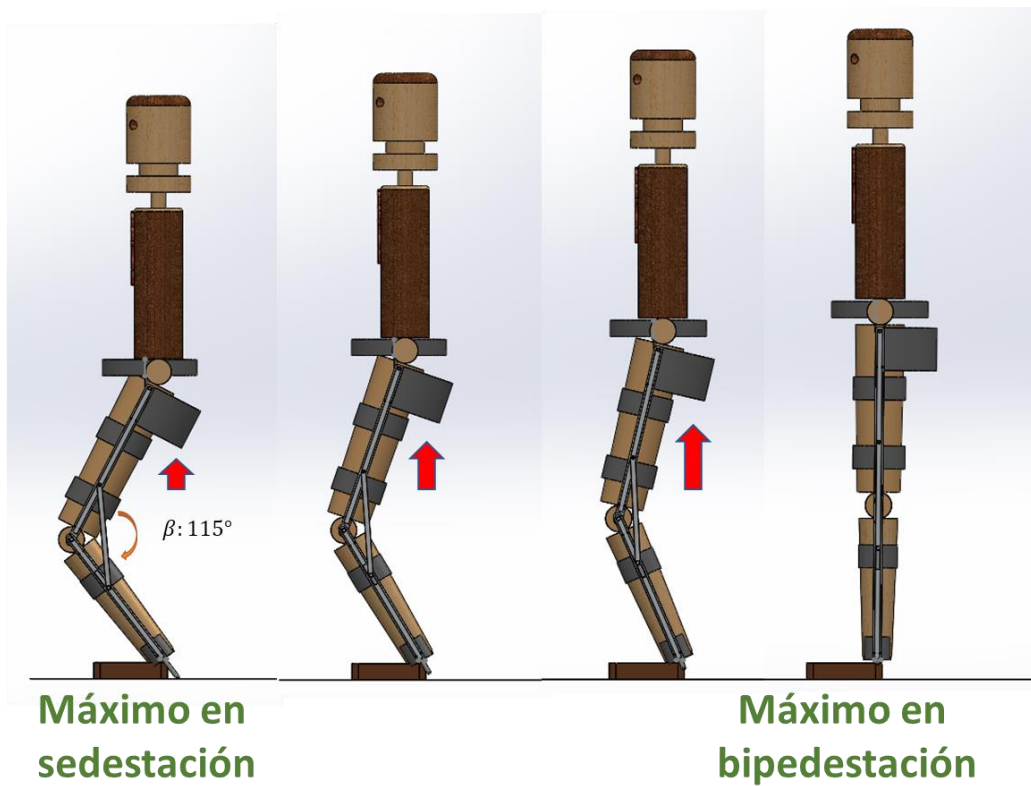
6.1.4 Extractos de la clasificación internacional de ayudas técnicas ISO-9999

- **(0612) SISTEMAS ORTÉSICOS DE MIEMBROS INFERIORES** Un órtesis del miembro inferior está constituida por una serie de componentes compatibles, generalmente elaborados por un mismo fabricante, que puede complementarse con elementos fabricados a medida para realizar diferentes órtesis.
 - **(061203) Órtesis de pié** Incluido plantillas y correctores de zapatos
 - **(061206) Órtesis de pie y tobillo** Órtesis que abarcan la articulación del tobillo y el pie (parcial o completo)
 - **(061209) Órtesis de rodilla** Órtesis que abarcan la articulación de la rodilla
 - **(061212) Órtesis de rodilla, tobillo y pie** Órtesis que abarcan la rodilla, la articulación del tobillo y el pie
 - **(061215) Órtesis de cadera** Órtesis que abarcan la articulación de la cadera; órtesis de abducción incluidas
 - **(061216) Órtesis de cadera y rodilla** Órtesis que abarcan la cadera y la articulación de la rodilla
 - **(061218) Órtesis de cadera, rodilla, tobillo y pie** Órtesis que abarcan la cadera, la rodilla, la articulación del tobillo y el pie
 - **(061221) Articulaciones de tobillo** Articulaciones de órtesis usadas como componentes de órtesis del miembro inferior
 - **(061224) Articulaciones de rodilla** Articulaciones de órtesis usadas como componentes de órtesis del miembro inferior
 - **(061227) Articulaciones de cadera** Articulaciones de órtesis usadas como componentes de órtesis del miembro inferior

Anexo 14: Extracto de sistemas ortésicos inferiores de (Clasificación Internacional de ayudas Técnicas ISO 9999, s.f.)

