



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS
APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR,
MODALIDAD DE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

TEMA:

**“ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS
INFERIORES”**

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de *Ingeniería en mecatrónica*

Línea de investigación: Biomecánica

AUTOR:

Conlago Obando Tomy Orlando

DIRECTOR:

MSc.Cosme Damian Mejia Echeverría

Ibarra – Ecuador

2024

Ibarra, julio 2024



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1752613560		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Conlago Obando Tomy Orlando		
DIRECCIÓN:	Cayambe, Humberto Fierro y Genovesa		
EMAIL:	toconlagoo@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	022 364 609	TELÉFONO MÓVIL:	0999704936

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES
AUTOR (ES):	Conlago Obando Tomy Orlando
FECHA DE APROBACIÓN: DD/MM/AAAA	26 de julio del 2024
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniería en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Msc. Cosme Damian Mejia Echeverria

2. CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 26 días del mes de julio de 2024

EL AUTOR:

(Firma).....

Nombre: Conlago Obando Tomy Orlando



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutora del trabajo de grado titulado: “ESTRUCTURA DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS INFERIORES”, certifico, que el presente trabajo fue desarrollado por la egresada Conlago Obando Tomy Orlando, bajo mi supervisión.

Msc. Cosme Dimían Mejía Echeverría

C.I. 100264128-8

DIRECTOR DEL PROYECTO



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar un sincero agradecimiento a la Universidad Técnica del Norte por el apoyo brindado durante mi formación académica, en todos estos años he tenido el privilegio de trabajar con profesores excepcionales y personal administrativo capaz de solventar nuestras dudas e inquietudes.

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

DEDICATORIA

Primero quiero expresar mi agradecimiento a Dios y a todas las personas que me han apoyado en este camino hacia la culminación de mi carrera. En especial a mi madre Adriana Obando por su infinito amor y por su apoyo en el transcurso de mi formación como profesional.

Resumen

El presente trabajo muestra el diseño y la construcción de un sistema de rehabilitación para pacientes con problemas en miembros inferiores, utilizando un exoesqueleto para fomentar una rehabilitación adecuada. La necesidad de sistemas efectivos para terapias de rehabilitación llevó al análisis de diversos criterios y restricciones, estableciendo varias alternativas para determinar la más adecuada. El sistema elaborado se adapta a las necesidades específicas de los pacientes sin causar algún malestar, empleando prótesis impresas en 3D, acoples y pernos para facilitar la articulación y movilización de los miembros. Este sistema, de fácil operación y bajo costo en comparación con otros disponibles en el mercado, ofrece una funcionalidad precisa, confiable gracias a la verificación exhaustiva del sistema mediante cálculos y simulaciones en software de diseño . Este sistema está compuesto por componentes adquiridos en el mercado, lo que también facilita su mantenimiento.

Palabras clave: Rehabilitación, Estimulación, Miembros inferiores, Impresión 3d.

Abstract

The present work shows the design and construction of a rehabilitation system for patients with lower limb problems, using an exoskeleton to promote adequate rehabilitation. The need for effective systems for rehabilitation therapies led to the analysis of various criteria and restrictions, establishing several alternatives to determine the most appropriate one. The system developed adapts to the specific needs of patients without causing any discomfort, using 3D printed prostheses, couplings and pins to facilitate articulation and mobilization of the limbs. This system, easy to operate and low cost compared to others available in the market, offers precise and reliable functionality and is composed of components purchased in the market, which also facilitates its maintenance.

Tabla de contenido

1	El problema	15
1.1	Planteamiento del problema.....	15
1.2	Objetivos	16
1.2.1	Objetivo General.....	16
1.2.2	Objetivos Específicos	16
1.3	Justificación.....	16
1.4	Alcance.....	17
	CAPÍTULO II	18
2	MARCO REFERENCIAL	18
2.1	Biomecánica:	18
2.2	Planos anatómicos	18
2.2.1	Plano frontal	18
2.2.2	Plano sagital.....	19
2.2.3	Plano transversal.....	20
2.3	Locomoción bípeda:	20
2.4	Ciclos de la marcha humana.....	21
2.4.1	Extremidades y articulaciones que intervienen en la marcha.....	21
2.4.2	Miembros inferiores.	22
2.5	Antropometría	22
2.5.1	Antropometría estática.....	23
2.5.2	Antropometría dinámica	23
2.6	Medidas antropométricas del ecuador.....	23
2.7	Discapacidades.	26
2.8	Enfermedades en las Extremidades inferiores.	27

2.9	Marcha humana normal.....	27
2.10	Discapacidades motrices	29
2.11	Marcha humana patológica	30
2.11.1	Dolor.....	30
2.11.2	Limitación de movimiento	31
2.11.3	Debilidad muscular.....	31
2.11.4	Control neurológico deficitario	32
2.12	Exoesqueletos.....	32
2.12.1	Tipos de exoesqueletos	33
CAPÍTULO III.....		35
3	MATERIALES Y MÉTODOS.....	35
3.1	Modelos de investigación.....	35
3.2	Diseño de la Investigación	35
3.2.1	Fase 1: Recopilación e identificación de las necesidades de los pacientes de rehabilitación de los miembros inferiores	36
3.2.2	Fase 2: Selección de elementos de construcción y diseño estructural.....	36
3.2.3	Fase 3: Construir el prototipo de sistema de rehabilitación de miembros inferiores.....	37
3.2.4	Fase 4: Evaluar el dispositivo a partir de pruebas de funcionamiento.	37
4	CAPÍTULO IV.....	38
4.1	Especificaciones del dispositivo a diseñar.	38
4.2	Planteamiento de alternativas de solución.	39
4.2.1	Primera alternativa de solución	39
4.2.2	Segunda alternativa de solución	40
4.3	Selección de la mejora alternativa de solución	42
4.3.1	Ponderación de criterios	44
4.3.2	Ponderación de soluciones de acuerdo con cada criterio	45
4.3.3	Ponderación final.....	47

4.4	Especificaciones del sistema diseñado.....	48
4.4.1	Barra de conexión 1-5.....	49
4.4.2	Barra de conexión 2-10.....	50
4.4.3	Cobertor de conexión 1-5	51
4.4.4	Junta de cintura.....	51
4.4.5	Base para pie.....	52
4.4.6	Pin para pie sección 2	53
4.4.7	Placa de conexión larga	53
4.4.8	Placa intermedia.	54
4.4.9	Barra para pierna	55
4.4.10	Barra para pierna	56
4.5	Diseño Mecánico:.....	57
4.5.1	Análisis Cinemático.....	60
4.5.2	Energía potencial	61
4.6	Análisis analítico	61
4.6.1	Análisis de elementos finitos.....	63
4.6.2	Comparación de datos y curva de convergencia	65
4.7	Construcción y ensamble del dispositivo.....	68
4.8	Elaboración de las piezas que componen el mecanismo.....	68
4.9	Ensamble de los componentes.....	69
4.10	Pruebas de funcionamiento.	71
5	Conclusiones	74
6	Recomendaciones	76
7	Referencias	77
8	Anexos	80

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Planos anatómicos frontal [1]	19
Figura 2.2. Planos anatómicos sagital [1]	19
Figura 2.3. Planos anatómicos transversal [1]	20
Figura 2.4 ciclos de marcha	21
Figura 2.5 mediciones antropométricas más empleadas [3]	23
Figura 2.6. datos antropométricos de hombres autoidentificados como mestizos	24
Figura 2.7 Percentiles 5, 50 y 95 para Hombres Auto identificados como indígenas.....	24
Figura 2.8 Percentiles 5, 50 y 95 para Hombres afroecuatorianos.....	25
Figura 2.9 Proceso de la marcha humana [4].....	28
Figura 2.10 ejemplificación de la afectación del dolor muscular en el cuerpo [5]	31
Figura 2.11 modelo de un exoesqueleto robótico que ayuda en la marcha [6]	33
Figura 4.1 primera alternativa de solución, a) vista lateral, b) vista frontal, c) vista de detalle de la sección de la articulación.	40
Figura 4.2. segunda alternativa de solución	41
Figura 4.3 Matriz QFD	43
Figura 4.4. Vista isométrica explosionada del dispositivo	48
Figura 4.5 barra de conexión 1-5	50
Figura 4.6 barra de conexión 2-10	50
Figura 4.7. barra de protección 1-5	51
Figura 4.8 junta de cintura	52
Figura 4.9. Base para pie.....	52
Figura 4.10. pin para pie sección 2	53
Figura 4.11. placa de conexión larga.....	54
Figura 4.12. placa intermedia.....	55
Figura 4.13. barra para pierna	56

Figura 4.14. análisis cinemático del plano sagital de una persona.....	61
Figura 4.15. configuración del proceso de impresión de componentes del sistema.	69
Figura 4.16. ensamble de la sección del pie.....	70
Figura 4.17. adecuación de los orificios para insertar los tornillos.....	70
Figura 4.18. proceso de acoplamiento de la sección intermedia del muslo y el gemelo.....	71

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1. rangos de movimiento según la articulación.....	28
Tabla 4-1 Elementos que componen la primera alternativa de solución.....	40
Tabla 4-2. elementos que componen la alternativa 2 del sistema.....	41
Tabla 4-3Ventajas y desventajas de cada uno de los criterios	42
Tabla 4-4 Asignación de la nomenclatura a los criterios a considerar	44
Tabla 4-5 Comparación de criterios y ponderación.....	45
Tabla 4-6 Comparación de alternativas con el criterio 1.....	45
Tabla 4-7 Comparación de alternativas con el criterio 2.....	45
Tabla 4-8 Comparación de alternativas con el criterio 3.....	46
Tabla 4-9 Comparación de alternativas con el criterio 4.....	46
Tabla 4-10 Comparación de alternativas con el criterio 5.....	46
Tabla 4-11 Comparación de alternativas con el criterio 6.....	46
Tabla 4-12 Comparación de alternativas con el criterio 7.....	46
Tabla 4-13 Comparación de alternativas con el criterio 8.....	47
Tabla 4-14 Comparación de alternativas con el criterio 9.....	47
Tabla 4-15 Ponderación de criterios finales.....	47
Tabla 4-16 Componentes de la solución seleccionada.	49
Tabla 4-17 Dimensiones para hombres mestizos.....	57
Tabla 4-18 medidas anatómicas para cada percentil	57
Tabla 4-19 tabla de medidas anatómicas.....	58
Tabla 4-20 peso de segmento corporal de persona de 1.80 de estatura	59
Tabla 4-21 Peso deseado de sección de exoesqueleto.....	59
Tabla 4-22 Parámetros de impresión para la carcasa	68
Tabla 4-23 Proceso para la realización de pruebas de funcionamiento	71
Tabla 4-24 Rendimiento del sistema en las pruebas efectuadas el día 1	72
Tabla 4-25 Rendimiento del sistema en las pruebas efectuadas el día 1	72

CAPITULO I

1 El problema

En el presente capítulo se da a conocer el problema en estudio y sus posibles causas. Además, se indican los elementos que definen la investigación específicamente los objetivos, alcance y aspectos que la justifican.

1.1 Planteamiento del problema

Desde la época de los griegos, hubo interés en analizar la locomoción de los seres vivos. Sin embargo, este análisis era con tan solo la observación. Una de las primeras obras de este análisis fue “De Motu Animalium” de Aristóteles, en donde se describe la acción de los músculos cuando un animal realiza un movimiento de desplazamiento o al mover una carga.[1]

El negocio de los exoesqueletos se encuentra en un estado muy dinámico. En el sector industrial se considera un área de crecimiento clave, pero las aplicaciones siguen siendo limitadas, aunque existen dispositivos para la parte superior del cuerpo, la cintura y la parte inferior del cuerpo en las industrias de logística, construcción, automotriz y otras, sin embargo, las aplicaciones para el exoesqueleto aún deben progresar más allá de la etapa de prueba.[2]

De 90 pacientes ingresados al área de traumatología del hospital Teófilo Dávila Machala la prevalencia de fracturas de miembros inferiores es el 80,0%, como factores asociados tenemos que el 50,0% presentar golpes directos existiendo asociación estadística con las fracturas de miembros inferiores actuales, el 80,0% son masculinos, el 76,7% tienen ingresos precarios también tenemos la fractura de fémur, en el 27,6%, seguida de las fracturas de tibia, en el 21,3%. [3]

Los robots pueden desarrollar tareas que requieren grandes fuerzas o torques, dependiendo de la naturaleza de su estructura y de la potencia de sus actuadores. Es evidente que combinando al humano y el robot, en un sólo sistema integrado, se pueden alcanzar varios tipos de soluciones. De esta manera, la potencia mecánica de las máquinas integrada con el sistema de control inherente al humano llevaría a realizar tareas de rehabilitación que necesitan aplicar fuerzas de una manera eficiente,

lo cual

es el principio básico del diseño de sistemas exoesqueletos.[4]

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

- Desarrollar una estructura de exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Conceptualizar sistemas de rehabilitación por exoesqueleto para miembros inferiores.
- Diseñar la estructura mecánica para el exoesqueleto de rehabilitación de miembros inferiores.
- Implementar la estructura del exoesqueleto para rehabilitación de extremidades inferiores
- Validar la estructura del exoesqueleto para rehabilitación de extremidades inferiores

1.3 Justificación

La Universidad Técnica del Norte tiene como enfoque el desarrollando investigación aplicada al servicio de la comunidad.

Se presenta la propuesta de diseño de un exoesqueleto de tipo maestro-esclavo que se enfoca en facilitar la rehabilitación del movimiento de una pierna lesionada partiendo de los patrones generados por unas piernas sanas. El sistema pretende asistir los movimientos rotacionales de la cadera, rodilla y pie, dentro del plano sagital.

El desarrollo de este tipo de proyecto permite la captura de la marcha humana en un espacio controlado y resulta de utilidad no solo a médicos y especialistas, sino también a

expertos en animación, el cual sería muy útil en posteriores investigaciones que tengan que ver con la rama.

1.4 Alcance

Diseñar e implementar la estructura mecánica del esqueleto para rehabilitación de miembros inferiores que permita la ubicación de actuadores y sensores. La estructura se apoyará de un sistema tipo columpios, tendrán característica de ser liviana, resistente bajo la medida antropométrica ecuatoriana de la población adulta activa. El diseño será pensado para que el acople de las partes de electrónicas se dé sin inconvenientes con seguridad y sin contacto eléctrico.

CAPÍTULO II

2 MARCO REFERENCIAL

El cuerpo humano es una estructura compleja conformada por un sin número de elementos como son huesos, músculos, órganos y vasos sanguíneos, mismos que realizan trabajos específicos, pero en conjunto pueden realizar diferentes funciones complejas interconectadas necesarias para mantener su vitalidad.

2.1 Biomecánica:

“Bio” permite la separación entre lo vivo y lo que es inerte, por esto que biomecánica es el estudio del comportamiento del cuerpo humano, sometido a fuerzas y efectos. El paso del tiempo se ha expuesto la evolución de esta materia debido al aumento del conocimiento de nuestro cuerpo humano, por esto, hoy en día se ha generado referencias anatómicas relacionando con planos y ejes, esto ha permitido estandarizar los movimientos de las articulaciones del cuerpo[1].

Existen fuerzas externas (gravedad o viento) e internas (propias del ser que ataca las fuerzas externas). Con el estudio biomecánico de las extremidades se pueden conocer los movimientos, restricciones y cambios de las diferentes articulaciones que participan en la marcha[2].

2.2 Planos anatómicos

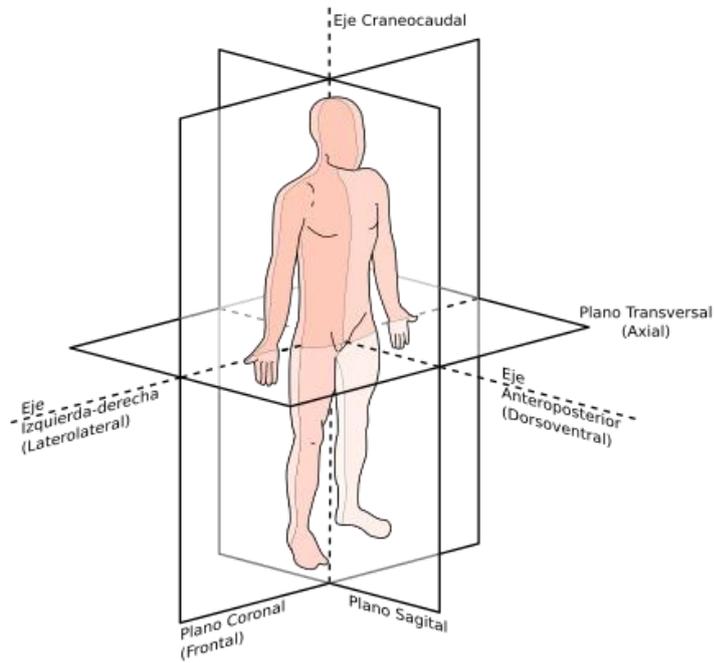
Los planos anatómicos o también denominados cortes anatómicos son las superficies que cortan o seccionan al cuerpo en su posición anatómica en los tipos de planos anatómicos[2]. Los planos corporales son descritos a continuación:

2.2.1 *Plano frontal*

Es el plano o corte coronal debido a el corte vertical que divide al cuerpo en la parte anterior y parte posterior. En la figura 2.1 es posible observar los tres tipos de planos.

Figura 2.1.

Planos anatómicos frontal, transversal y sagital [1]

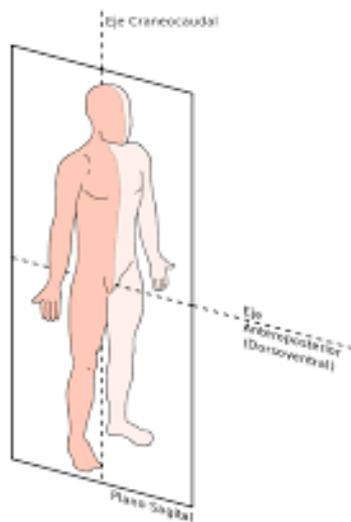


2.2.2 Plano sagital

Es un plano vertical que divide al cuerpo en dos partes la izquierda y la derecha. Este corte se ubica justamente en la línea media también puede ser denominado también plano transverso o medio sagital.

Figura 2.2

.Planos anatómicos sagital [1]

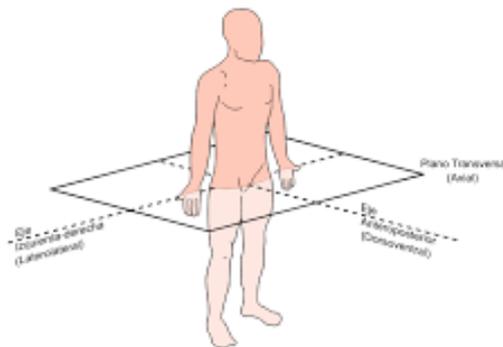


2.2.3 Plano transversal

El plano o corte transverso es un plano horizontal. Este divide al cuerpo en dos tipos de proporciones superior e inferior. También son muy usados para estudiar interna de las diferentes estructuras.

Figura 2.3.

Planos anatómicos transversal [1]



2.3 Locomoción bípeda:

Se podría asumir que el bipedismo en los humanos viene de una convergencia evolutiva, dada la necesidad de adaptarse a nuevos entornos o por herencia de nuestros antecesores. Para el caso de los humanos y las aves, el bipedismo es permanente ya que la única forma de locomoción es con las patas traseras resultado de esto podemos emplear las patas delanteras para ejercer otras funciones[3].

A tempranas edades adquirimos la habilidad de la locomoción, sin embargo, a tempranas edades no estamos conscientes de que la locomoción humana es dependiente de los datos sensoriales, proporcionados por el sistema neuronal, que serán procesados en el cerebelo y mediante la medula espinal interactúa con el sistema musculo-esquelético, para generar la locomoción [2].

La locomoción humana son movimientos alternantes, de las extremidades y el tronco. Permiten el desplazamiento del individuo. Todos los seres humanos tenemos características definidas y son diferentes entre cada uno, por esto que existen diferencias en la marcha de cada persona, sin embargo estas diferencias no son muy pronunciadas[4].