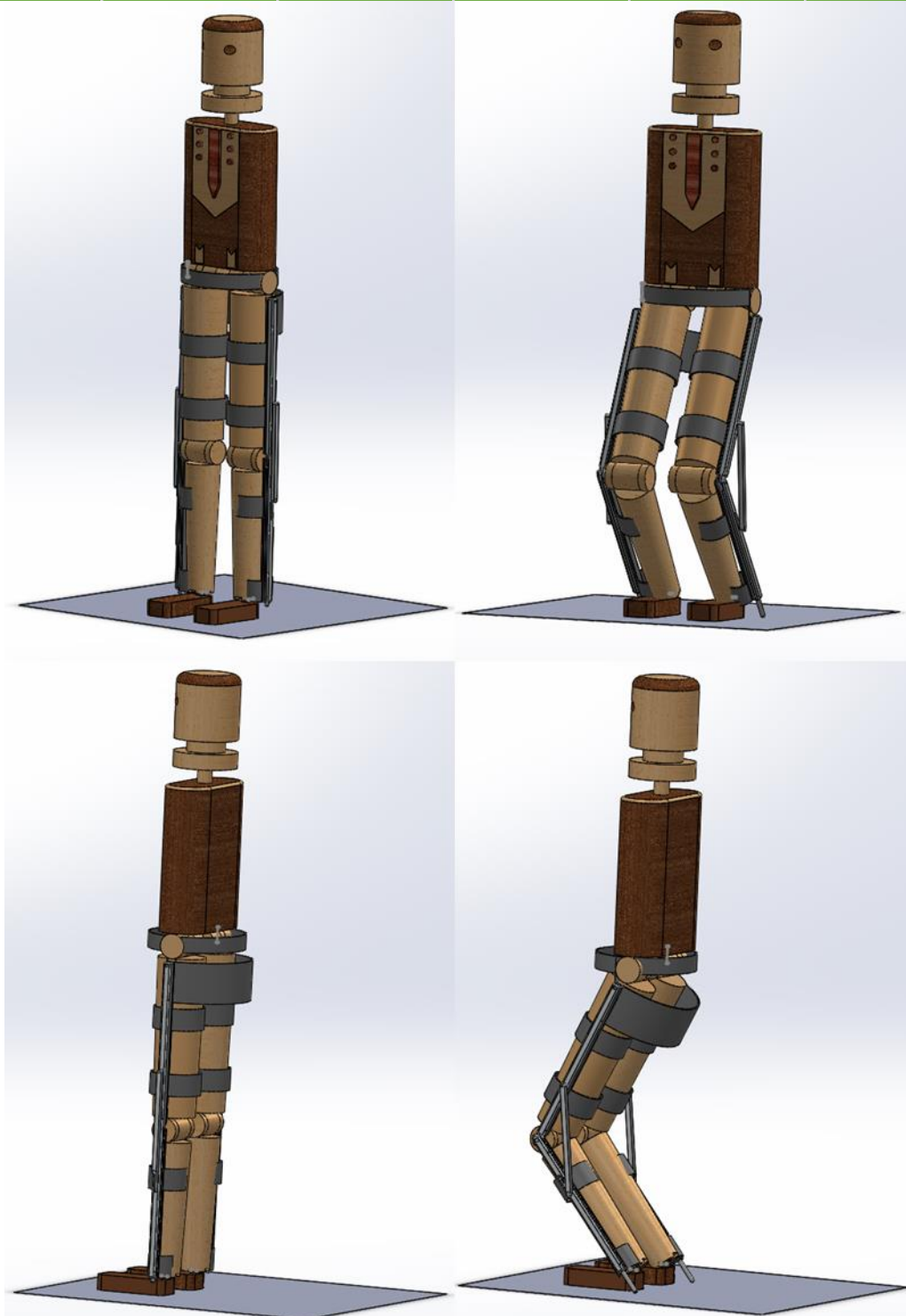
ANEXOS

6.1.5 Representación de levantamiento y bloqueo con "dummy (LARRY)"



Anexo 15: Representación de levantamiento y bloqueo con "Dummy (LARRY)"