2.4 Ciclos de la marcha humana

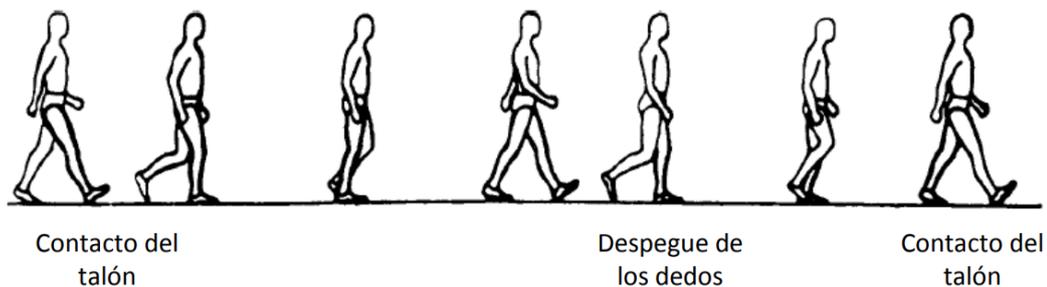
La locomoción humana es una serie de movimientos alternantes de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, con el objetivo de desplazar al individuo. Todos los seres humanos tenemos características definidas y son diferentes entre cada uno, por esto que existen diferencias en la marcha de cada persona, sin embargo estas diferencias no son muy pronunciadas[5].

La marcha inicia de tal manera que el pie entra en contacto con la superficie y finaliza cuando el mismo pie contacte con la superficie. Se compone por dos fases principales de apoyo y de balanceo [3].

- Contacto inicial
- Apoyo o respuesta a la carga
- Media del apoyo
- Final del apoyo
- Previa a la oscilación

Figura 2.4

ciclos de marcha [4]



2.4.1 *Extremidades y articulaciones que intervienen en la marcha.*

Las extremidades, al igual que el resto de componente que integran el cuerpo humano, estas son dos máquinas que trabajan en perfecta armonía gracias a las variadas estructuras anatómicas que conforman la anatomía del cuerpo humano[6]. Si alguno de los elementos que componen este complejo sistema llegase a fallar, el resto de los elementos no podrían realizar sus actividades con normal funcionamiento, como caminar, correr, saltar agacharse, etc.

Dentro de las extremidades se componen de diferentes grupos de organización y se subdividen en:

2.4.2 Miembros inferiores.

Las extremidades que componen los miembros inferiores son:

2.4.2.1 Cadera

Las extremidades inferiores son partes del cuerpo que se fijan al tronco y contribuyen en sostener y balancear el peso del cuerpo durante la ejecución del movimiento[7]. Constan de 4 regiones principales:

- Región glútea

Es una de las regiones transicionales entre el tronco y el miembro o las extremidades inferiores[8]. Está compuesta de dos subregiones: las nalgas, que se refieren a los glúteos, y la cadera, que es una de las regiones que se encuentra ubicada en la articulación coxofemoral.

- Muslo
- Rodilla
- Pierna
- Tobillo
- Pie

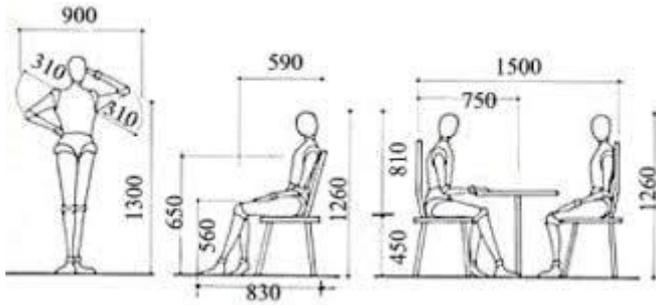
2.5 Antropometría

La palabra antropometría proviene del griego “anthropos” y “metrikos” que traducido al español moderno sería hombre y medida, y es la encargada del estudio cuantitativo de las características físicas del hombre[9].

Actualmente, la antropometría es considerada una disciplina fundamental en el ámbito laboral, tanto en la consideración de la seguridad como la ergonomía de las personas. Esta disciplina permite crear un entorno de trabajo adecuado ayudando en la corrección de diseños de equipos adecuados para su utilización, permitiendo generar una configuración geométrica del puesto de trabajo, un buen diseño del equipo mobiliario, de todas las herramientas que son utilizadas, de los equipos de protección personal, etc. En la Figura 1.3 es posible observar las posiciones antropométricas más comunes[8], [9].

Figura 2.5

mediciones antropométricas más empleadas [3]



Existen dos tipos de antropometría que serán consideradas a continuación:

2.5.1 Antropometría estática

La antropometría estática es considerada aquella cuyo objeto es la medición de dimensiones estáticas, es decir, se consideran aquellas mediciones del cuerpo humano en posición fija y determinada[10].

La consideración de las dimensiones estáticas del cuerpo es básico y necesario para desarrollar el diseño de los puestos de trabajo, permite establecer las distancias necesarias que rodean al cuerpo como el mobiliario, herramientas, etc. Las dimensiones de todos los tipos de segmentos del cuerpo que son adquiridos individualmente en posturas estáticas, normalmente consideradas en pie o sentadas[11].

2.5.2 Antropometría dinámica

Es aquella que se realiza normalmente el movimiento, tomando su otro nombre “dinámica o funcional”. La antropometría dinámica es aquella que se realiza a partir del movimiento que se asocia a ciertas actividades.

Si consideramos el alcance del brazo, este no se limita meramente a la longitud del brazo, sino que, al realizar un movimiento, los distintos segmentos del cuerpo no actúan independientemente, sino se realiza una coordinación de movimientos[11]. Por tanto, al mover un brazo hay que tener en consideración la propia longitud, el desplazamiento del hombro, la posible rotación del cuerpo, e incluso la función que realiza el brazo en el movimiento.

2.6 Medidas antropométricas del Ecuador

Actualmente no es posible obtener datos antropométricos exactos de la población ecuatoriana. Es posible tomar como referencia los datos antropométricos de su trabajo para ser usados como referencia.

Figura 2.6.

datos antropométricos de hombres autoidentificados como mestizos [2]

N°	Medida antropométrica	5°	50°	95°
1	Altura normal	162.25	172.39	182.52
2	Altura posición sentado normal	84.72	89.91	94.90
3	Altura posición sentado relajado	83.12	88.09	93.07
4	Altura de la rodilla	47.43	52.39	57.35
5	Altura a la poplítea	36.45	41.45	46.45
6	Altura del codo en posición sentado	18.36	23.22	28.09
7	Grosor del muslo	9.95	13.20	16.44
8	Longitud glúteo- rodilla	51.19	57.11	63.02
9	Longitud del glúteo- poplitea	40.01	46.36	52.71
10	Longitud codo a codo posición sentado	38.02	44.70	51.38
11	Ancho de caderas posición sentado	31.50	35.62	39.75
12	Longitud hombro codo	33.53	36.32	39.12
13	Longitud codo- mano	42.15	46.08	50.00

Figura 2.7

Percentiles 5, 50 y 95 para Hombres Auto identificados como indígenas

N°	Medida antropométrica	5°	50°	95°
1	Altura normal	149.59	163.26	176.94
2	Altura posición sentado normal	83.23	89.07	94.92

3	Altura posición sentado relajado	84.62	88.49	92.35
4	Altura de la rodilla	64.18	52.08	57.99
5	Altura a la poplítea	36.34	42.04	47.73
6	Altura del codo en posición sentado	17.71	22.01	26.31
7	Grosor del muslo	9.71	13.08	16.45
8	Longitud glúteo- rodilla	49.95	55.17	60.38
9	Longitud del glúteo- poplítea	43.54	46.10	48.67
10	Longitud codo a codo posición sentado	34.52	44.84	55.17
11	Ancho de caderas posición sentado	32.93	37.89	42.85
12	Longitud hombro codo	31.4	37.10	42.80
13	Longitud codo- mano	38.81	44.56	50.31

Figura 2.8

Percentiles 5, 50 y 95 para Hombres afroecuatorianos

N°	Medida antropométrica	5°	50°	95°
1	Altura normal	168.99	177.58	186.17
2	Altura posición sentado normal	90.55	95.92	99.49
3	Altura posición sentado relajado	88.65	93.45	998.24
4	Altura de la rodilla	54.63	58.69	62.75
5	Altura a la poplítea	43.99	48.58	53.17
6	Altura del codo en posición sentado	17.66	20.90	24.14
7	Grosor del muslo	13.18	15.29	17.39
8	Longitud glúteo- rodilla	53.98	58.38	62.78

9	Longitud del glúteo- poplitea	45.22	49.29	53.337
10	Longitud codo a codo posición sentado	46.33	49.85	53.36
11	Ancho de caderas posición sentado	37.52	40.63	43.73
12	Longitud hombro codo	34.73	38.99	43.24
13	Longitud codo- mano	43.15	47.76	52.37

2.7 Discapacidades.

Discapacidad es un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación. Las deficiencias son problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales. Por consiguiente, la discapacidad es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive [3].

Según [4], la discapacidad se clasifica en:

Discapacidad cognitiva. Se establece como una falta en porcentaje de ejecución en varias funciones cognitivas, mismo estado que obstaculiza en el desarrollo de la información y de igual forma en el aprendizaje.

Discapacidad Sensorial. Se caracteriza por la falta o deficiencia de uno varios sentidos como: visión, audición, tacto, etc.

Discapacidad intelectual. Está representado por un nivel de actividad de intelecto inferior las cuales influyen en dos o más áreas de habilidades como: comunicación, vida de hogar, cuidado personal, actividades escolares, trabajo entre otros.

Discapacidad física. Se define cuando existe alguna deficiencia física, donde se presencia una pérdida o anormalidad de la estructura funcional del sistema ósea- articular, nervioso o muscular. Esta deficiencia reduce la movilidad de las partes del cuerpo humano.

2.8 Enfermedades en las Extremidades inferiores.

Las extremidades inferiores son conformadas por huesos, vasos sanguíneos, músculos y otros tejidos conectivos. Aparte de soporte las piernas brindan movimiento por otra parte la práctica deportiva, correr, las caídas o los accidentes pueden lesionar sus piernas. Las lesiones más comunes incluyen torceduras y distensiones, dislocaciones de una articulación y fracturas (huesos rotos) [5].

Estas lesiones pueden afectar toda la pierna o solamente el pie, el tobillo, la rodilla o la cadera. Algunas enfermedades también causan problemas en las piernas [5]. Como se redacta en [6]. Estas son las afecciones que pueden ser tratadas por exoesqueletos.

Accidente Vascular Cerebral AVC. Esta enfermedad afecta el flujo sanguíneo de una parte del cerebro por un bloqueo del vaso sanguíneo o rotura. Existen dos tipos:

- Isquémico. Bloqueo del vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro.
- Hemorrágico. Rotura del vaso sanguíneo y provoca un escape al cerebro.

Lesión de la Medula Espinal LME. Es la alteración en la medula espinal que ocasiona pérdida de control en las extremidades, espasmos, agarre débil, etc.[12] Parálisis Cerebral PC. Es un grupo de trastornos que impactan en el equilibrio de la persona, este tipo de trastorno aparece en edad temprana y no empeora con la edad. No existe cura y solo se puede tratar a base de terapia, medicinas y equipos especializados.

2.9 Marcha humana normal

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el ser humano, manteniendo una posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso corporal soportado por sus dos piernas[13]. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte.

El ciclo de marcha o zancada es la secuencia de pasos entre dos repeticiones realizadas de manera consecutiva uno después del otro. Inicialmente se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies entra en contacto con el suelo, por lo general, es realizado por el talón.

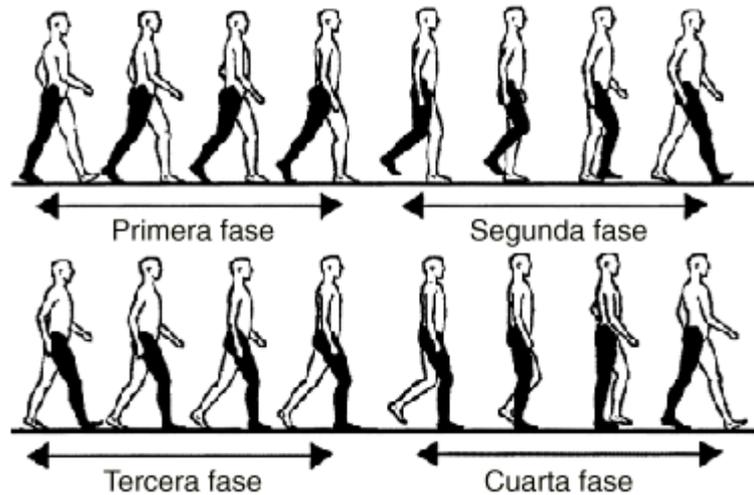
El proceso de marcha cuenta con dos pasos:

Fase de apoyo: es el proceso durante el cual el pie se encuentra en contacto con el suelo. Por lo general, este proceso dura el 60% de la marcha total y comienza cuando inicia el

contacto y finaliza cuando se despega del antepié[12], [13]. La fase de apoyo se divide en cinco fases y en la figura 1.8 es posible evidenciar el proceso de la marcha humana.:

Figura 2.9

Proceso de la marcha humana [4]



Fase de oscilación: es el proceso en el cual el pie se halla en el aire, el tiempo que avanza desde el despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En la tabla

Tabla 2-1.

rangos de movimiento según la articulación

ARTICULACIÓN	GDL	CARACTERÍSTICAS	TIPO DE MOVIMIENTO O DE FUERZA	RANGO DE MOVIMIENTO GRADOS
Cadera	3	Flexión	Activa	
			Rodilla ext.	90°
			Rodilla Flex.	120°
			Pasiva	
		Extensión	Rodilla ext.	140°
			Rodilla Flex.	
			Activa	
			Rodilla Ext	20°
		Rodilla Flex	10°	
		Pasiva	20°	

		Aducción	Relativa	30°
		Abducción		180°
		Rotación interna		30°
		Rotación externa		60°
Rodilla	6	Flexión	Activa	
			Cadera Ext	120°
			Cadera Flex.	140°
			Pasiva	160°
		Extensión	Pasiva	15°
		Rotación interna		30°
		Rotación externa		50°
			Con flexión	90°
		Translación medio/lateral		
		Translación anterior/posterior		
		Translación comprensión/distracción		
Tobillo	3	Flexión		20°-30°
		Extensión		30°-50°
		Aducción		30°-50°
		Abducción		20°-30°
		Pronación		
		Supinación		

2.10 Discapacidades motrices

Las causas más comunes de las discapacidades motoras son variadas, y pueden ser clasificadas en físicas como condiciones de discapacidad[14]. Los tipos más comunes de discapacidad son:

- Lesión medular. - implica un daño o afectación medula espinal. También puede incluir un daño en los nervios del extremo de la médula espinal[15].
- Condrodistrofia. - es una enfermedad neuromuscular de origen genético poco frecuente caracterizada por miotomía permanente.

- Esclerosis múltiple. - es una enfermedad del cerebro y la médula espinal que puede provocar discapacidad. Este tipo de enfermedad recubre fibras nerviosas y causa varios problemas de comunicación entre el cerebro y el resto del cuerpo[16].
- Parálisis cerebral.- es un grupo de afectaciones que provocan dificultad en el movimiento, mantener el equilibrio y la postura. Y es causada por el desarrollo anormal del cerebro[17].
- Espina bífida.- es una afección que afecta la columna vertebral y suele ser evidente en el nacimiento de los neo natos.
- Miopatía o distrofia.- es una patología basada en una deficiencia o anomalía en los grupos musculares.
- Ataxia.- es la repentina incapacidad de coordinar los movimientos musculares debido a una enfermedad o lesión al cerebro.
- Derivados de traumatismos craneoencefálicos.- es la causa más frecuente de daño cerebral y es una lesión cerebral de origen traumático[18].

2.11 Marcha humana patológica

La alteración de la locomoción por factores ajenos a la naturaleza humana se conoce como marcha patológica[17]. Existen varias posibilidades para clasificar las alteraciones que se provocan en la marcha humana las cuales son provocadas por:

2.11.1 Dolor

Las reacciones del cuerpo humano al dolor provocan alteraciones, limitan o debilitan el movimiento muscular[18]. La articulación que está afectada por el dolor tienden a adoptar una postura que con una mínima presión intraarticular. En este tipo de posiciones se producen patrones característicos como:

- Disminución de la velocidad
- Disminución de la cadencia de movimiento
- Disminución de la distancia de las zancadas
- Disminución del tiempo de apoyo
- Alteración de miembros superiores

2.11.2 Limitación de movimiento

Debido a que los tejidos afectados por alguna alteración generan una limitación en el movimiento necesario para adoptar algunas posturas normales y rangos de movimiento físicos realizados durante la marcha[19].

La contractura suele ser la causa más habitual a consecuencia de un largo periodo de tiempo sin movilidad o consecuencia de alguna lesión. Un ejemplo de este problema son las lesiones en el tobillo, una contractura en la flexión de la rodilla bloquea la progresión de la tibia en el proceso de la marcha, para ser más precisos, en la fase de apoyo[20].

2.11.3 Debilidad muscular.

Generalmente es causada por una atrofia muscular por la falta de uso, una lesión neurológica y a miopatías. Este tipo de afectaciones provocan una limitación de identificar los niveles máximos de fuerza muscular. Por ejemplo. En la rodilla la máxima resistencia que es posible determinar por el examinador es del 53%, en comparación a la de un miembro sano. En la figura 1.9 se puede evidenciar un modelo de la afectación que produce el dolor muscular al cuerpo[20].

Figura 2.10

ejemplificación de la afectación del dolor muscular en el cuerpo [5]



2.11.4 Control neurológico deficitario

En la mayoría de los casos es causada por una patología del sistema nerviosos central o periférico, que puede provocar diferentes alteraciones básicas, que dependiendo de la intensidad pueden ser:

Espástica. - causas frecuentes en la marcha espástica destacan: traumatismo cerebral, lesiones en la medula, esclerosis múltiple, accidentes cerebrovasculares y la parálisis cerebral[21].

Alteraciones de la coordinación. – impiden al paciente controlar el tiempo y la intensidad de la acción muscular[21].

Patrones reflejos primitivos. - generan una alteración al control voluntario en la rehabilitación de la marcha.

Alteración de la propiocepción. - priva de la información sobre la posición articular, así como de la sensación de contacto con el suelo[22].

2.12 Exoesqueletos

El exoesqueleto es el esqueleto externo continuo que recubre, protege y mantiene el cuerpo de un ser vivo. También puede ser definido como un mecanismo, robot o dispositivo portátil externo destinado al uso de las personas para mejorar y ayudar en sus funciones como movilidad. En la figura 1.10 es posible evidenciar un modelo de prótesis de exoesqueleto de una persona humana[23].

Figura 2.11

modelo de un exoesqueleto robótico que ayuda en la marcha [6]



También son conocidos con el nombre de traje o exoarmadura, y dependiendo de su función, existe una basta cantidad de exoesqueletos artificiales que en gran parte integran tecnología robótica[24]. Son “servoarmaduras” que cuentan con una compleja arquitectura electrónica y sensores biométricos que se adaptan y adhieren a la perfección a las extremidades como las piernas, espalda, brazos de las personas[23].

2.12.1 Tipos de exoesqueletos

Los exoesqueletos pueden ser muy variados dependiendo de su función, por ello puede ser clasificado en:

Según su forma de funcionamiento

Exoesqueletos activos. - cuentan, entre sus componentes con partes que realizan acciones móviles para ayudar con movimientos que llevan a cabo, permitiendo aumentar con ello su capacidad física o disminuyendo la fatiga. Frecuentemente son utilizados para ayudar con el manejo de cargas[25].

Exoesqueletos pasivos. - estos exoesqueletos no cuentan con partes activas, estos exoesqueletos no cuentan con un aporte externo de energía que mueva partes del equipo. Por el contrario de los exoesqueletos activos, estos utilizan la energía generada por el movimiento propio del cuerpo que, posteriormente puede ser almacenada y repartida[7].

Según la parte del cuerpo

Exoesqueletos de tren superior. - ayudan a soportar el peso de herramientas y la carga en los brazos, sobre todo cuando se trabaja con cargas por encima de los hombros[26].

Exoesqueletos de tren inferior. - ayudan a optimizar el desempeño de las piernas o permiten un apoyo continuado en la realización de tareas,

Exoesqueletos de cuerpo entero. - mejoran las capacidades tanto del tren superior como del inferior.

Exoesqueletos de espalda. - ayudan a proteger la espalda y a soportar la carga sobre esta.

Según la finalidad de uso

Uso médico. - es uno de los campos de aplicación más utilizados para los exoesqueletos, de hecho, hace mucho tiempo se utilizaban para recuperación de una extremidad perdida o para suplirla[27]. Su objetivo es recuperar la movilidad de miembros paralizados como consecuencia de alguna lesión paralizados como resultado de alguna lesión[28].

Uso no médico. - en su mayor parte son utilizados en uso militar, buscan emplear una recuperación de funciones perdidas, también son empleados en transportar, carga pesada sin generar fatiga en el usuario. De igual manera que en los equipos de uso médico, existen problemas en las articulaciones que soportan el peso del dispositivo[28].

CAPÍTULO III

3 MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente capítulo se describe la metodología utilizada para llevar a cabo el trabajo de investigación, con el objetivo de proporcionar de forma clara y precisa los pasos a seguir para obtener el diseño y construcción de sistema de sujeción y soporte del paciente.

3.1 Modelos de investigación

Para el presente trabajo se desarrollan varios modelos de análisis para adquirir una información veraz y concisa. Adicional como objetivo de estudio se plantea un problema destinado a la acción y con esto definir soluciones. A continuación, se presenta los métodos de investigación.

La investigación es experimental, ya que tiene el propósito de recopilar toda la información relacionada con dispositivos aplicados en pacientes que satisfagan los aspectos analizados en los problemas detectados en los pacientes. El desarrollo del trabajo experimental requiere que el investigador realice una valoración de aplicación del dispositivo, y la retroalimentación de ser necesario para corregir errores.

La investigación es documental, ya que se centra en la búsqueda de información específica para respaldar el desarrollo del presente trabajo de investigación. Esto se logra mediante la consulta de documentos como artículos, libros y revistas. Este método permite generar referencias precisas y confiables que proporcionan fluidez y seguridad en la redacción del documento. En la investigación documental, el análisis está presente en la observación y procesamiento de datos como los ángulos de giro de las extremidades. su identificación, selección y evaluación, con el objetivo de extraer información relevante que sirva de base para plantear una solución al problema del presente proyecto.

3.2 Diseño de la Investigación

El proceso se desarrolla mediante la asignación de propuestas, con la finalidad de dar respuestas específicas a los objetivos planteados. Este enfoque mantiene un orden y estructura cada etapa de la investigación, asegurando que todos los componentes del estudio estén alineados y debidamente organizados.

3.2.1 Fase 1: Recopilación e identificación de las necesidades de los pacientes de rehabilitación de los miembros inferiores

En la presente fase, se procede a investigar las características y limitaciones de un exoesqueleto funcional y disponible en el mercado, adquiriendo información adecuada sobre el desarrollo de la marcha humana y sus posibles enfermedades. Se toma en cuenta la comprensión de estas dolencias, las cuales afectan la marcha humana y requieren soluciones específicas. También se obtiene información clave sobre la implementación de métodos y modelos de investigación que permiten el desarrollo efectivo de tecnologías asistidas.

Actividad 1: Antecedentes; estos nos aportan información adecuada para la descripción de la marcha humana de igual manera conocimiento para describir el uso de exoesqueletos de rehabilitación.

Actividad 2: Rehabilitación; es imprescindible el conocimiento de los ángulos de movimiento de las extremidades para evaluar los métodos de rehabilitación y con esto saber que se puede rehabilitar mediante exoesqueletos.

Actividad 3: Especificaciones del sistema; el sistema necesita datos de una marcha normal y una patológica para entender los fallos en la caminata, y las necesidades que se presenta en la implementación.

3.2.2 Fase 2: Selección de elementos de construcción y diseño estructural

En la presente fase se procede a realizar el proceso de análisis y especificación de requerimientos necesarios para proceder con la construcción del dispositivo.

Actividad 1: “Determinación de requerimientos del dispositivo”; en la presente actividad se procede a realizar un análisis de los requerimientos que deben contemplar el sistema de rehabilitación de miembros inferiores.

Actividad 2: “Planteamiento de alternativas de solución”; se desarrollan una serie de alternativas en base a los requerimientos del paciente.

Actividad 3: “Selección de la mejor solución”; se realiza un análisis de viabilidad de cada una de las alternativas de solución.

Actividad 4: “Selección de materiales”

Actividad 5: “Análisis de esfuerzos en el dispositivo”; se procede a realizar un análisis de esfuerzos de la alternativa seleccionada.

3.2.3 Fase 3: Construir el prototipo de sistema de rehabilitación de miembros inferiores.

En esta etapa, se propone llevar a cabo la fabricación del sistema, para lo cual se procede a obtener los elementos y componentes necesarios; teniendo en cuenta la disponibilidad de los materiales y el costo de adquisición.

Actividad 1: “Construcción de estructura”

Actividad 2: “Ensamble componentes mecánicos”

3.2.4 Fase 4: Evaluar el dispositivo a partir de pruebas de funcionamiento.

En esta etapa, se realizan pruebas para verificar si el sistema de rehabilitación funciona correctamente, si satisface las necesidades del paciente y si proporciona una estimulación que ayude a mejorar su condición. Además, se corrigen los errores que puedan surgir para asegurar la eficiencia del dispositivo.

Actividad 1: “Ensayo de funcionamiento”; al culminar el proceso de construcción se procede a realizar las pruebas de funcionamiento del dispositivo.

Actividad 2: “Ajustes y correcciones”;

Actividad 3: “Presentación del documento final escrito”; Se procede a elaborar el informe final correspondiente al trabajo de integración curricular, detallando todo el proceso de construcción del sistema para la rehabilitación de los miembros inferiores del paciente.

4 CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el presente capítulo se realiza una caracterización de los aspectos, limitaciones y alternativas que permitan proporcionar una solución para sistema de soporte. Una vez realizado el análisis, de acuerdo con las especificaciones establecidas, se selecciona la óptima para satisfacer el problema planteado. Finalmente, se desarrolla una descripción de los elementos necesarios para el prototipo como los componentes eléctricos, electrónicos, controladores, motores, entre otros y se procede a la adquisición y la construcción del dispositivo de acuerdo con el diseño seleccionado.

4.1 Especificaciones del dispositivo a diseñar.

A continuación, se plantean los criterios y restricciones considerados con el propósito de asignar características del dispositivo y las limitaciones que se deben cumplir estrictamente. Todo lo anterior, con la finalidad de obtener un prototipo que funcione adecuadamente y satisfaga las necesidades del paciente. A continuación, se presenta la lista detallada de especificaciones.

Simplicidad. El dispositivo debe funcionar de la manera más sencilla posible, de tal forma los especialistas puedan implementarlos en sus terapias.

Adaptabilidad. El dispositivo debe orientarse a la estimulación de los miembros del paciente.

Costo. Debe ser de bajo costo y accesible para el público en general.

Cantidad óptima de componentes. Debe poseer la capacidad de funcionar con la mínima cantidad de cables o cargadores.

Materiales. Debe ser construido con materiales de fácil adquisición y que tengan un proceso de maquinado en el país.

Funcionalidad. El dispositivo debe poder funcionar sin ninguna complicación ni afección.

Usabilidad. El dispositivo debe ser fácil de usar, tomando en consideración que está dirigido a niños.

Innovación. El dispositivo debe ser creado con ideas creativas e innovadoras.

Seguridad. El dispositivo debe ser creado con materiales que no afecten la seguridad de los usuarios.

Resistencia. Los materiales deben ser resistentes a impactos.

Utilidad. El dispositivo debe cumplir su función de manera apropiada y estimular al paciente de manera que permita una mejora en su estado.

Facilidad de mantenimiento. Debe ser fácil de reparar en caso de sufrir algún daño.

4.2 Planteamiento de alternativas de solución.

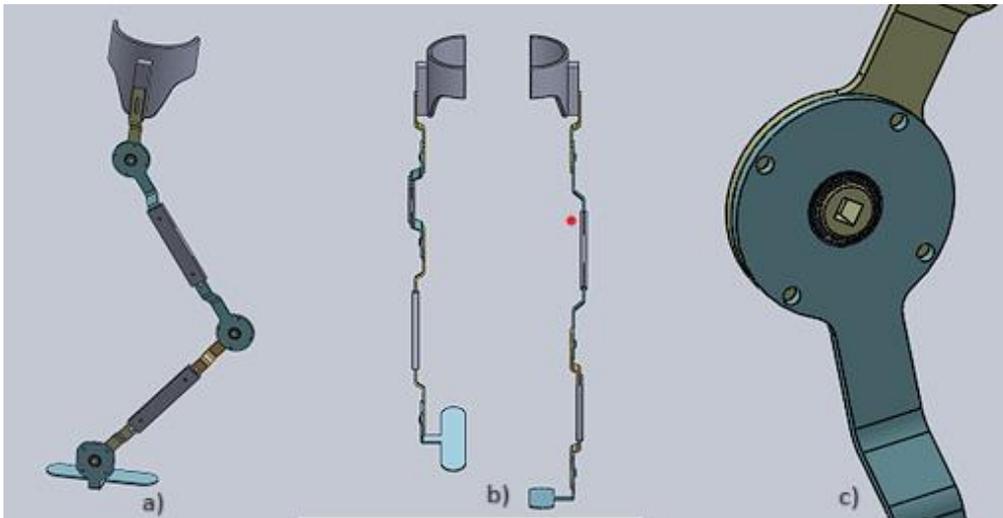
A partir del análisis del problema y considerando todas las especificaciones de diseño y las limitaciones, se proponen dos alternativas de solución que satisfacen las necesidades establecidas

4.2.1 Primera alternativa de solución

La primera alternativa de solución se trata de soporte de miembros inferiores conformado por un conjunto de piezas conectadas mediante pernos, rodamientos y ejes, el sistema comienza en la sujeción de la cadera mediante dos platinas que encajan en la cintura, estas a su vez están conectadas a una placa perforada que sirve de guía para regular la posición de la platina de la cadera. Por consiguiente, está conectada a un eslabón redondo que consta de dos partes las cuales una está conectada a la sección de la cadera y la otra a la sección del muslo. El sistema se repite de igual manera desde la cadera hasta el tobillo el cual cuenta con una variación de platina que sirve de apoyo para el zapato. Como se muestra en la figura 4.1 se puede observar la representación del sistema.

Figura 4.1

primera alternativa de solución, a) vista lateral, b) vista frontal, c) vista de detalle de la sección de la articulación.



En la tabla 4.1 se indica cada uno de los componentes que intervienen en la primera alternativa de solución.

Tabla 4-1

Elementos que componen la primera alternativa de solución

Número de elementos	Descripción	Cantidad
1	Soporte de cadera	2
2	Platina de cadera	2
3	platina de conexión	4
4	Eslabón de regulación	4
5	Platina de rodilla	2
6	Platina de tobillo	2
7	Eslabón de pie	2
8	Rodamientos	6

4.2.2 Segunda alternativa de solución

La segunda alternativa consta de un sistema similar, pero comprende algunas variaciones, en primera instancia el sistema consta de una serie de placas de sujeción de la

cintura para mejorar la fijación al cuerpo. Por consiguiente, cuenta con dos placas en la parte inferior para asegurar la sujeción de la planta del pie. Todos los elementos conectados entre si mediante pernos, piezas con un redondeo que permite el giro del sistema. Además de placas por las que circulan una serie de cintas que permiten la sujeción a las extremidades del paciente. El sistema está planteado para estar soportado por un soporte de peso corporal de 70 kg, en la sujeción se considera un sistema de polea que ayude a fijar el paciente y ajustar según sea el tamaño indicado, las poleas se sujetan al exoesqueleto a través de un conjunto de piezas con una perforación interna analizando la concentración de esfuerzo y aplicando la cantidad de relleno lo suficientemente ideal para soportar la carga del paciente.. En la figura 4.2 se puede observar una representación de los dos componentes. Y en la tabla 4.2 se muestra una lista de los elementos que sistema que componen la alternativa 2.

Figura 4.2.

segunda alternativa de solución



Tabla 4-2.

elementos que componen la alternativa 2 del sistema

Número de elementos	Descripción	Cantidad
1	Barra de conexión 1-5	2
2	Barra de conexión 2-10	2
3	Barra conectora 9.7mm	2
4	Barra de conexión 9.8 mm	4
5	Barra de conexión 9.9 mm	2
6	Cobertor de conexión 1-5	4

7	Junta de cintura 1	24
8	Base para pie	2
9	Pin para pie sección 2	2
10	Placa de conexión larga	2
11	Placa intermedia	2
12	Barra de conexión larga	6
13	Barra de conexión corta	4
14	Acople para pie	4
15	Barra de pierna	2
16	Conector de sección	2

4.3 Selección de la mejora alternativa de solución

Con el propósito de contar con una visión general de las propuestas de solución en la Tabla 4.3 se muestra una lista de ventajas y desventajas de cada una de las opciones. Para seleccionar la mejor alternativa de solución se aplica la matriz Quality Function Deployment (QFD) desarrollada en la Figura 4.3.

Tabla 4-3

Ventajas y desventajas de cada uno de los criterios

Alternativa de solución	Ventajas	Desventajas
Nro. 1	<ul style="list-style-type: none"> • Flexibilidad de los materiales • Capacidad de sujeción de los miembros inferiores • Comodidad del paciente • Mayor capacidad de recolección de información 	<ul style="list-style-type: none"> • Muchos componentes necesitan ser ensamblados
Nro. 2	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicidad en el diseño del dispositivo • Mínimo número de componentes. • Mínima probabilidad de fallos en el dispositivo 	<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo debe permanecer gran parte del tiempo con el dispositivo

Figura 4.3

Matriz QFD

			1 8,8%	2 8,2%	3 10,2%	4 11,4%	5 14,1%	6 9,6%	7 8,3%	8 13,6%	9 9,7%	10 8,2%	
No	Requisitos del Calidad Nivel 2	Peso Ponderado	Simplicidad	Adaptabilidad	Costo	materiales	Cantidad de comp	Funcionalidad	Usabilidad	Resistencia	Seguridad	Innovación	Eval de clientes en %
1	Simplicidad	8,88	9	9	3	9	9	9	1	1	9	1	73%
2	Adaptabilidad	6,59	1	3	9	9	9	1	3	9	3	3	80%
3	Costo	8,06	3	1	1	9	9	3	9	3	9	1	80%
4	Cantidad de compone	18,35	1	1	9	3	1	9	9	9	1	3	75%
5	materiales	15,48	1	9	3	1	9	1	3	1	1	9	72%
6	Funcionalidad	14,18	1	1	1	9	9	1	1	9	9	1	73%
7	Usabilidad	8,21	1	3	1	1	3	1	1	1	1	9	82%
8	Innovación	10,62	9	1	9	3	3	1	1	9	3	1	78%
9	Seguridad	6,36								9			76%
10	Resistencia	8,32						9					80%
			Simplicidad	Adaptabilidad	Costo	materiales	Cantidad de componentes	Funcionalidad	Usabilidad	Resistencia	Seguridad	Innovación	
		Importancia técnica absoluta y relativa	288,6	319,6	398,9	444,4	561,8	372,0	326,7	626,8	378,2	321,8	70,8%
			8,8%	8,2%	10,2%	11,4%	14,1%	9,6%	8,3%	13,6%	9,7%	8,2%	

Tabla 4-4

Asignación de la nomenclatura a los criterios a considerar

Nomenclatura	Criterio
C1	Simplicidad
C2	Adaptabilidad
C3	Costo
C4	Cantidad óptima de componentes
C5	Materiales
C6	Estética
C7	Funcionalidad
C8	Usabilidad
C9	Innovación

4.3.1 Ponderación de criterios

Este proceso permite la comparación entre criterios y así poder determinar el orden de importancia de cada uno de los criterios, otorgando un valor a cada uno del criterio para comparar posteriormente (ver Tabla 4.5).

Tabla 4-5

Comparación de criterios y ponderación

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	N° de veces	PCX
C1										4	5
C2	C1									2	4
C3	C3	C3								5	7
C4	C4	C4	C4							8	9
C5	C5	C5	C5	C4						2	3
C6	C1	C2	C3	C4	C5					0	1
C7	C7	C7	C7	C4	C7	C7				6	8
C8	C1	C2	C3	C4	C5	C8	C7			1	2
C9	C1	C9	C3	C4	C9	C9	C9	C9		5	6
Orden de importancia	5	6	3	1	7	9	2	8	4		

4.3.2 Ponderación de soluciones de acuerdo con cada criterio

A continuación, se lleva a cabo un proceso que permite comparar las dos alternativas de solución con cada uno de los criterios a manera de conseguir la alternativa más adecuada con respecto a los criterios establecidos (ver Tabla 4.6 a la Tabla 4.14).

Tabla 4-6

Comparación de alternativas con el criterio 1

C1	S1	S2	N° de veces	PX1=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-7

Comparación de alternativas con el criterio 2

C2	S1	S2	N° de veces	PX2=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-8*Comparación de alternativas con el criterio 3*

C3	S1	S2	N° de veces	PX3=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-9*Comparación de alternativas con el criterio 4*

C4	S1	S2	N° de veces	PX4=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-10*Comparación de alternativas con el criterio 5*

C5	S1	S2	N° de veces	PX5=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-11*Comparación de alternativas con el criterio 6*

C6	S1	S2	N° de veces	PX6=N
S1			0	1
S2	S2		1	2
Orden de aceptación	2	1		

Tabla 4-12*Comparación de alternativas con el criterio 7*

C7	S1	S2	N° de veces	PX7=N
S1			0	1

S2	S2	1	2
Orden de aceptación	2	1	

Tabla 4-13

Comparación de alternativas con el criterio 8

C8	S1	S2	N° de veces	PX8=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

Tabla 4-14

Comparación de alternativas con el criterio 9

C9	S1	S2	N° de veces	PX9=N
S1			1	2
S2	S1		0	1
Orden de aceptación	1	2		

4.3.3 Ponderación final

En la Tabla 4.15 es posible analizar los pesos finales de cada uno de los criterios. Como puede evidenciarse la opción 1 es la más adecuada.

Tabla 4-15

Ponderación de criterios finales

PCX	P1X	PCX*P1X	P2X	PCX*P2X
5	2	10	1	5
4	2	8	1	4
7	2	14	1	7
9	2	18	1	9
3	2	6	1	3
1	1	1	2	2

8	1	8	2	16
2	2	4	1	2
6	2	12	1	6
Sumatoria		81		54

4.4 Especificaciones del sistema diseñado

A continuación, se detallan los componentes que integran la solución propuesta para el dispositivo de rehabilitación de miembros inferiores. La figura 4.4 ilustra los componentes del dispositivo, mientras que en la Tabla 4.16 se enumeran los elementos de la solución seleccionada.

Figura 4.4.

Vista isométrica del dispositivo

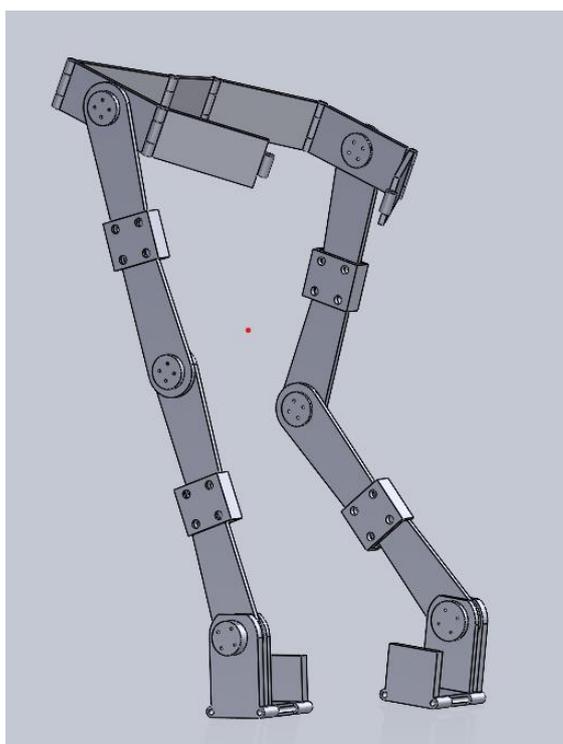


Tabla 4-16*Componentes de la solución seleccionada.*

Número de elementos	Descripción	Cantidad
1	Barra de conexión 1-5	2
2	Barra de conexión 2-10	2
3	Barra conectora 9.7mm	2
4	Barra de conexión 9.8 mm	4
5	Barra de conexión 9.9 mm	2
6	Cobertor de conexión 1-5	4
7	Junta de cintura 1	24
8	Base para pie	2
9	Pin para pie sección 2	2
10	Placa de conexión larga	2
11	Placa intermedia	2
12	Barra de conexión larga	6
13	Barra de conexión corta	4
14	Acople para pie	4
15	Barra de pierna	2
16	Conector de sección	2

4.4.1 Barra de conexión 1-5

La barra de conexión 1-5 es un arco que permite unir los componentes de la planta del pie, esta cuenta con un arco con un orificio que permite el paso a una abrazadera que sujetará al pie, y a su vez está conectada a la base del sistema en la parte delantera, es decir, en la punta del pie. En la figura 4.5 se puede evidenciar la representación del componente.