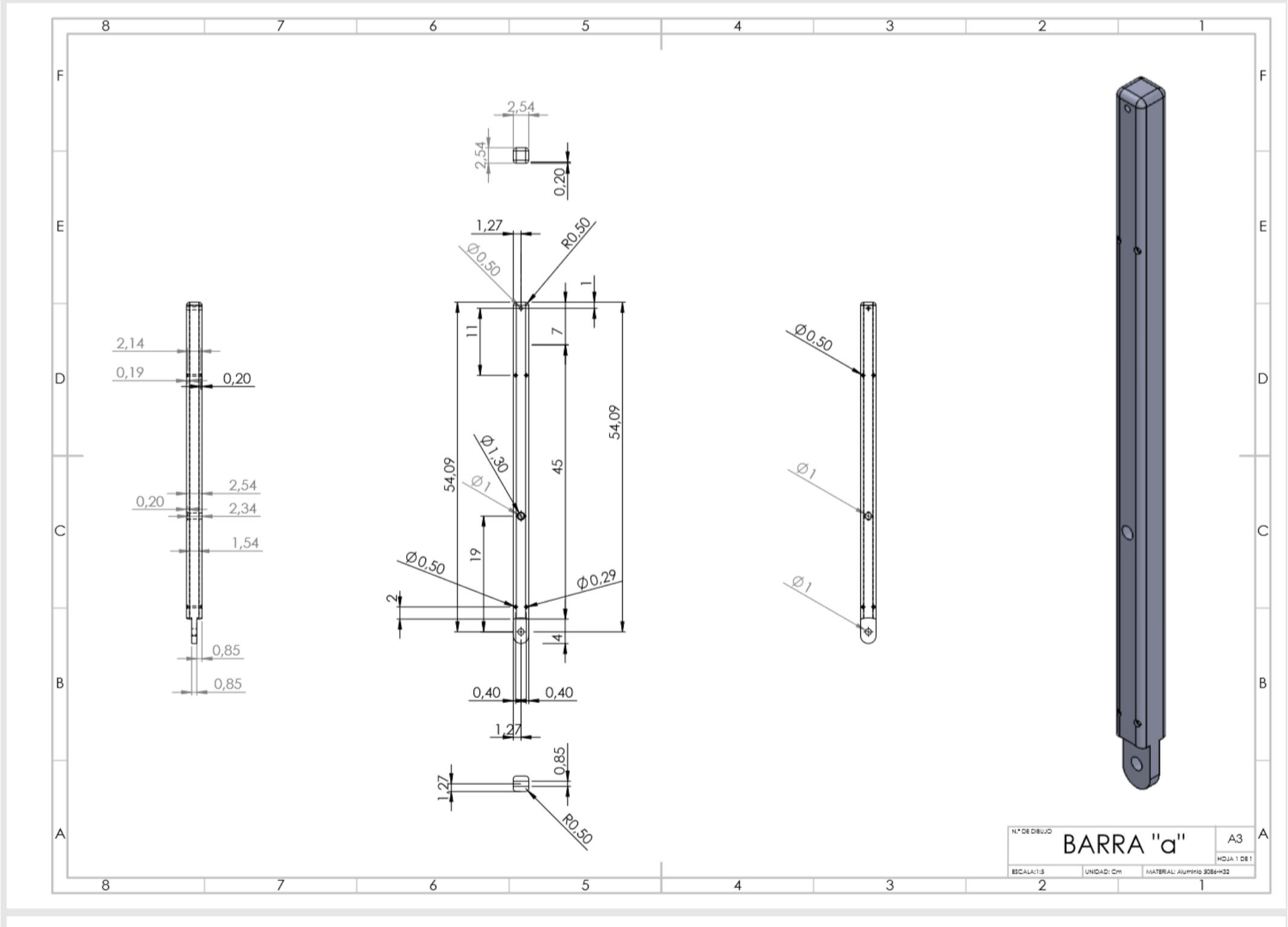
ANEXOS



Anexo 16: Vistas isométricas del dispositivo con "Dummy (LARRY)"