Figura 4.5

barra de conexión 1-5

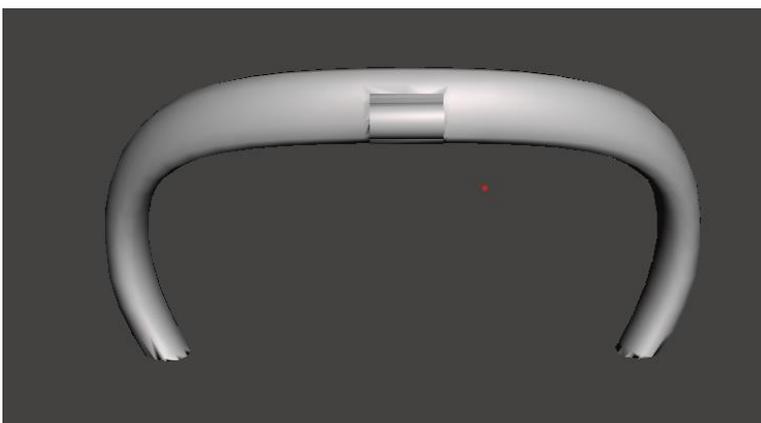


4.4.2 Barra de conexión 2-10

Este elemento es similar al de la barra de conexión 1-5, tiene cierta variación en el ángulo del arco superior, debido a que este elemento este situado en la parte trasera del sistema. En la figura 4.6 se puede evidenciar una representación de este elemento.

Figura 4.6

barra de conexión 2-10

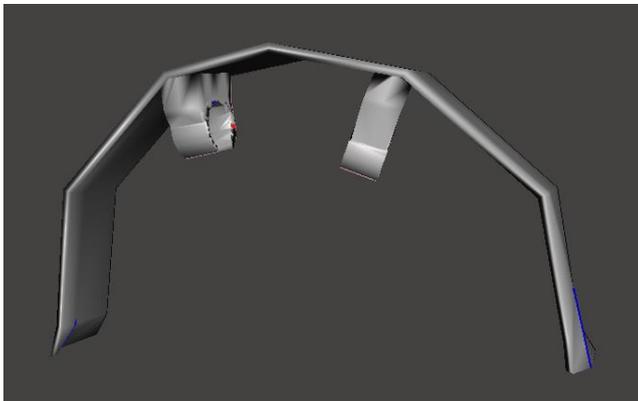


4.4.3 Cobertor de conexión 1-5

El protector o cobertor de conexión 1-5 es una carcasa que permite sostener a la barra de conexión 1-5 debido a la gran concentración de esfuerzos que se pueden presentar en la zona del pie. Este protector además genera un refuerzo a la carga de tensión que se presenta en el sistema. En la figura 4.7 Se puede evidenciar una representación gráfica del componente.

Figura 4.7.

barra de protección 1-5

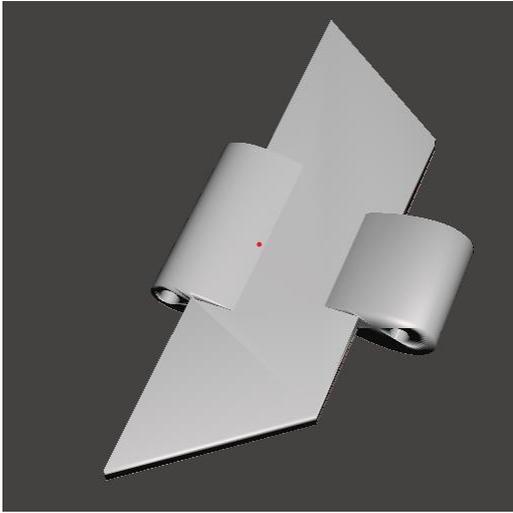


4.4.4 Junta de cintura

Componen una serie de elementos cuya función corresponde a sujetar la parte inferior del empeine del paciente. Al conectarse en un orden secuencial permite adecuar los elementos dependiendo del tamaño de la planta del pie. En la figura 4.8 Es posible evidenciar uno de los elementos que componen este sistema.

Figura 4.8

junta de cintura

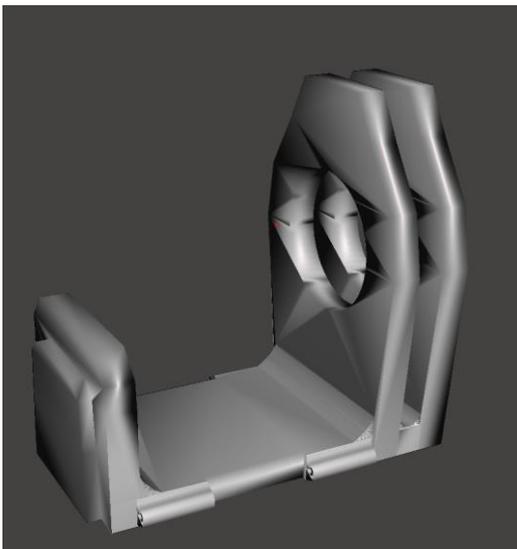


4.4.5 Base para pie

Este es uno de los elementos más grandes del sistema, su función es la de soportar la carga del paciente en su superficie, además de sujetar el pie para evitar que el sistema se desplace. En la figura 4.9 Puede evidenciarse la representación del componente. Cuenta con una perforación cilíndrica para acoplar otros elementos que permiten generar la rotación del sistema.

Figura 4.9.

Base para pie

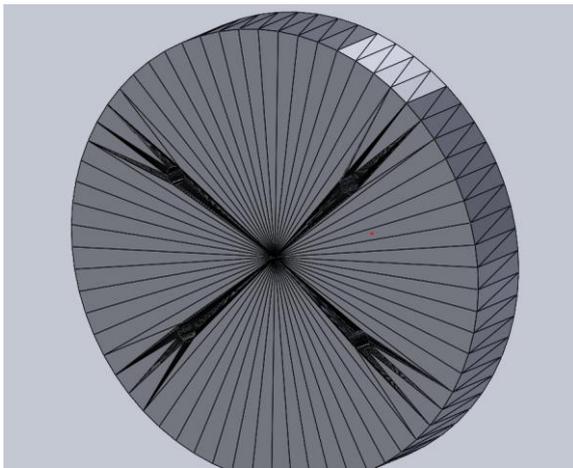


4.4.6 Pin para pie sección 2

Compone una rueda circular con cuatro perforaciones que cumplen la función de acople en varias secciones del mecanismo. A su vez este elemento se incorpora a otro para generar la función de rotación de cada uno de los elementos. En la figura 4.10 es posible evidenciar una representación del componente.

Figura 4.10.

pin para pie sección 2

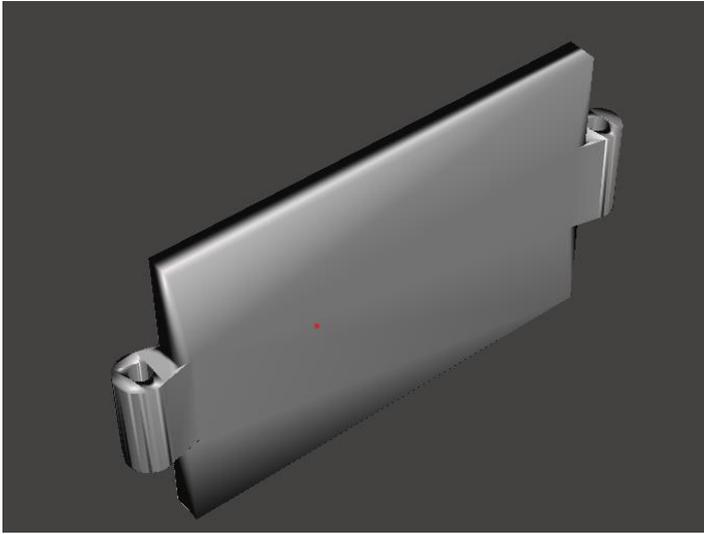


4.4.7 Placa de conexión larga

Es una placa con dos perforaciones para pasadores que permite generar una conexión con otro conjunto de placas. Su función es la de aferrarse a la sección del abdomen el cual se podrá regular dependiendo del paciente. El resto de las placas alteran la sección de los orificios para generar una secuencia de conexión. En la figura 4.11 se puede observar una representación de una de las placas.

Figura 4.11.

placa de conexión larga.

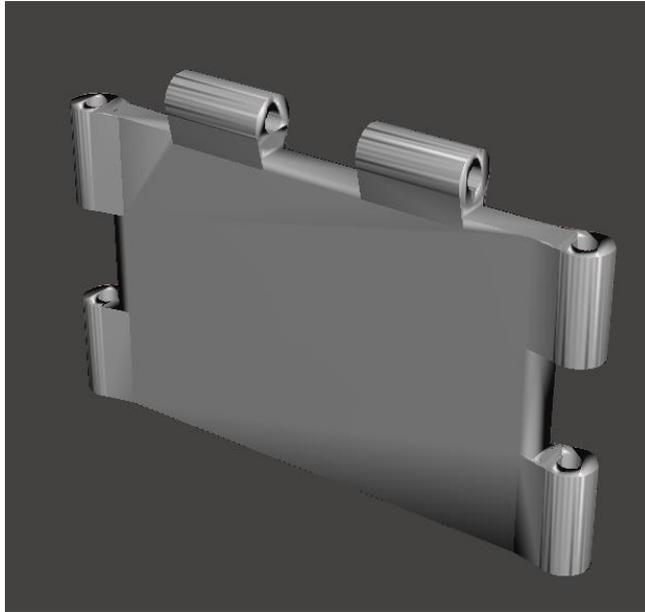


4.4.8 Placa intermedia.

Esta placa es similar a la mencionada anterior, su variación radica en la cantidad de elementos de sujeción que componen el elemento. Debido a que esta placa cumple la función de conectar el resto de las placas de la cintura con las placas inferiores. En la figura 4.12 puede evidenciarse una representación del elemento detallado.

Figura 4.12.

placa intermedia



4.4.9 Barra para pierna

Este elemento es uno de los más importantes, debido a que sujeta y conecta varias secciones del sistema, además de sujetarse al paciente para ejercer el apoyo que necesita para la rehabilitación. Cuenta con una sección redonda y otra plana debido a que está conectada a la sección que permite generar la rotación de las extremidades y la conexión entre sí. En la figura 4.13 puede evidenciarse una representación del componente.

Figura 4.13.

barra para pierna



4.4.10 Barra para pierna

De igual manera, este componente es fundamental para el sistema, gracias a sus perforaciones es posible acoplar algunos de los elementos aferrándose de manera precisa permitiendo que el resto de los componentes ejecuten su función de manera adecuada. En la figura 4.17 puede evidenciarse una representación del componente.

Figura 4-17

barra de perna



4.5 Diseño Mecánico:

Al ser un equipo de rehabilitación el trabajo se ha basado en los datos antropométricos de hombres mestizos en edades activas que puedan realizar labores cotidianas.

Tabla 4-18

Dimensiones para hombres mestizos.

ALTURA NOMINAL	
Percentil 5%	162cm
Percentil 50%	172,39cm
Percentil 95%	182,52cm

Cada segmento del cuerpo tiene una longitud que se le ha asignado un porcentaje definido. Es decir que cada porción anatómica dependerá de la altura del individuo.

Analizando las dimensiones antropométricas de un individuo mestizo nace una nueva tabla con las medidas de las porciones anatómicas para cada percentil y de acuerdo con su porcentaje.

Tabla 4-19

medidas anatómicas para cada percentil

SEGMENTO	DIMENSIÓN CM.		
Altura nominal	162	172,39	182,52
Cadera-rodilla	39,69	42,25	44,71
rodilla-tobillo	39,85	42,40	44,89
Tobillo-talón.	6,31	6,72	7,11
Ancho cadera	30,94	32,92	34,86
largo pie	24,62	26,20	27,74
Ancho pie	8,91	9,48	10,03

De igual manera que en las longitudes los pesos de cada segmento tienen su respectivo porcentaje como se muestra en la tabla 4.20

Tabla 4-20

tabla de medidas anatómicas

PORCIÓN ANATÓMICA	PORCENTAJE %
Tronco sin miembros	50
Mano	0.7
Antebrazo con mano	2.3
Antebrazo sin mano	1.6
Parte superior del brazo	2.7
Brazo completo	5
Pie	1.5
Parte inferior de la pierna con pie	5.9
Parte inferior de la pierna sin pie	4.4
Muslo	10.1
Pierna completa	16

Apoyados de la tabla de porciones anatómicas encontraremos los pesos de estos.

$$W = P * G$$

Donde:

$W \rightarrow$ Peso,

$P \rightarrow$ Porcentaje de peso de cada segmento.

$G \rightarrow$ a la gravedad,

En la siguiente tabla 4.21 se muestra los resultados de cada segmento corporal.

Tabla 4-21*peso de segmento corporal de persona de 1.80 de estatura*

Referencia de peso de segmento corporal	Resultado de peso (N)
Cabeza (W ₁)	192
Tronco con Brazos (W ₂)	492
Muslo (W ₃)	274
Canilla (W ₄)	24
Pie (W ₅)	69

A continuación, se considera un peso deseado para cada parte de exoesqueleto con una ~~masa~~ *masa* de 5Kg por cada pierna.

$$A = m * g \quad (2)$$

Donde:

A: segmento del exoesqueleto.

m: masa aproximada de sección de exoesqueleto.

g: gravedad.

Entonces, en la tabla 4-22 se obtiene los resultados de la ecuación 2.

Tabla 4-22*Peso deseado de sección de exoesqueleto*

Segmento máximo exoesqueleto	Peso (N)
Cadera (A ₁)	125
Rodilla(A ₂)	96
Tobillo (A ₃)	75

Una vez obtenidos todos los valores se procede al cálculo de torque de cadera, rodilla,tobillo, en el segmento sagital.

Torque Cadera (T1):

Para el cálculo del T1 perteneciente a la cadera, se ha calculado de acuerdo con los pesos de cada segmento y de acuerdo con el peso del exoesqueleto ya que también ejerce una fuerza contraria a la gravedad.

$$T1 = (W_3C_3) + (A_2D_3) + W_4(D_3 + D_4) + A_3(D_3 + D_4) + W_5(D_3 + D_4 + C_5) \quad (3)$$

Torque rodilla (T2):

Para el cálculo del Torque 2 (T2) Rodilla, igual que en T1 se realiza en un supuesto caso que la pierna se estire totalmente.

$$T2 = (W_4C_4) + (A_3D_4) + W_5(D_4 + C_5) \quad (4)$$

Torque tobillo (T3):

Para el cálculo del Torque 3 (T3) Tobillo, se establece la ecuación 5 en base a la

$$T3 = (W_5C_5) \quad (5)$$

Teniendo como resultados:

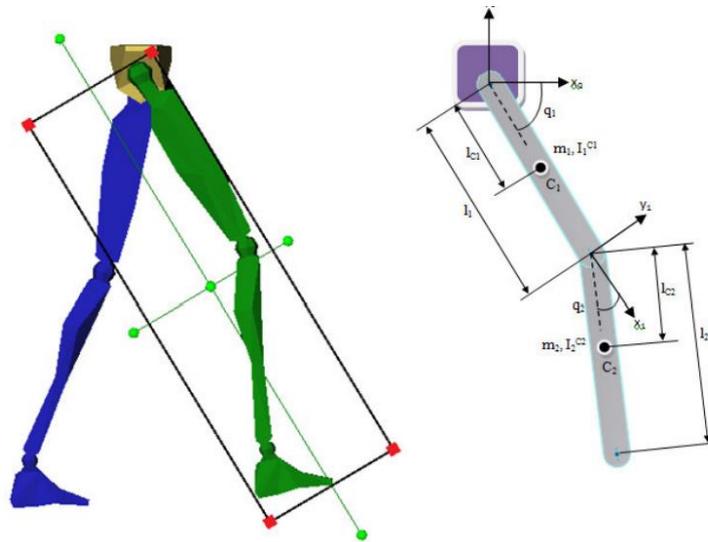
- T1= 24.9842Nm.
- T2=6.2935Nm.
- T3=0.0883Nm.

4.5.1 Análisis Cinemático.

La cinemática expuesta del exoesqueleto se considera como la relación entre las juntas individuales de cada extremidad, con la localización y orientación de la unión con la rodilla, la cadera y el tobillo. También se hace uso de la cinemática inversa para definir la posición de las uniones y los eslabones, y así se obtiene la dinámica del sistema mecánico. Utilizando el método de Denavit-Hartenberg se obtiene las matrices de transformación homogénea describiendo la relación entre los movimientos rotacionales y traslacionales, adyacentes a los eslabones del exoesqueleto

Figura 4.14.

análisis cinemático del plano sagital de una persona



4.5.2 Energía potencial

El análisis dinámico que se presentó fue en base a una pierna en su movimiento libre extendida totalmente del cual se obtuvo como resultado que el torque máximo necesario cuando el fémur este en su ángulo más crítico. Basados en los cálculos realizados tendría que ser superior a 20Nm. En el análisis mecánico basado en la Figura 10, se obtuvo un torque máximo de caderade 24.98Nm.

En comparación de los dos análisis presentados para la selección del actuador se utiliza lainformación de un torque necesario aproximado de 25Nm.

Con los datos anteriormente calculados de proceder a realizar el análisis específico del sistema para lo cual se obtiene que:

4.6 Análisis analítico

Partiendo de los datos específicos del sistema se procede a iniciar el proceso.

- **Longitud de la pieza:** 30 cm = 0.30 m
- **Espesor de la pieza:** 2 cm = 0.02 m

las fuerzas descompuestas en cada uno de los ejes tomando en consideración el peso del un paciente promedio son:

Fuerza en X: 5097.742 N

Fuerza en Y: 5331.522 N

Fuerza en Z: 4161.509 N

Continuando con el proceso ya contamos con las fuerzas en cada uno de los ejes de las partes críticas del sistema para lo cual procedemos a analizar las propiedades del material empleado en el sistema el cual es PTG se obtienen los siguientes resultados.

- Módulo elástico: $2 \times 10^9 \text{ N/m}^2$
- Coeficiente de Poisson: 0.394
- Densidad: 1.020 kg/m^3

Por consiguiente, se procede a realizar los cálculos de tensión y desplazamiento.

$$\sigma_x = \frac{F_x}{A} = \frac{5097.74}{0.0025} = 2.03 \times 10^6 \text{ N/m}^2$$

$$\sigma_y = \frac{F_y}{A} = \frac{5331.52}{0.0025} = 2.13 \times 10^6 \text{ N/m}^2$$

$$\sigma_z = \frac{F_z}{A} = \frac{4161.50}{0.0025} = 1.66 \times 10^6 \text{ N/m}^2$$

$$\delta_x = \frac{F_x * L}{A * E} = \frac{5097.74 * 0.30}{0.0025 * 2 \times 10^9} = 3.06 \times 10^{-5} \text{ m}$$

$$\delta_y = \frac{F_y * L}{A * E} = \frac{5331.52 * 0.30}{0.0025 * 2 \times 10^9} = 3.19 \times 10^{-5} \text{ m}$$

$$\delta_z = \frac{F_z * L}{A * E} = \frac{4161.50 * 0.30}{0.0025 * 2 \times 10^9} = 2.49 \times 10^{-5} \text{ m}$$

A continuación, procedemos a realizar el cálculo del desplazamiento total del sistema:

$$\delta_{total} = \sqrt{\delta_x^2 + \delta_y^2 + \delta_z^2}$$

$$\delta_{total} = \sqrt{(3.05 \times 10^{-5})^2 + (3.19 \times 10^{-5})^2 + (2.49 \times 10^{-5})^2}$$

$$\delta_{total} = \sqrt{9.35 \times 10^{-10} + 1.02 \times 10^{-10} + 6.23 \times 10^{-10}}$$

$$\delta_{total} = \sqrt{2.58 \times 10^{-9}}$$

$$\delta_{total} = 5.08 \times 10^{-5} \text{ m}$$

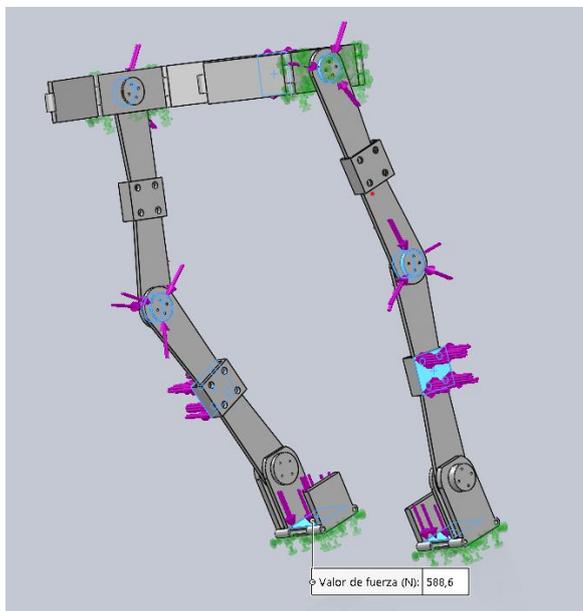
4.6.1 Análisis de elementos finitos.

Debido a que el sistema entra en contacto con una persona que necesita rehabilitación. Hay que asegurarse que cumpla con su funcionalidad. Tomando en consideración esta información se procede a realizar una simulación aplicando el peso equivalente de un ser humano de 60kg, equivalente a 588.60N con la ayuda de nuestro software de simulación procedemos a verificar la funcionalidad del sistema. Aplicando las características del material el cual es simulado PTG y las cargas en los lugares críticos los cuales son la cadera, la rodilla y los pies debido a que en estos sitios son donde se soportará y distribuirá el peso con la ayuda de correas. Se obtiene la siguiente información.

Como se puede evidenciar en la figura 4.15 se aplican las cargas en los sitios antes mencionados para ejecutar una simulación adecuada.

Figura 4.15.-

Aplicación de carga simulada al sistema.

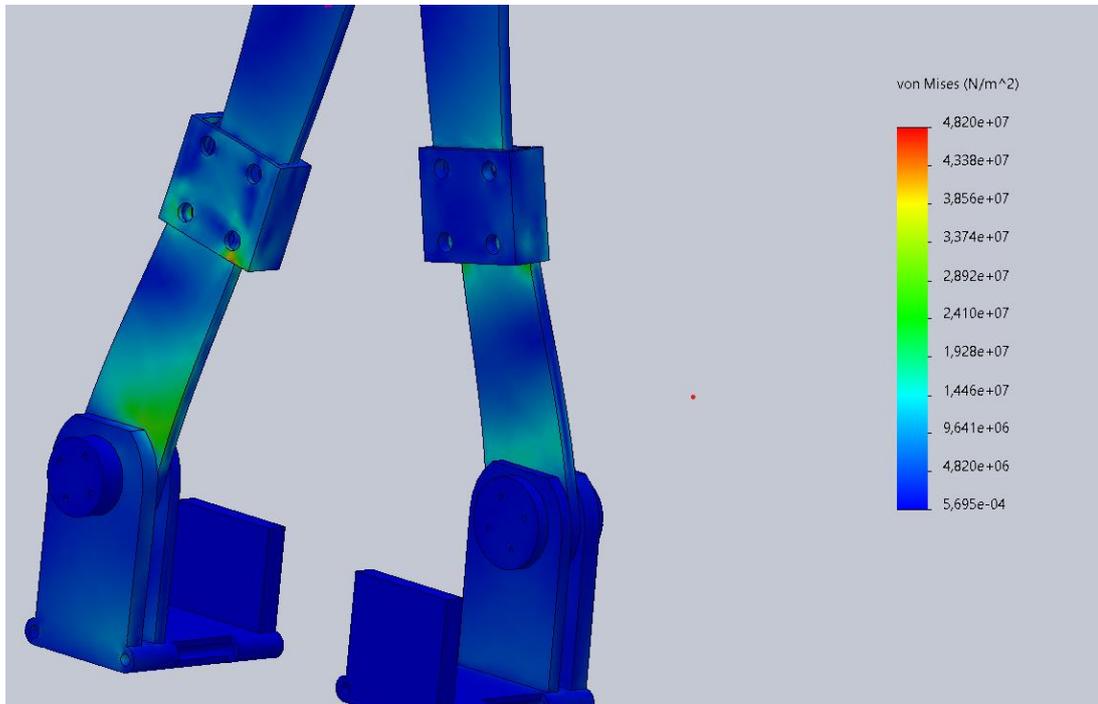


El primer estudio que se realizó fue el análisis de tensión, mediante la simulación se obtuvo que el mayor esfuerzo que se aplica en el sistema es de 3.86×10^7 N/m² tomando en

consideración que las secciones en donde existe concentración de esfuerzos es mínima podremos analizar que el sistema resistirá al peso de un adulto sin dificultades.

Figura 4.16.-

Análisis de tensión mediante simulación.

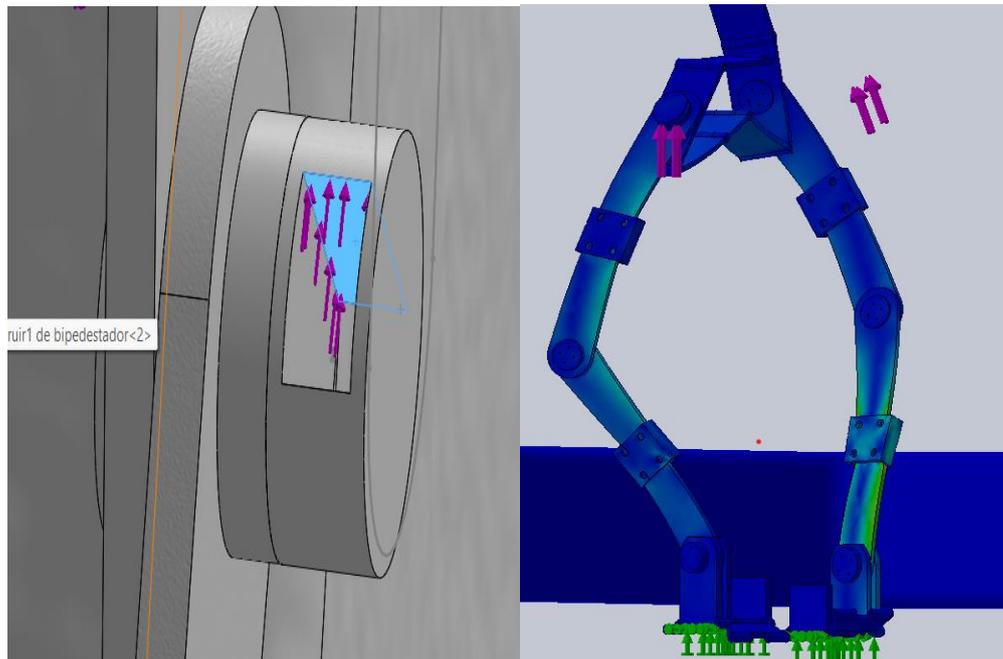


Continuando con el proceso de simulación, se procede a simular la deformación unitaria del sistema como puede evidenciarse el sistema soporta en gran medida el peso del paciente. La escala de esfuerzo a la derecha de la figura 4.16 se puede evidenciar la escala de esfuerzo que puede ser crítica para el sistema. Como se puede observar no existe ninguna sección en donde el esfuerzo sea mayor a la escala verde la cual puede considerarse tolerable al sistema por tal motivo el sistema puede soportar y ejecutar su funcionalidad sin problemas.

Finalmente se toma en consideración el peso aplicado del paciente en el conjunto de ranuras ancladas al exoesqueleto para lo cual se analiza el sistema aplicando un peso promedio de 70 kg distribuido en ambas piezas como se muestra en la figura.4.17 es posible observar que la resistencia del material soporta la carga ya que no supera el esfuerzo de $6.22 \times 10^6 \text{ N/m}^2$. y el esfuerzo es mínimo.

Figura 4.17.

simulación del sistema aplicando la carga del paciente utilizando el sistema de poleas.

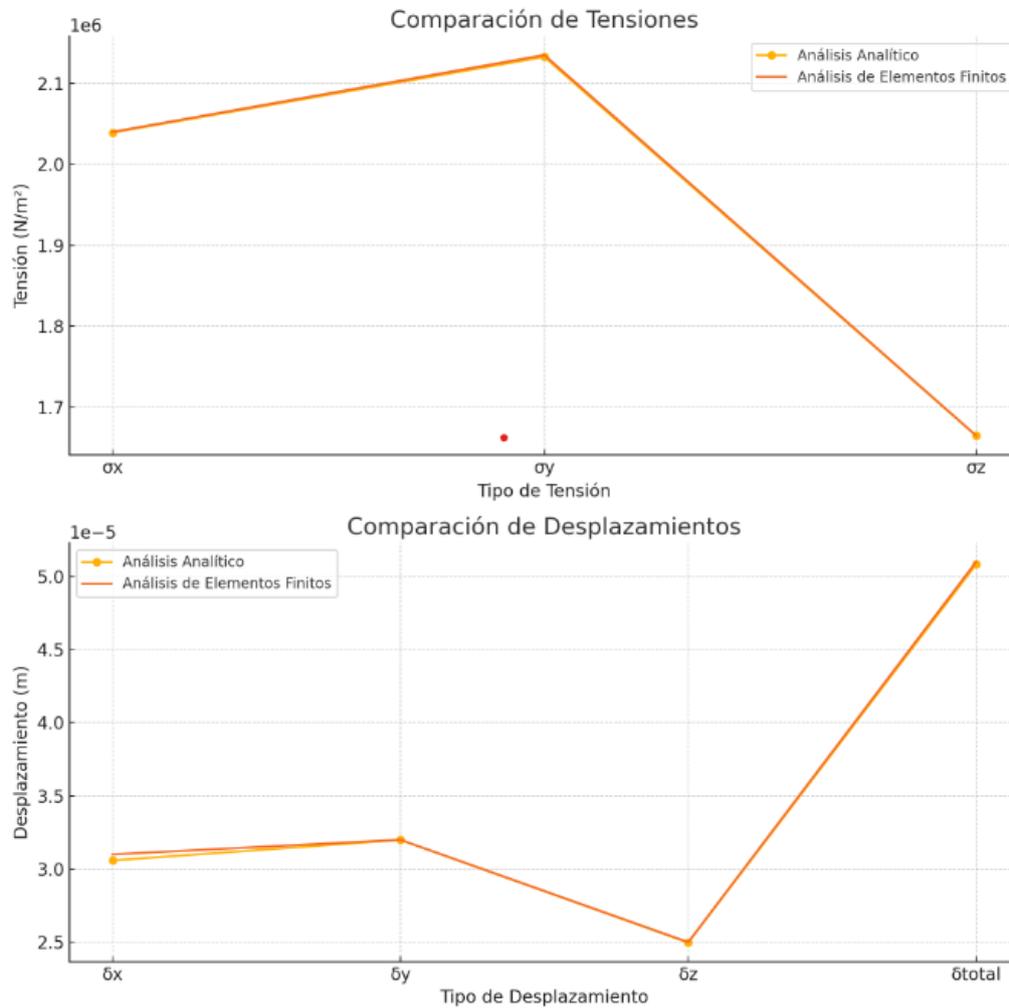


4.6.2 Comparación de datos y curva de convergencia

Prosiguiendo con el desarrollo del sistema se procede a realizar una comparativa entre los dos tipos de datos, obteniendo la siguiente gráfica:

Figura 4.18.

curva de convergencia entre el análisis analítico y el de elementos finitos



Analizando las gráficas anteriores podemos decir que los valores de tensión en el eje “x”, “y” y “z” de los dos tipos de análisis difieren de manera mínima por lo tanto indican buena concordancia en los dos tipos de esfuerzos de tensión y desplazamiento. Para más detalles consultar Anexos en sección planos.

Para garantizar la funcionalidad del dispositivo procedemos a calcular el porcentaje de error del sistema para lo cual utilizaremos los dos tipos de análisis realizados anteriormente.

Tensiones (N/m²):

σ_x :2000000

σ_y :2100000

$\sigma_z: 1600000$

Desplazamientos (m):

$$\Delta x = 3.00 \times 10^{-5}$$

$$\Delta y = 3.10 \times 10^{-5}$$

$$\Delta z = 2.40 \times 10^{-5}$$

$$\Delta_{total} = 4.90 \times 10^{-5}$$

Aplicando la formula del error porcentual procedemos a calcular cada uno de los errores por lo cual obtenemos:

$$Error\ porcentual = \left| \frac{valor\ analítico - valor\ FEA}{Valor\ analítico} \right| \times 100$$

Obtenemos:

Tabla 4-23.

porcentaje de error.

Tensiones	Porcentaje (%)
σ_x	1.92
σ_x	1.53
σ_x	3.88
Desplazamiento	
Δx	1.92
Δx	3.09
Δx	3.88
Δx	3.59

Por consiguiente, procedemos a calcular el porcentaje de confianza del dispositivo el cual se obtiene mediante la diferencia del 100% y el error promedio. El cual mediante un cálculo sencillo se obtiene 2.78% por tal motivo el porcentaje de confianza del sistema es de 97.22%.

4.7 Construcción y ensamble del dispositivo.

La mayoría de los elementos que conforman el dispositivo se fabrican empleando técnicas de impresión 3D. en la tabla 4.23 se puede evidenciar algunos de los parámetros de impresión para los componentes que se vieron necesarios analizar debido a los requerimientos del sistema. Seleccionando el material PLA. Utilizando el software libre Elego Cura, se procede a construir los modelos de impresión 3D. la máquina de impresión utiliza un código G para planificar cada una de las capas del modelo y ejecutar la impresión.

Tabla 4-24

Parámetros de impresión para la carcasa

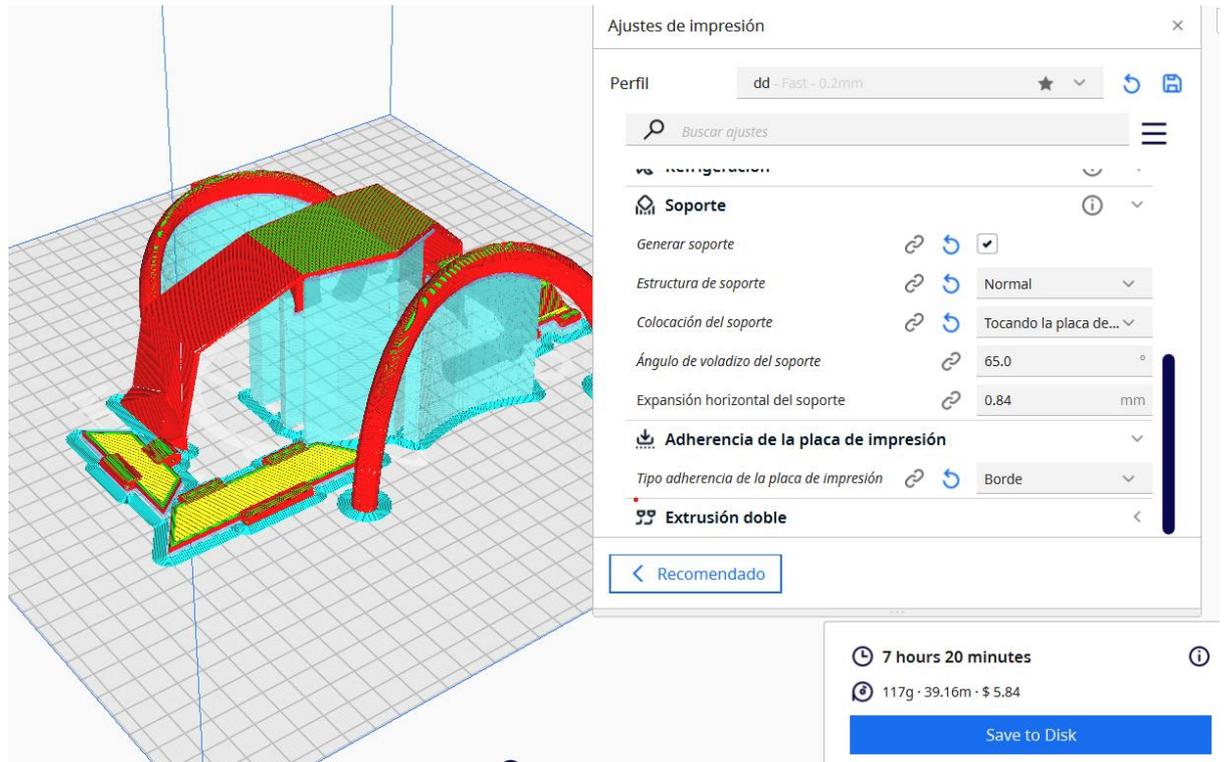
PARÁMETROS	CONFIGURACIÓN
	N
Altura de la capa de material	0,2 mm
Densidad de relleno	25%
Temperatura de impresión	215-217 °C
Patrón de relleno	giroide
Velocidad	100%

4.8 Elaboración de las piezas que componen el mecanismo

Para la obtener cada uno de los componentes del sistema mediante la impresión se realiza una configuración previa tomando en cuenta varios parámetros para desarrollar y obtener una óptima calidad de impresión. En la figura 4.15 es posible evidenciar la configuración necesaria con el programa Elego Cura. Debido a la gran cantidad de componentes que intervienen en el sistema fue necesario imprimir por sección para ahorrar tiempo y material.

Figura 4.19.

configuración del proceso de impresión de componentes del sistema.



De igual manera que en la figura anterior, se repitió el mismo proceso para cada una de las piezas que componen el sistema de rehabilitación de miembros inferiores. Con la ayuda de algunos elementos de sujeción como tornillos y pernos se procede a encajar las piezas del sistema. En los Anexos sección B detallamos el proceso en las hojas de procesos.

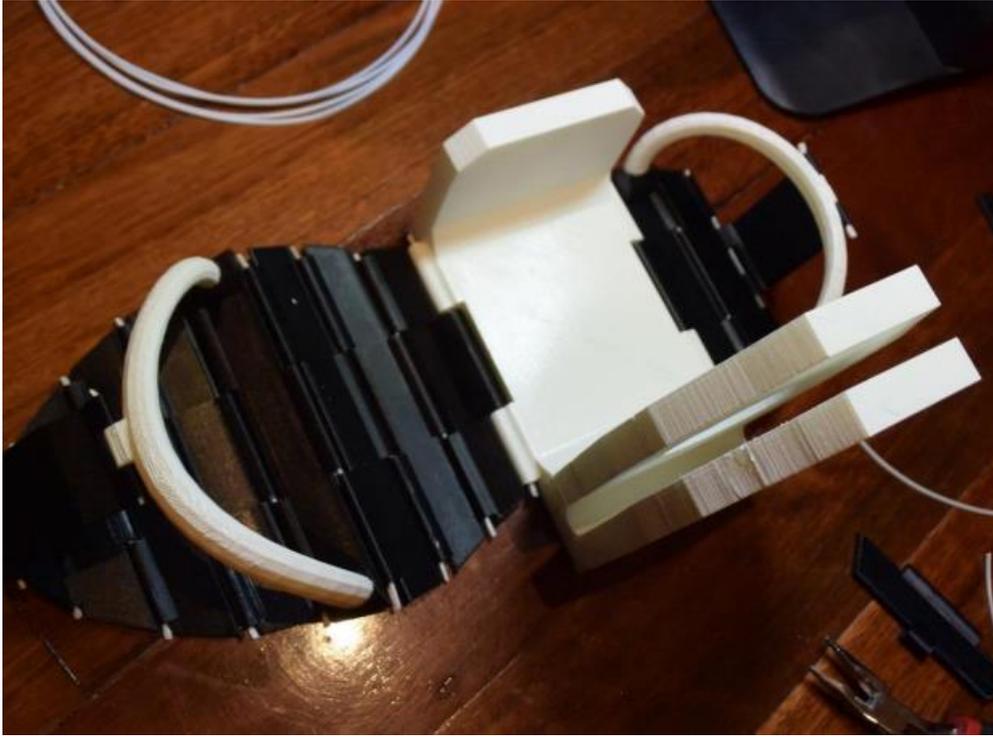
4.9 Ensamble de los componentes

A continuación, se procede a realizar el ensamblaje de los componentes, con la ayuda de unos tornillos y pernos, además de pegamento de fijación de doble componente para montar los elementos del sistema de rehabilitación de miembros inferiores.