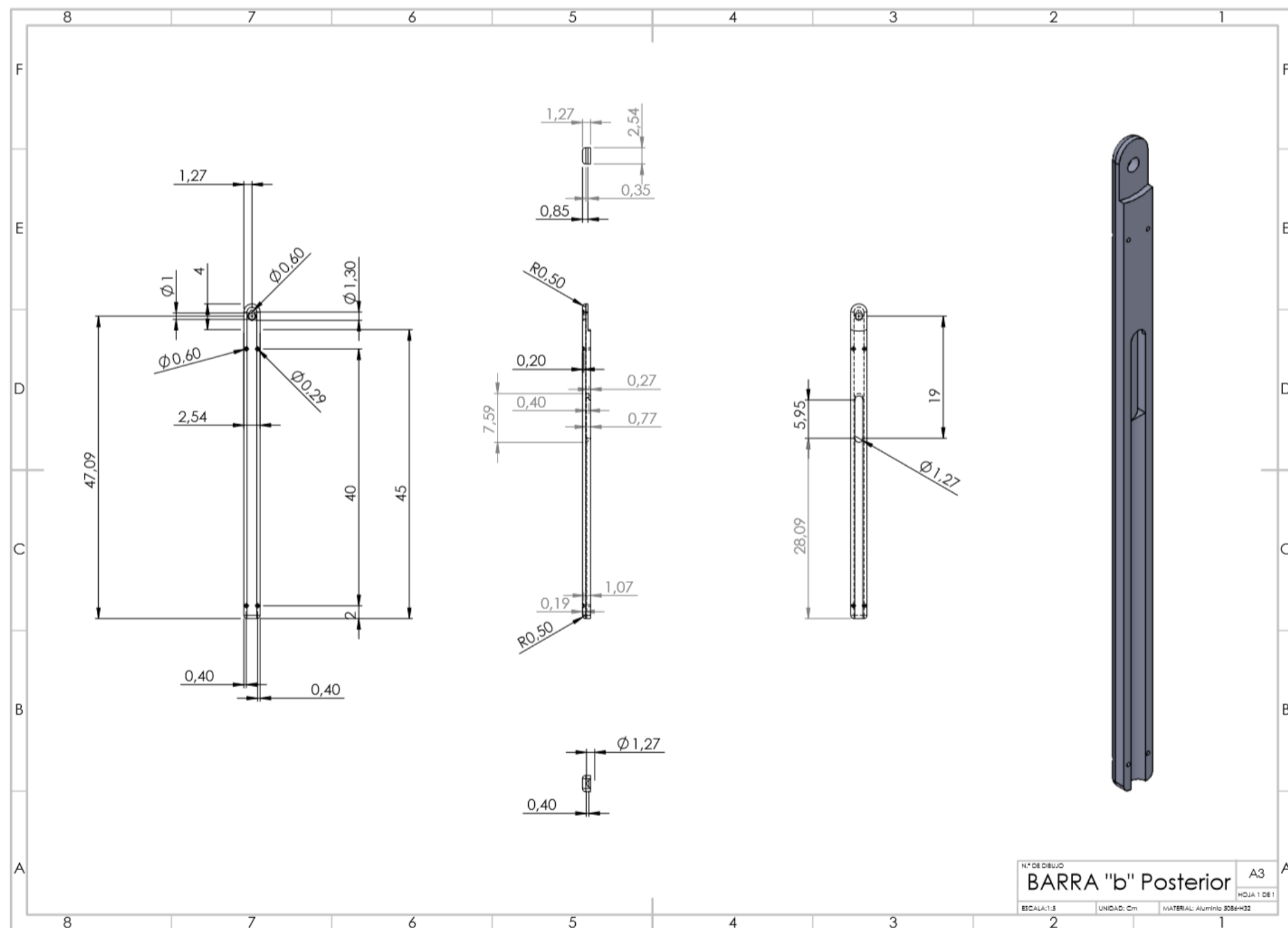
6.1.6 Planos de piezas del dispositivo

ANEXOS



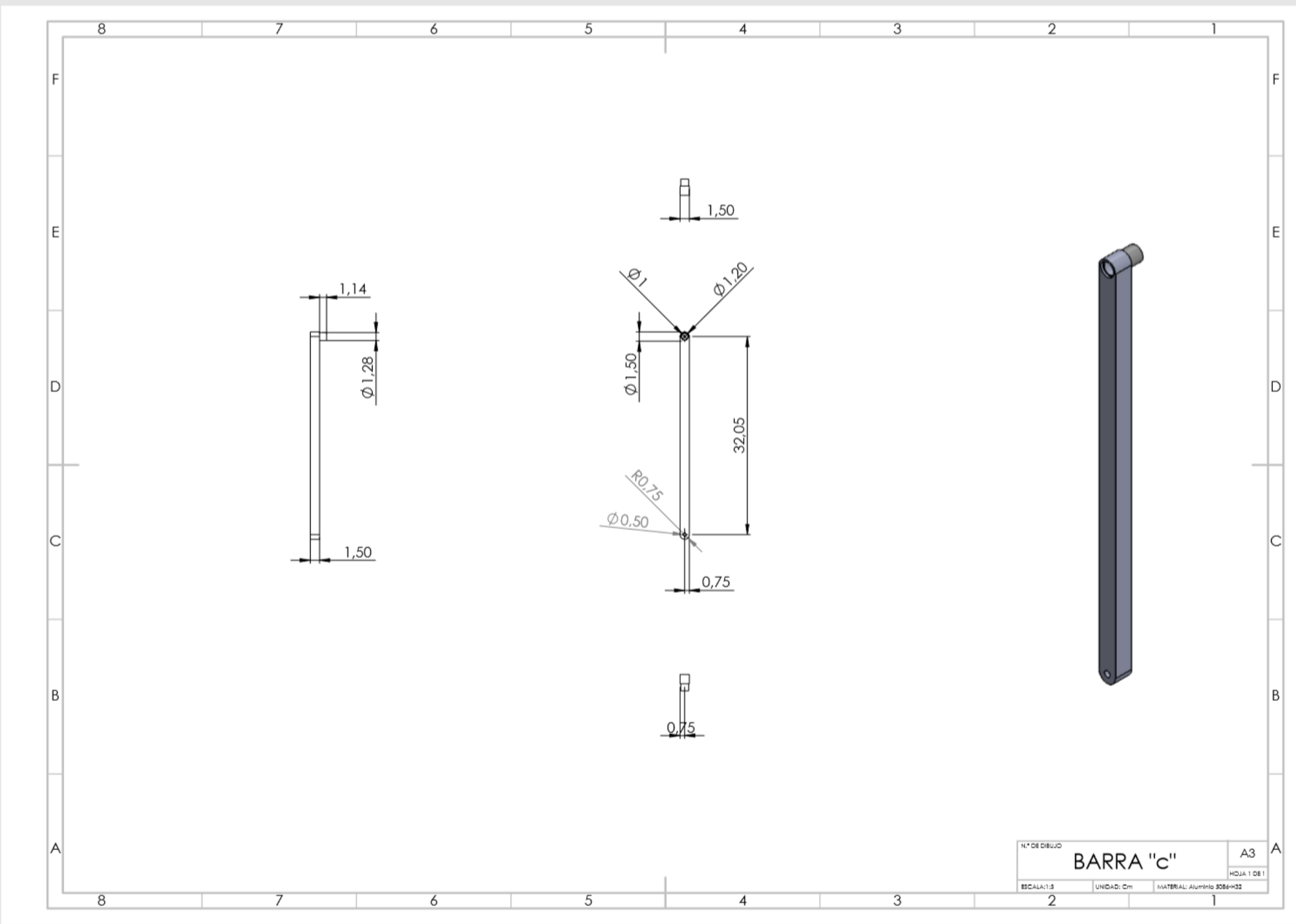
Anexo 17: Plano BARRA "a"

ANEXOS



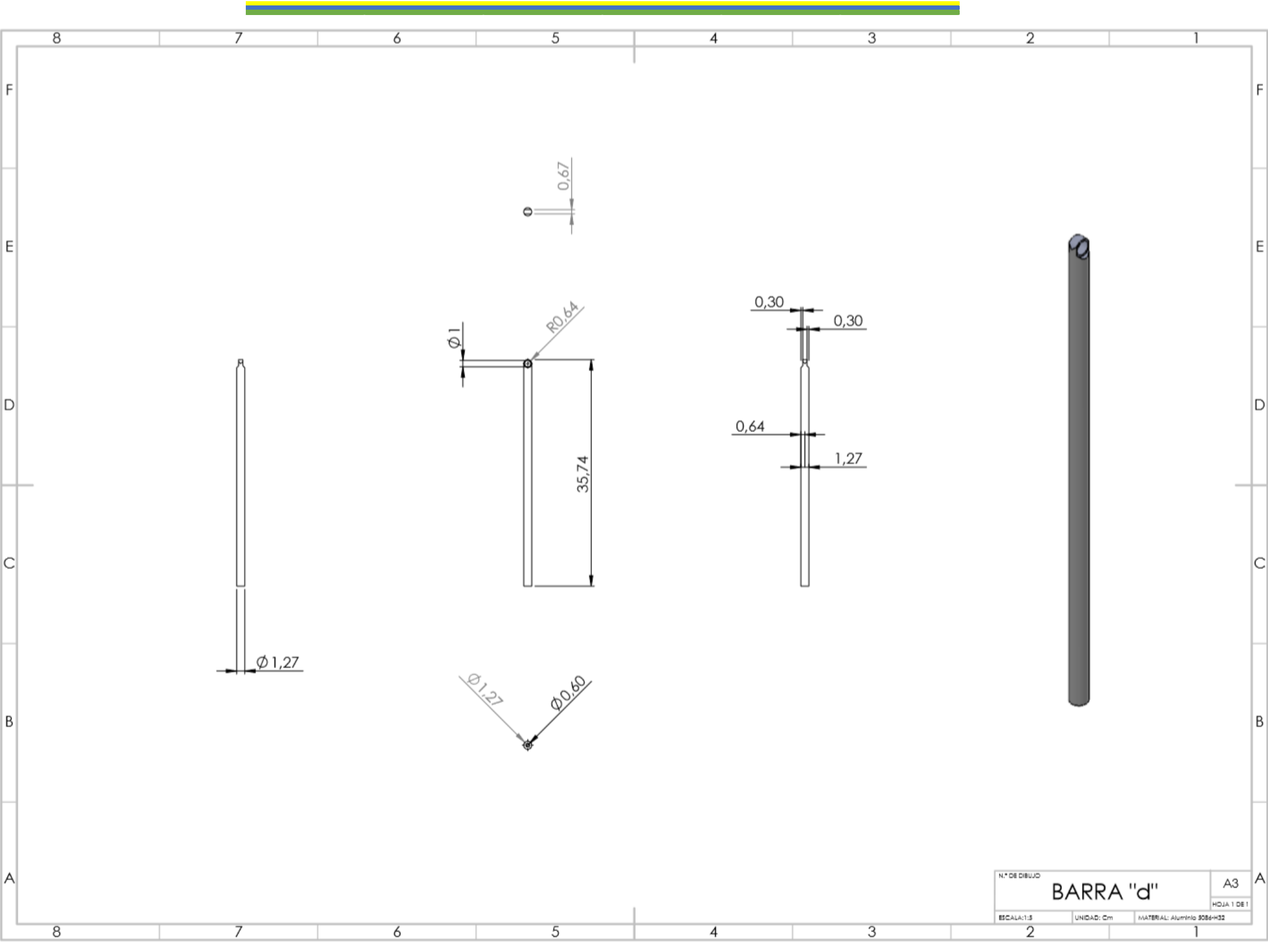
Anexo 19: Plano BARRA "b" Posterior