En la primera etapa de ensamblaje se procede a conectar cada uno de los componentes que conforman en soporte del zapato, conectando cada uno de los elementos con la ayuda de tornillo y pernos además de pegamento de doble componente para asegurar la fijación. Como se muestra en la figura 4.16 Se ensambla las piezas que conforman la sección del pie.

Figura 4.20.

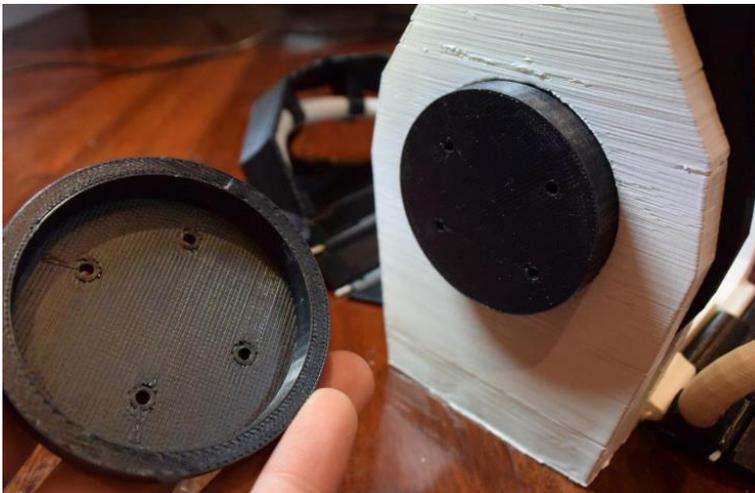
Ensamble de la sección del pie



Una vez culminado la sección del pie se procede a conectar con el resto de los componentes. Iniciando con la barra de la pierna la cual será ajustada con el resto de las componentes que permiten la rotación de las articulaciones como se muestra en la figura 4.17 Además, colocando pegamento de doble componente se asegura que ninguno de los elementos se desplace mientras se procede a colocar los tornillos.

Figura 4.21.

adecuación de los orificios para insertar los tornillos



De igual manera se realiza una conexión de los elementos tomando en cuenta el orden lógico, se procede a colocar las secciones de unión, y con la ayuda de los pernos de fijan entre ellos. Los tornillos nos ayudan a sujetar los componentes que estarán sujetos a la sección del muslo y del gemelo. Hay que verificar que la rotación de la sección de la rodilla sea la adecuada y no exista resistencia en la rotación. Como se muestra en la figura 4.18 la sección de la pierna derecha esta completa. Se repite el mismo proceso con el otro lado de la pierna para posteriormente unir los dos segmentos.

Figura 4.22.

proceso de acoplamiento de la sección intermedia del muslo y el gemelo.



4.10 Pruebas de funcionamiento.

Para verificar el desempeño del sistema, se llevan a cabo una serie de pruebas de funcionamiento. Estas pruebas se realizan en dos momentos diferentes, que se denominan Día 1 y Día 2. Las características de estas pruebas se detallan en la Tabla 4.24.

Tabla 4-25

Proceso para la realización de pruebas de funcionamiento

Denominación	Descripción
Tema:	Pruebas de funcionamiento del sistema de rehabilitación de miembros inferiores
Objetivo:	Verificar el correcto funcionamiento y desplazamiento del paciente mientras utiliza el sistema
Materiales:	<ul style="list-style-type: none"> • Dispositivo de estimulación • Computador portátil

Procedimiento	a) Se comienza explicando al usuario cómo funciona el dispositivo b) Luego, monta el dispositivo en el sujeto de prueba. c) Se activa el dispositivo y se verifica que el paciente siga las indicaciones correctamente. d) La actividad de prueba se realiza durante 1 minuto, con una pausa de 30 segundos, y se repite el proceso 3 veces. e) Finalmente, se registra la información obtenida en la sección de "Resultados".
---------------	--

Resultados

Tabla 4-26

Rendimiento del sistema en las pruebas efectuadas el día 1

N° de prueba	Tiempo de ejecución(minutos)	Intentos	Resultados
1	3	1	Correcto
2	3	2	Aceptable
3	3	1	correcto

Tabla 4-27

Rendimiento del sistema en las pruebas efectuadas el día 1

N° de prueba	Tiempo de ejecución(minutos)	Intentos	Resultados
1	3	2	Aceptable
2	3	1	Correcto
3	3	2	Aceptable

Analizando los datos podemos determinar que el único inconveniente en el uso del sistema es cuando el paciente tiene que realizar algún movimiento que involucre todas las articulaciones delha cuerpo. Considerando que ninguno de los porcentajes analizados en la simulación y cálculos analíticos superó un error del 5% podemos intuir que el sistema cumple con las expectativas gracias a que el porcentaje de confianza del sistema es de 97%.

Tabla 4.28

Resultados de las pruebas realizadas al sistema

Parámetros	Prueba 1	Prueba 2
Movimiento	funciona	funciona
	correctamente	correctamente
Ajuste	funciona	funciona
	correctamente	correctamente
Rotación de Articulaciones	funciona	funciona
	correctamente	correctamente
comodidad	funciona	funciona
	correctamente	correctamente
Funcionalidad	funciona	funciona
	correctamente	correctamente
Estimulación	Parcialmente bien	Parcialmente bien

Una vez finalizado todo el proceso, se concluye que el sistema de rehabilitación funciona correctamente y cumple con su propósito, excepto por el movimiento hacia atrás, ya que no se pudo articular debido a la altura del paciente. Por ello, se indica que el dispositivo ha cumplido con todas las expectativas del diseño.

Además, se evalúa el rendimiento y funcionamiento del sistema utilizando tablas de referencia, donde se organizan los parámetros considerados adecuados para el funcionamiento del dispositivo. Primero, se evalúa la funcionalidad del dispositivo en base a su respuesta y al momento del día en que se realizó el proceso, como se muestra en la Tabla 4.28, determinando así la eficiencia del sistema.

5 Conclusiones

Basado en los objetivos establecidos, se puede concluir lo siguiente:

- Se evaluaron las necesidades que debe cumplir un sistema para estimular a un paciente con alguna falencia en los miembros inferiores. Se estudiaron las características del paciente, sus incapacidades y las restricciones que implica la discapacidad. Además, se definieron las especificaciones que debe tener un sistema para pacientes con esta condición. En consecuencia, se eligió el método de estimulación más accesible y fácil de implementar, considerando los costos y la accesibilidad de los diseños del dispositivo.
- Se diseñó un sistema con fines terapéuticos, teniendo en cuenta las limitaciones del usuario, con el objetivo de fomentar la capacidad de estimular y aprovechar los múltiples beneficios de los sistemas de estimulación motrices. También se implementó un sistema fácil de usar para el usuario, utilizando elementos de fácil adquisición y de bajo costo pero eficientes, que puedan ser reemplazados fácilmente en caso de falla y que requieran un mantenimiento mínimo.
- Se procedió a fabricar e implementar todos los componentes necesarios para preservar los elementos eléctricos. Asimismo, se realizaron los cambios y modificaciones pertinentes para el correcto funcionamiento del dispositivo, como perforaciones para los pasadores, empleando métodos de manufactura con elementos comerciales y disponibles en el mercado.
- Se realizaron dos pruebas de funcionamiento en diferentes entornos, considerando las características de los pacientes con cierta afectación, lo que permitió verificar el correcto funcionamiento del dispositivo con un porcentaje de confianza del 97%.
- Finalmente, se concluye que el sistema de estimulación para pacientes con discapacidad de miembros inferiores es muy favorable. Debido a su condición, los

pacientes no pueden utilizar cualquier sistema que estimulen su desarrollo. Además, los sistemas disponibles en el mercado no son accesibles para aquellos que no tienen los recursos económicos. Por lo tanto, la propuesta de este trabajo de investigación es una alternativa muy adecuada.

6 Recomendaciones

- Para futuras investigaciones, es esencial considerar la condición de los pacientes y se sugiere desarrollar una interfaz que sea fácil de manipular para el usuario. Idealmente, esta interfaz debe ser lo más intuitiva posible y capaz de captar las necesidades del paciente para que se sienta cómodo utilizando el sistema.
- Para el mantenimiento, se recomienda que los equipos se instalen teniendo en cuenta su posible reemplazo. Por ello, es preferible usar acoples que faciliten tanto la instalación como el retiro de los equipos.
- La parte más crucial del sistema es la articulación de las extremidades. No obstante, el principal desafío es el tamaño del paciente, ya que debido a la estatura no puede implantarse en pacientes con gran diferencia de tamaños.
- Se aconseja ajustar los tiempos de implementación del sistema según la edad del paciente, ya que cada paciente puede realizar algún esfuerzo de manera diferente y puede cansarse o fatigarse al implementar el sistema de rehabilitación de los miembros inferiores.

7 Referencias

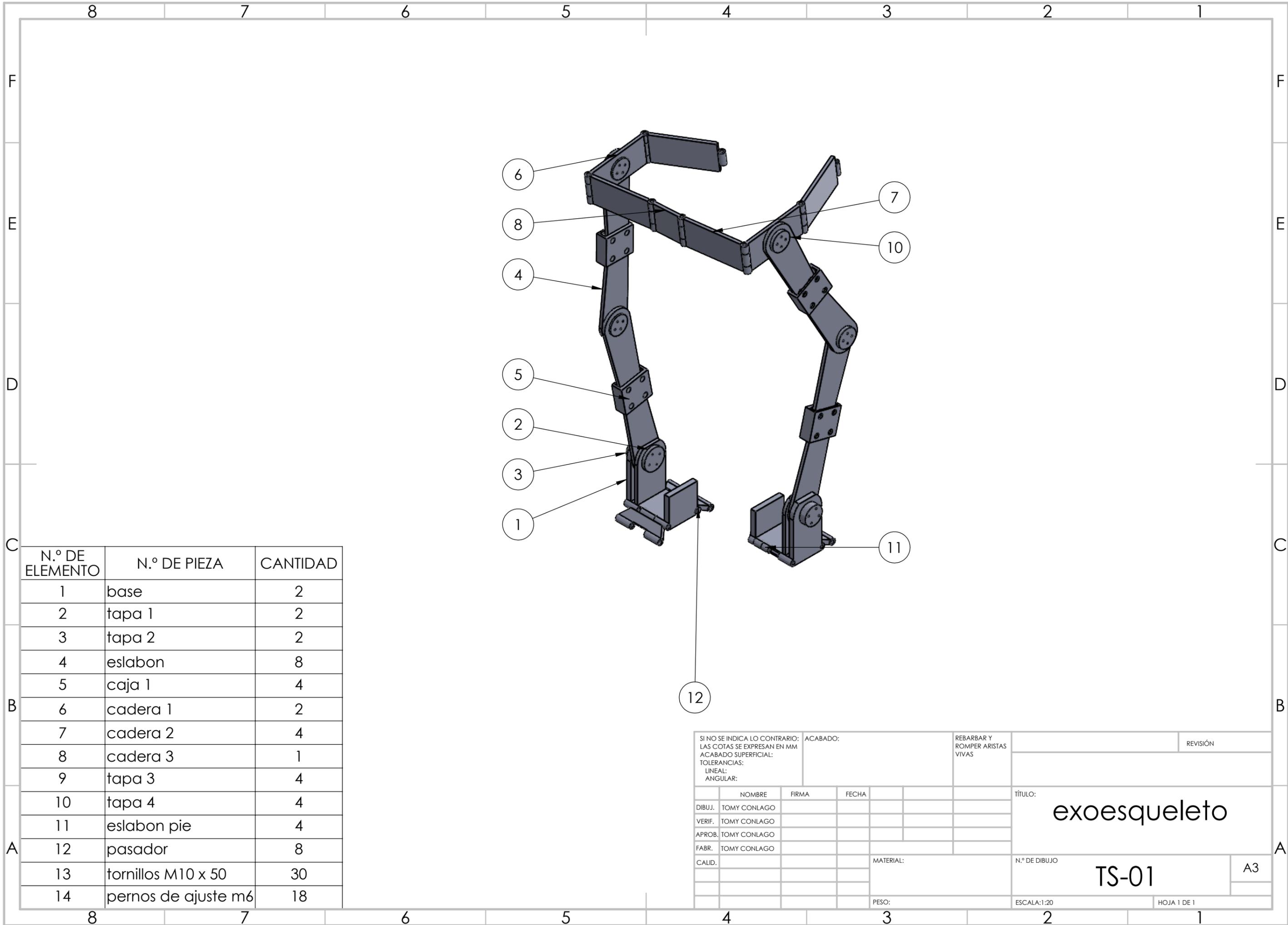
- [1] Word Reference, *Planos anatómicos*, México: WordPress, 2019.
- [2] A. TAYLOR, «Siete órganos sin los que puedes vivir,» *EL PAÍS*, 2017 Octubre 2017.
- [3] Ministerio del trabajo e inmigración, «ANTROPOMETRÍA,» *INSTITUTO NACIONAL DEL DE SEGURIDAD E HIGIENE EN EL TRABAJO*, vol. 1, n° 1, p. 21.
- [4] A. M. Nogueras, J. L. C. Arenillas, J. O. Rodríguez, F. J. B. Iglesias y C. S. Sánchez, *Fases de la marcha humana*, Madrid: Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiólogía, 1999.
- [5] Y. Matías, *Debilidad muscular, ¿tendré distrofia muscular?*, México: Salud, 2023.
- [6] A. Ólafsson, *Exoesqueletos robóticos que ayudan al cerebro a caminar*, Madrid: CSIC, 2023.
- [7] KEN HUB, «KEN HUB,» 19 Septiembre 2023. [En línea]. Available: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/anatomia-de-la-cabeza-y-el-cuello>.
- [8] M. P. C. Bravo, «La investigación en el campo de la Educación,» *Investigación Educativa*, pp. 25-42, 1992.
- [1] J. Alcalá janethalcala *et al.*, “Diseño y Construcción de un Exoesqueleto para Rehabilitación”, *repository.uaeh.edu.mx*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/xikua/article/view/3545>
- [2] R. Rahmani, L. Pacheco, G. Henri, A. E. Léon, y M. Gatian, “Lecciones de anatomía en la pintura barroca”, *torrejocillotodonoticias.com*, Consultado: el 13 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.torrejocillotodonoticias.com/wp-content/uploads/periodico-2021-4.pdf#page=26>
- [3] D. T. Burgos, P. Aya-Parra, M. A.-I. CUC, y undefined 2019, “Exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior con dos grados de libertad orientado a pacientes con accidentes cerebrovasculares”, *repositorio.cuc.edu.co*, doi: 10.17981/ingecuc.15.2.2019.04.
- [4] R. G. Carvajal, F. Vanegas, ... J. D.-I. L. A., y undefined 2008, “Diseño y control de un exoesqueleto para rehabilitación motora en miembro superior”, *Springer*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-74471-9_176
- [5] M. C. Cardona, ... F. R. S.-R. I., y undefined 2010, “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación”, *scielo.org.co*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1909-97622010000100008&script=sci_arttext
- [6] G. Cruz-Martínez, ... A. V.-G.-R. mexicana, y undefined 2018, “Diseño de exoesqueleto con base en cuatro casos de estudio de rehabilitación de miembro superior”, *scielo.org.mx*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S0188-95322018000100081&script=sci_arttext

- [7] J. Villarejo, ... N. V.-J.-R. I., y undefined 2018, "Sistema de biofeedback para rehabilitación de marcha asistida por un exoesqueleto", *scielo.org.co*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1909-97622018000200047&script=sci_arttext
- [8] J. Francisco Ayala-Lozano *et al.*, "Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior", *revistas.unal.edu.co*, vol. 1, pp. 79–90, 2015, doi: 10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188.
- [9] R. López, J. Torres, S. Salazar, R. L.-R. mexicana de, y undefined 2014, "Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla", *scielo.org.mx*, vol. 35, núm. 1, pp. 13–28, 2014, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S0188-95322014000100004&script=sci_abstract&lng=pt
- [10] D. Sosa-Méndez, ... M. A.-M.-R. mexicana, y undefined 2017, "Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro", *scielo.org.mx*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S0188-95322017000100330&script=sci_arttext
- [11] R. Gutiérrez, F. Vanegas Alvarez, O. F. Aviles, P. Andrea, y N. Suarez, "Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora", *researchgate.net*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Oscar-Aviles-Sanchez-2/publication/228090530_Disenoy_control_de_un_exoesqueleto_de_rehabilitacion_motora/links/55e5d9c308aec74dbe74dc2f/Diseno-y-control-de-un-exoesqueleto-de-rehabilitacion-motora.pdf
- [12] M. Cardona, F. Serrano, J. A. Martín, E. D. Rausell, R. Saltar'énsaltar'én, y C. E. García-Cena, "El exoesqueleto de rehabilitación de la marcha ALICE: análisis dinámico y evaluación del sistema de control utilizando cuaternios de Hamilton", *riunet.upv.es*, vol. 18, pp. 48–57, 2021, doi: 10.4995/riai.2020.12558.
- [13] "exoesqueleto de rehabilitación - Google Académico". Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://scholar.google.com/scholar?hl=es&as_sdt=0%2C5&q=exoesqueleto+de+rehabilitaci%C3%B3n&btnG=&oq=exoesqueleto+de+reha
- [14] R. E. Gutiérrez Carvajal, F. Vanegas, J. Duque, O. Avilés, y P. Niño, "Diseño y control de un exoesqueleto para rehabilitación motora en miembro superior", *IFMBE Proc*, vol. 18, pp. 758–761, 2008, doi: 10.1007/978-3-540-74471-9_176.
- [15] N. Y. Martínez, "TOBEXER: Exoesqueleto para rehabilitación y potenciación de tobillo", *ri.uaemex.mx*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://ri.uaemex.mx/handle/20.500.11799/137943>
- [16] J. Alvarenga y J. Mejía, "Desarrollo de exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior", 2022, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.unitec.edu/handle/123456789/12475>
- [17] A. Daniela Becerra López, J. Pablo Flórez Suárez, D. Orlando Palencia Vergara, J. Orjuela García, E. Andrea López Pérez, y L. Miguel Méndez Moreno, "ExPro: Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior", *ojs.unipamplona.edu.co*, vol. 17, núm. 3, pp. 3–12,