ANEXOS



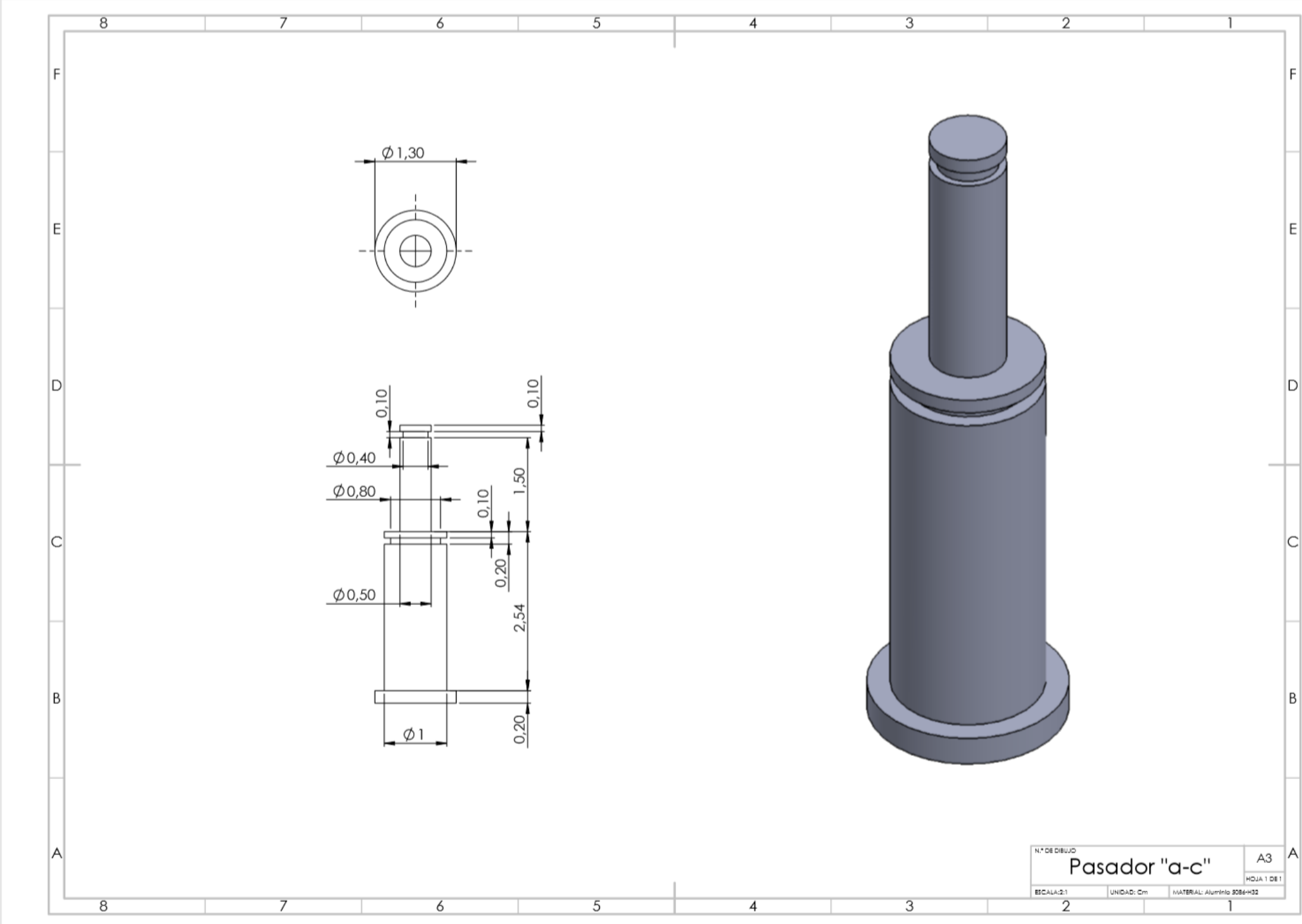
Anexo 20: Plano BARRA "c"