- 2019, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://ojs.unipamplona.edu.co/index.php/bistua/article/view/211>
- [18] A. De Uso, Y. Publicación, P. Altamirano, y J. David, "Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores", 2021, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/11419>
- [19] R. Vecino-Torres, L. Durán-López, D. Gutiérrez-Galán, J. Pedro Domínguez-Morales, y M. Domínguez-Morales, "Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior", *idus.us.es*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://idus.us.es/handle/11441/130283>
- [20] D. Sosa-Mendez, M. Arias-Montiel, y E. Lugo-González, "Diseño de un Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro.", *researchgate.net*, 2016, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/M-Arias-Montiel/publication/308742049_Diseno_de_un_Exoesqueleto_para_Rehabilitacion_del_Hombro/links/59f74abd0f7e9b553ebedbaf/Diseno-de-un-Exoesqueleto-para-Rehabilitacion-del-Hombro.pdf
- [21] D. Díaz, S. G.-X. B. C. de la, y undefined 2013, "Sistemas inteligentes en exoesqueletos de rehabilitación", *repository.uaeh.edu.mx*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/xikua/article/view/1165>
- [22] "exoesqueleto de rehabilitación - Google Académico". Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://scholar.google.com/scholar?start=30&q=exoesqueleto+de+rehabilitaci%C3%B3n&hl=es&as_sdt=0,5
- [23] M. Fernández Blanco, "Desarrollo de una interfaz gráfica para un exoesqueleto de rehabilitación", 2019, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/30441>
- [24] L. Pérez y L. M.-Dra. L. M. P. Ing. W. Jacinto, "DESARROLLO DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN", *researchgate.net*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Moises-Garcia-8/publication/341454527_CAPITULO_XIII_Escaner_laser_parlante_para_guiar_a_personas_ciegas/links/5ec276b9299bf1c09ac4dbb1/CAPITULO-XIII-Escaner-laser-parlante-para-guiar-a-personas-ciegas.pdf#page=125
- [25] D. Sierra, G. S. Brizuela, ... J. P. T.-X. J., y undefined 2022, "Control de exoesqueleto de rehabilitación de mano con Leap Motion Controller", *ruc.udc.es*, doi: 10.17979/spudc.9788497498418.0141.
- [26] C. Cáceres-Fajardo, ... M. G.-D.-V. L. A., y undefined 2013, "Exoesqueleto para rehabilitación de dedo índice", *Springer*, Consultado: el 25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-21198-0_162
- [27] C. A. Cáceres-Fajardo, M. F. Gómez-Díaz, O. F. Avilés-Sánchez, y P. A. Niño-Suarez, "Exoesqueleto para rehabilitación de dedo índice", *IFMBE Proc*, vol. 33 IFMBE, pp. 635–638, 2013, doi: 10.1007/978-3-642-21198-0_162.
- [28] J. R. Scarpetta, "Exoesqueleto para rehabilitación asistida de pacientes con pérdida parcial o completa del movimiento de los miembros inferiores. Fase 1: equilibrio.", 2012, Consultado: el

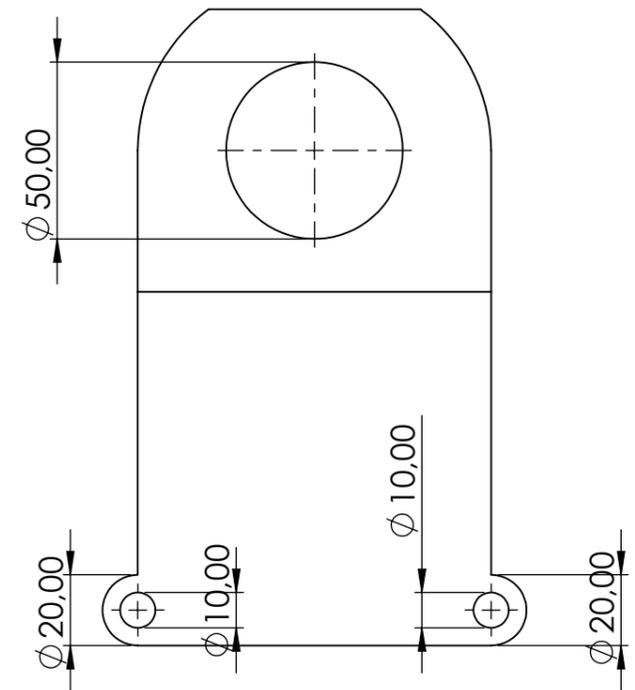
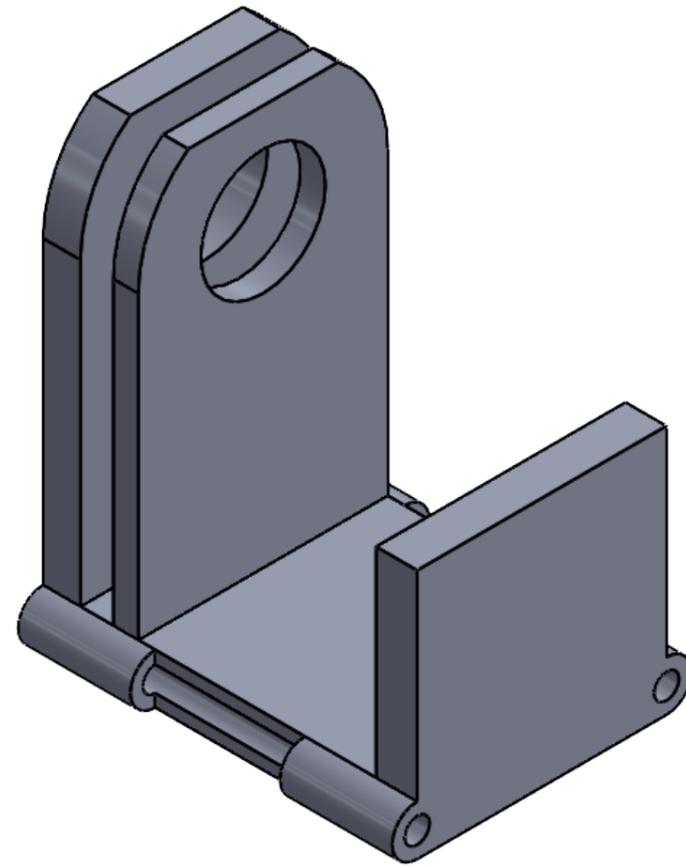
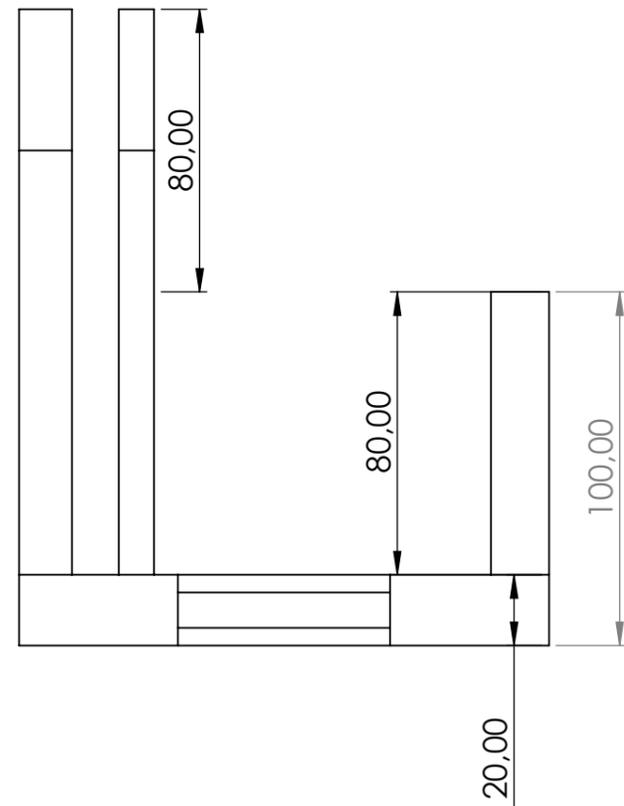
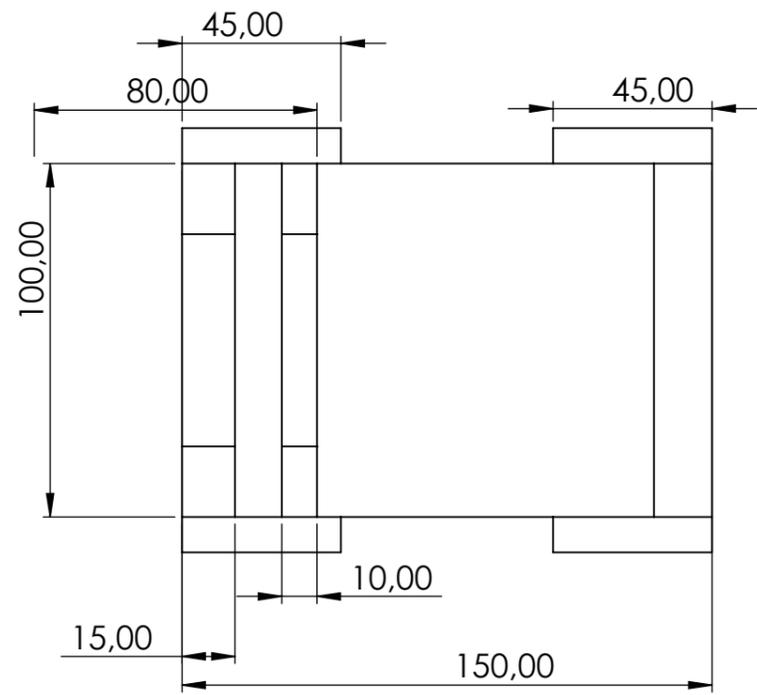
25 de junio de 2024. [En línea]. Disponible en:
<https://repositorio.minciencias.gov.co/handle/20.500.14143/37805>

8 Anexos

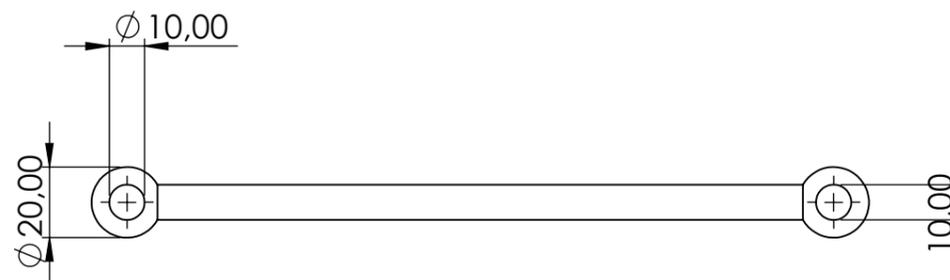
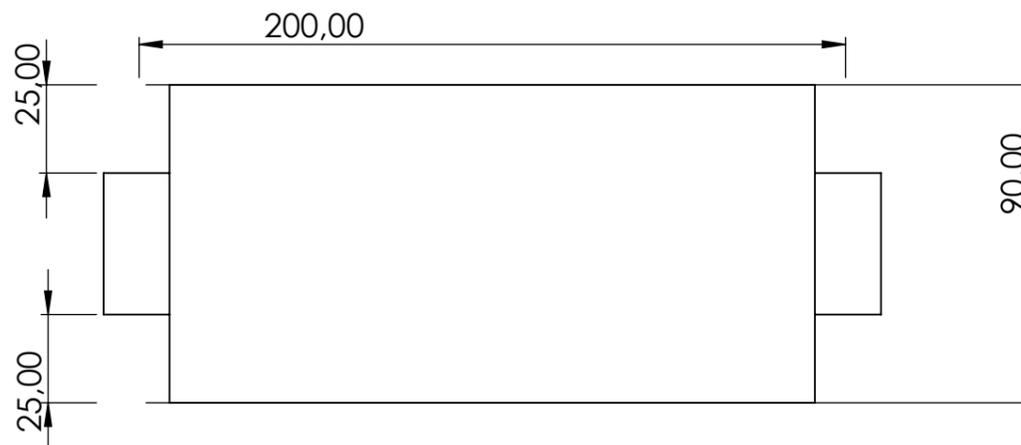
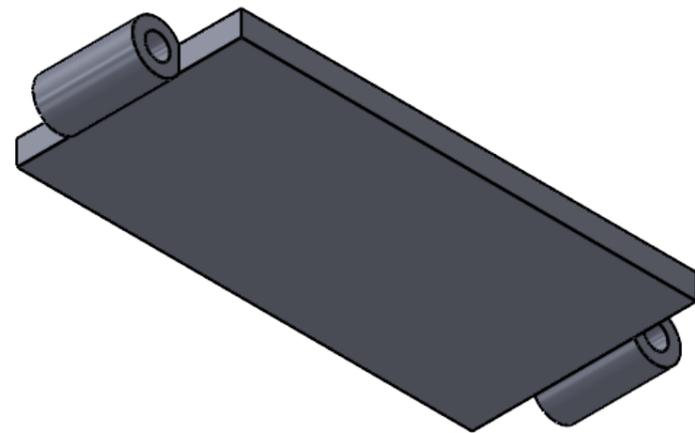


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	base	2
2	tapa 1	2
3	tapa 2	2
4	eslabon	8
5	caja 1	4
6	cadera 1	2
7	cadera 2	4
8	cadera 3	1
9	tapa 3	4
10	tapa 4	4
11	eslabon pie	4
12	pasador	8
13	tornillos M10 x 50	30
14	pernos de ajuste m6	18

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS	REVISIÓN
NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO: exo esqueleto		
DIBUJ. TOMY CONLAGO					
VERIF. TOMY CONLAGO					
APROB. TOMY CONLAGO					
FABR. TOMY CONLAGO					
CALID.			MATERIAL:	N.º DE DIBUJO TS-01	A3
			PESO:	ESCALA:1:20	HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								Base	
APROB.									
FABR.								N.º DE DIBUJO	
CALID.								TS-02	
						MATERIAL:		A3	
						PESO:		ESCALA:1:2	
								HOJA 1 DE 1	

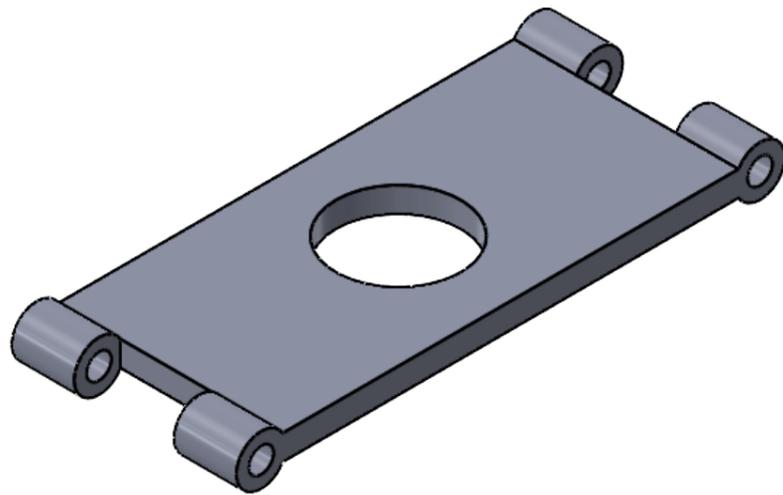


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								CADERA2	
APROB.									
FABR.								N.º DE DIBUJO	
CALID.						MATERIAL:		TS-03	
						PESO:		ESCALA:1:2	
								HOJA 1 DE 1	
								A3	