ANEXOS



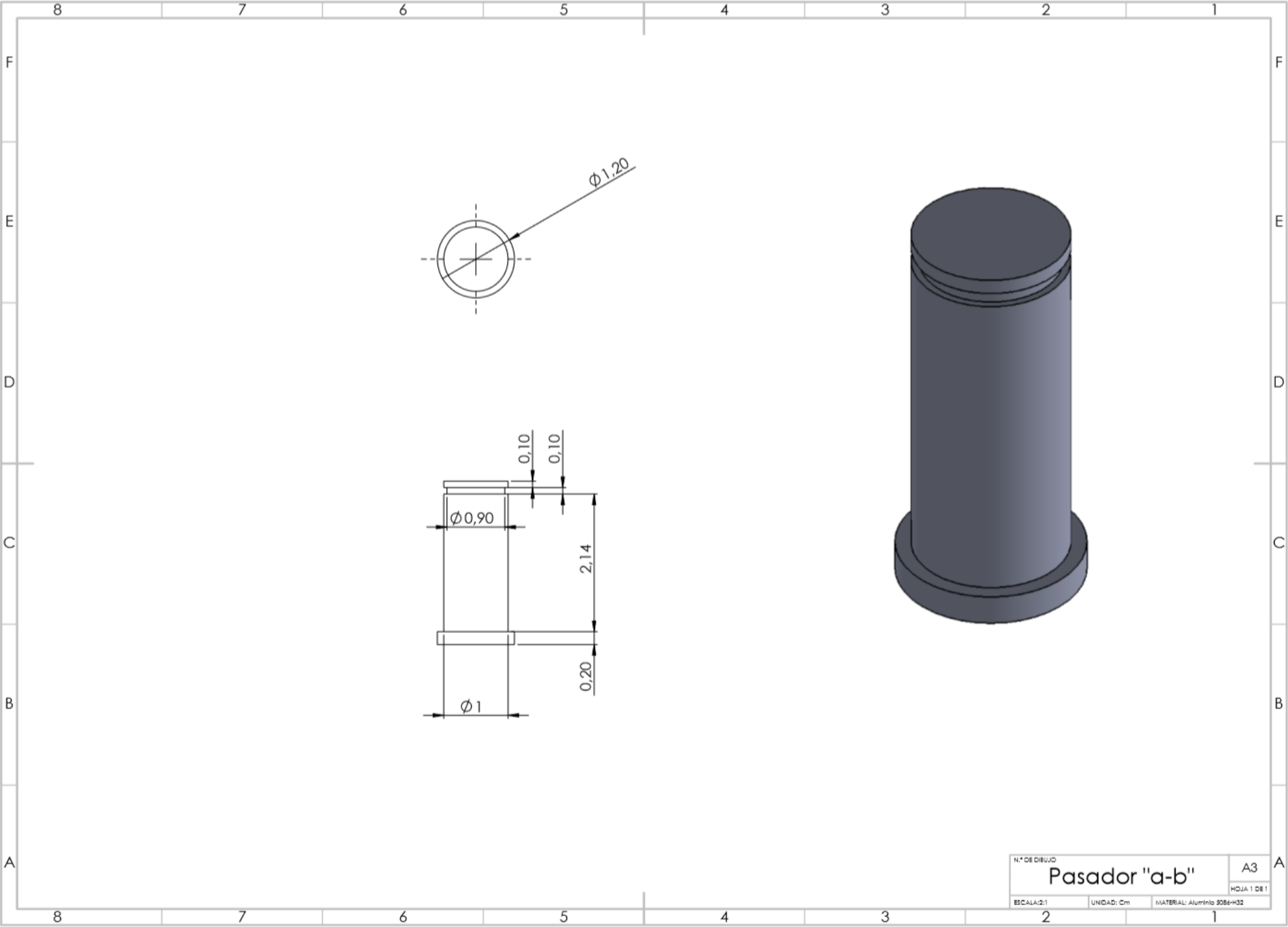
Anexo 21: Plano BARRA "d"

ANEXOS



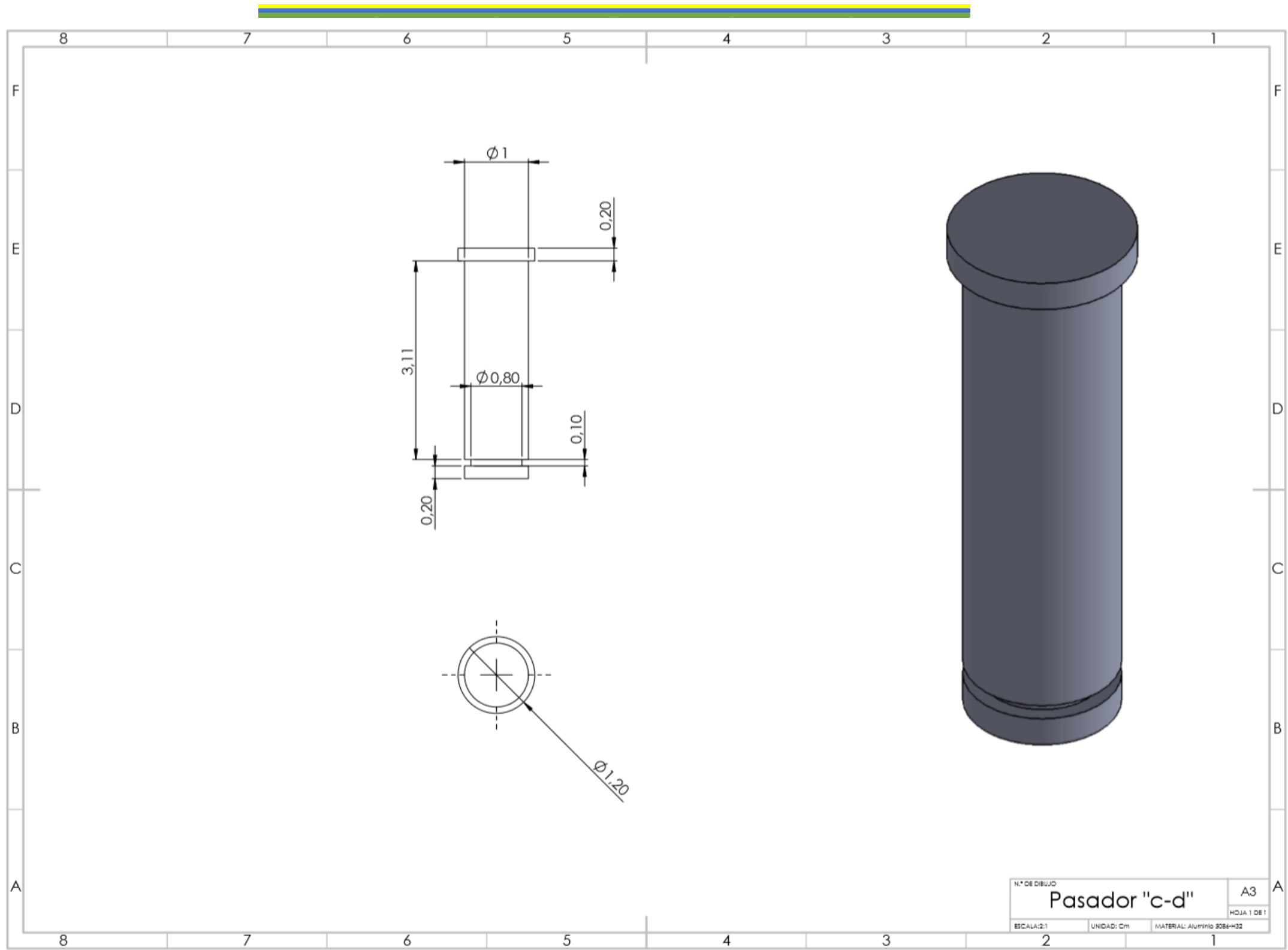
Anexo 22: Plano pasador "a-c"

ANEXOS



Anexo 23: Plano pasador "a-b"

ANEXOS



Anexo 24: Plano pasador "c-d"