8 7 6 5 4 3 2 1

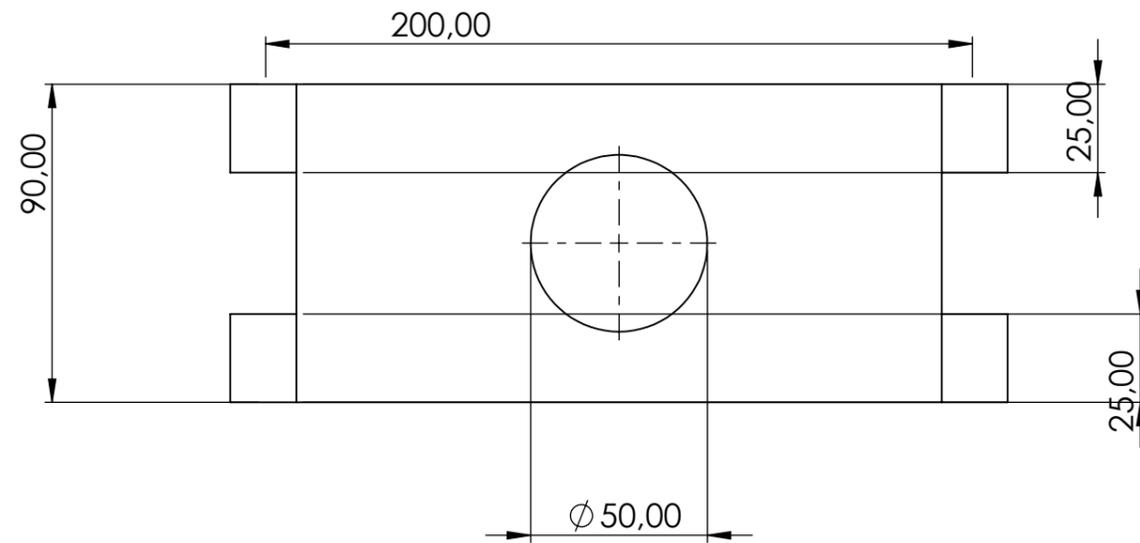
F

F



E

E

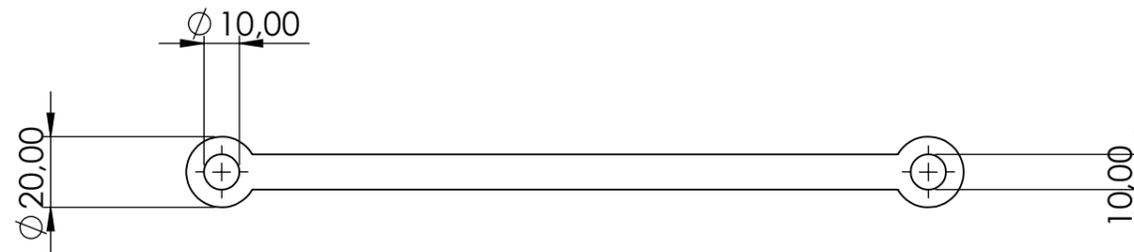


D

D

C

C



B

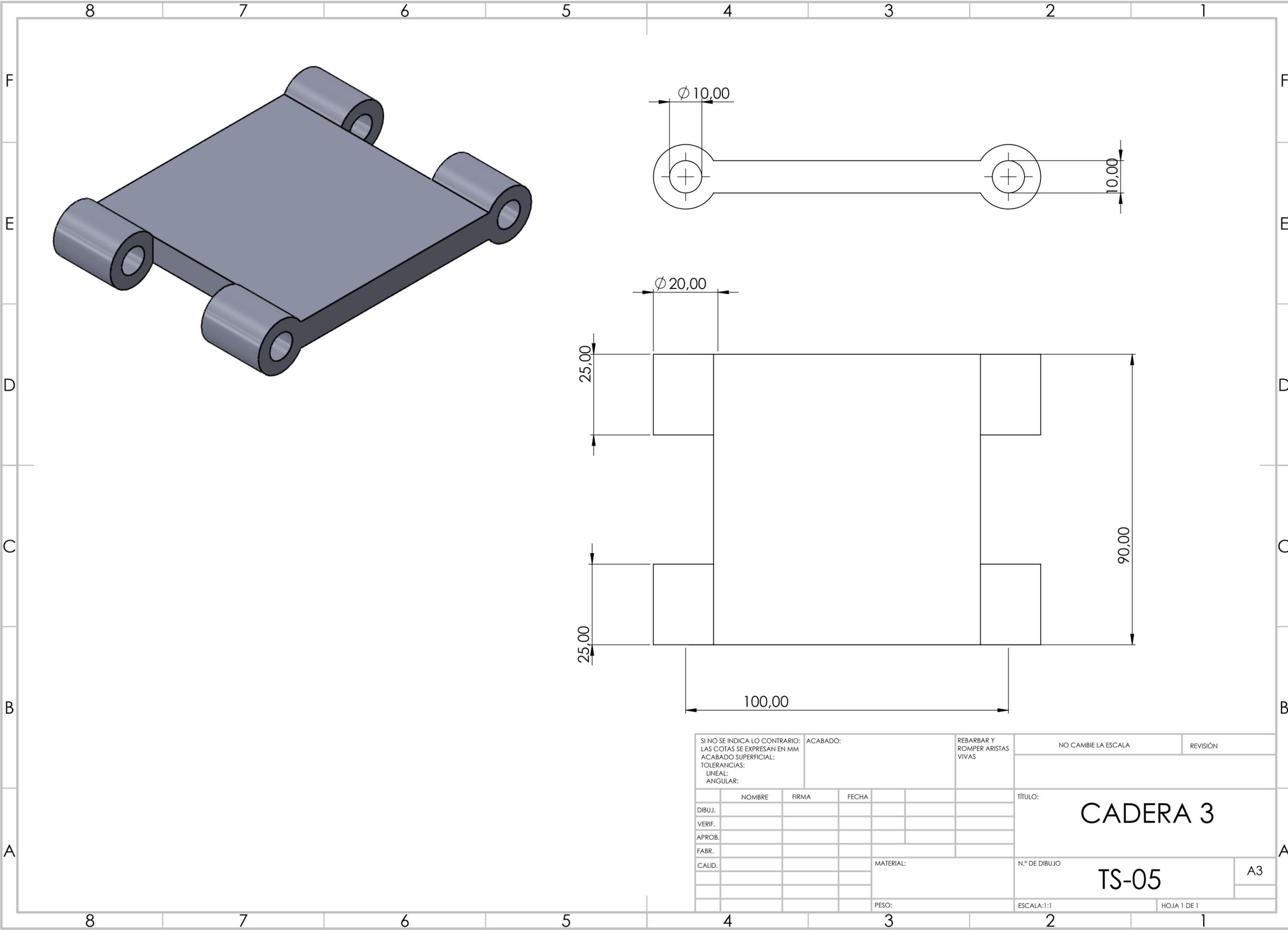
B

A

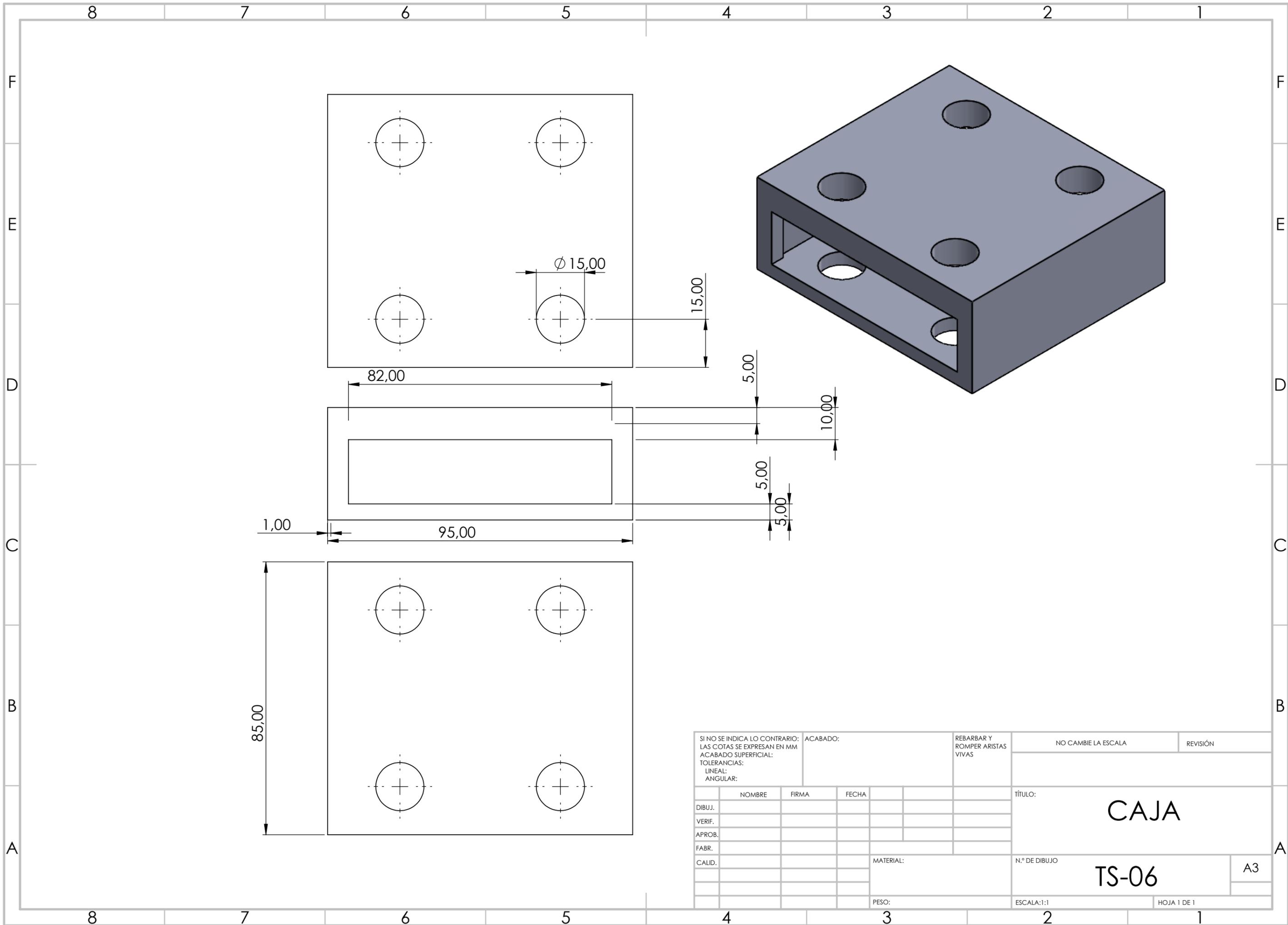
A

8 7 6 5 4 3 2 1

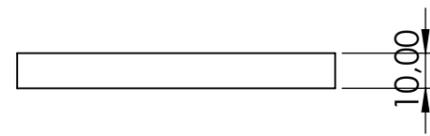
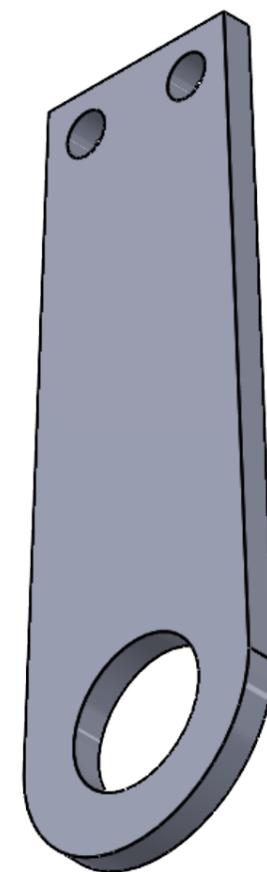
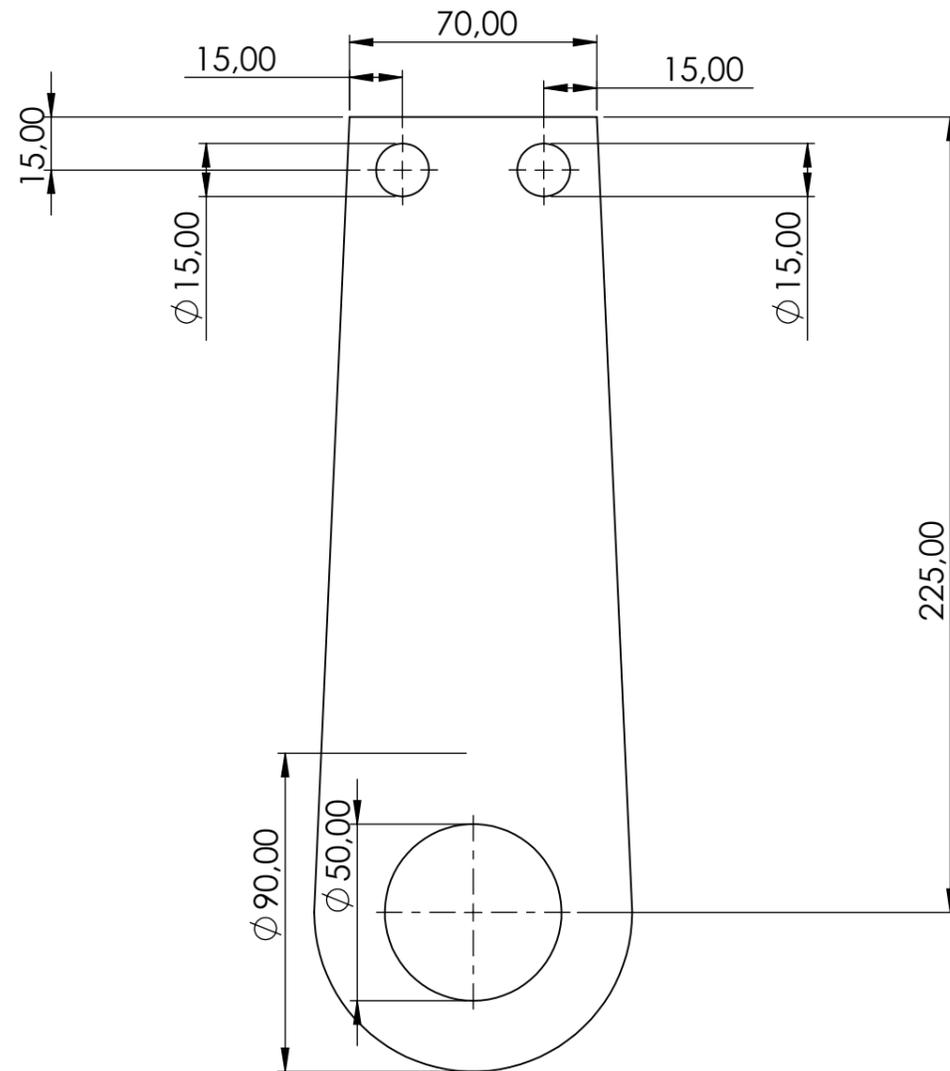
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		
							TÍTULO:		CADERA		
							N.º DE DIBUJO				
DIBUJ.			NOMBRE		FIRMA		FECHA		ESCALA:1:2		
VERIF.									HOJA 1 DE 1		
APROB.											
FABR.											
CALID.											
							MATERIAL:				
							PESO:				



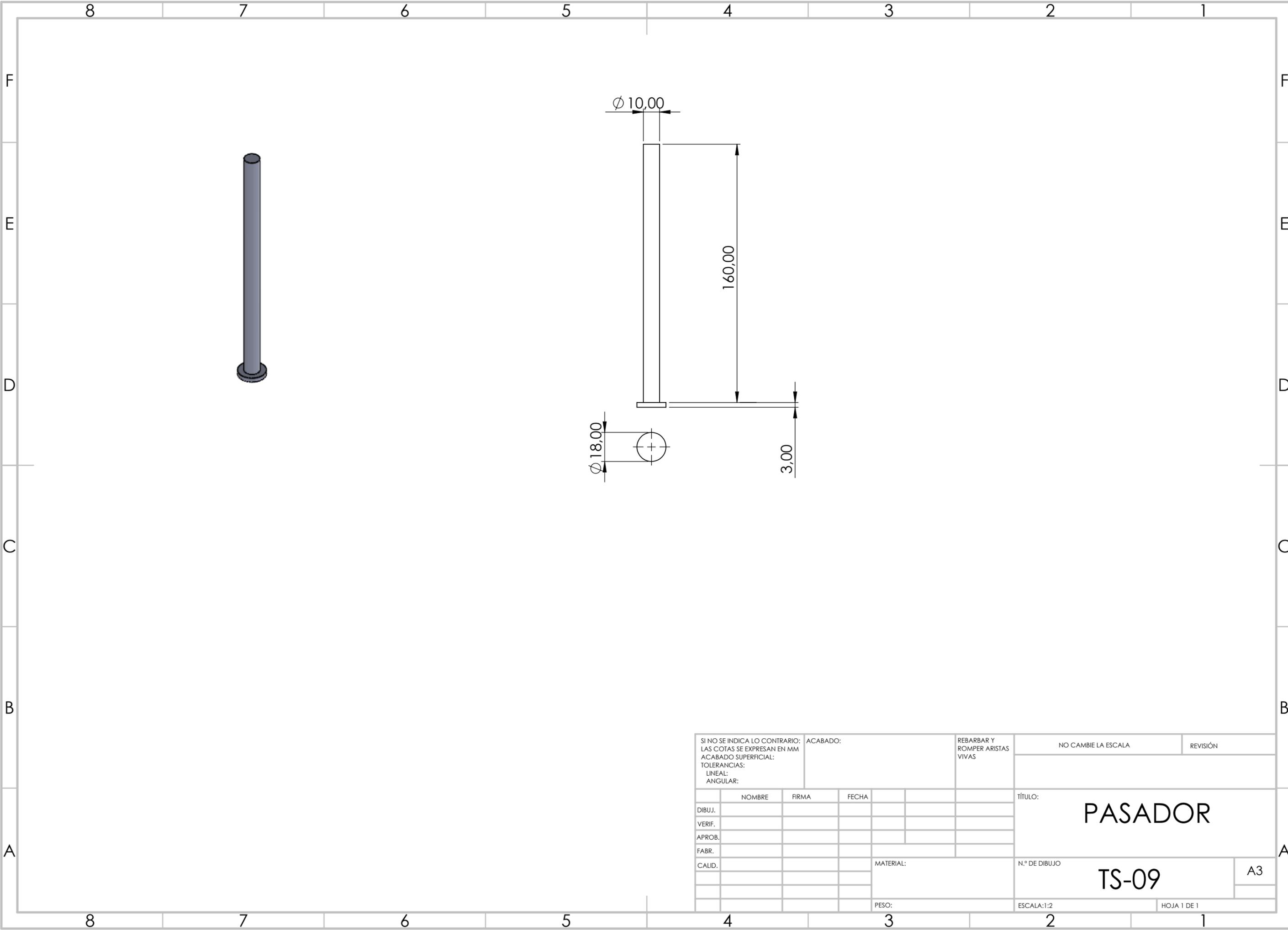
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		
						TÍTULO: CADERA 3					
						N.º DE DIBUJO TS-05					
						MATERIAL:		ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1	
						PESO:					
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA					
VERIF.											
APROB.											
FABR.											
CALID.											



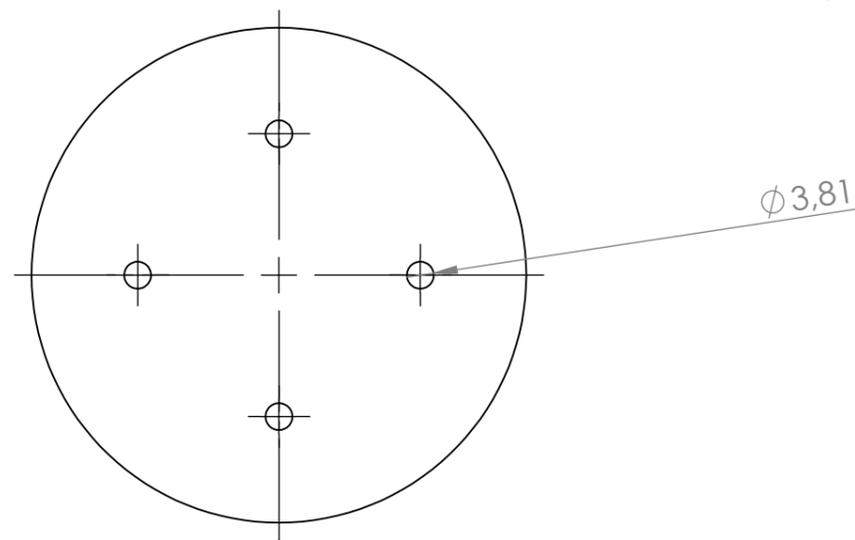
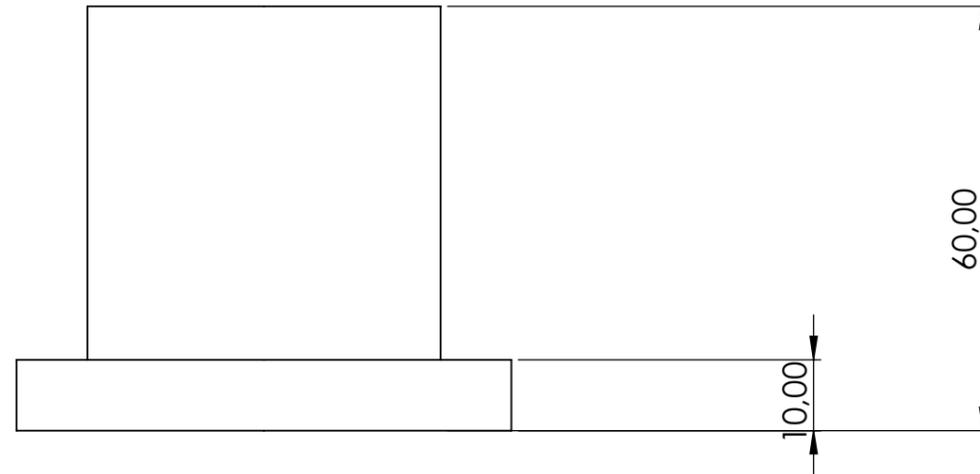
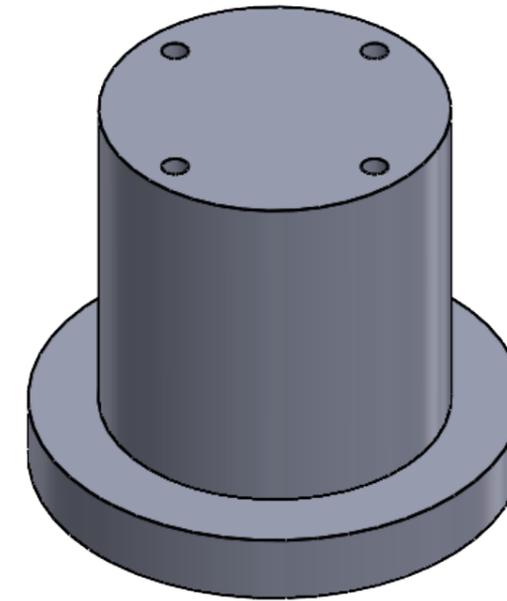
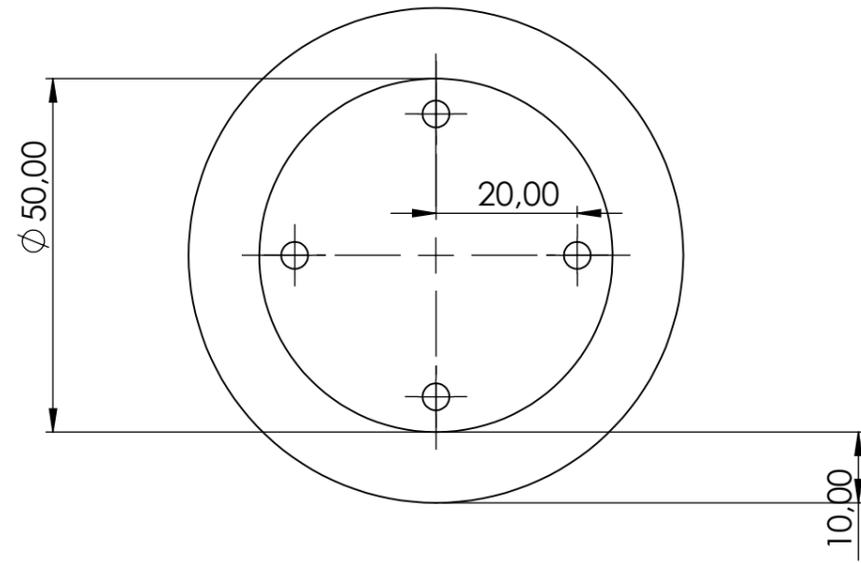
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								CAJA	
APROB.									
FABR.								N.º DE DIBUJO	
CALID.								TS-06	
						MATERIAL:		A3	
						PESO:		ESCALA:1:1	
								HOJA 1 DE 1	



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		
DIBUJ.			NOMBRE			FIRMA			FECHA		
VERIF.											
APROB.											
FABR.											
CALID.											
						MATERIAL:			TÍTULO: ESLABON		
						PESO:			N.º DE DIBUJO TS-08		
						ESCALA:1:2			A3		
						HOJA 1 DE 1					



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:		PASADOR	
DIBUJ.						N.º DE DIBUJO		TS-09	
VERIF.						MATERIAL:		A3	
APROB.						PESO:		ESCALA:1:2	
FABR.						HOJA 1 DE 1			
CALID.									

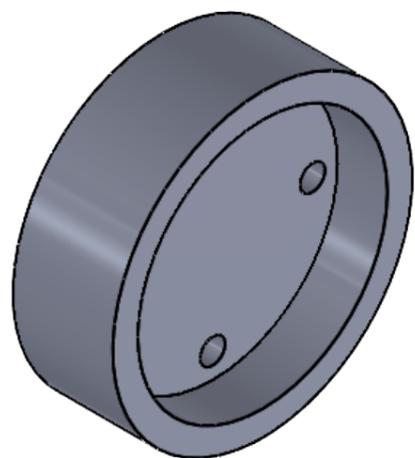


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								TAPA1	
APROB.									
FABR.								N.º DE DIBUJO	
CALID.						MATERIAL:		TS-10	
						PESO:		ESCALA:1:1	
								HOJA 1 DE 1	
								A3	

8 7 6 5 4 3 2 1

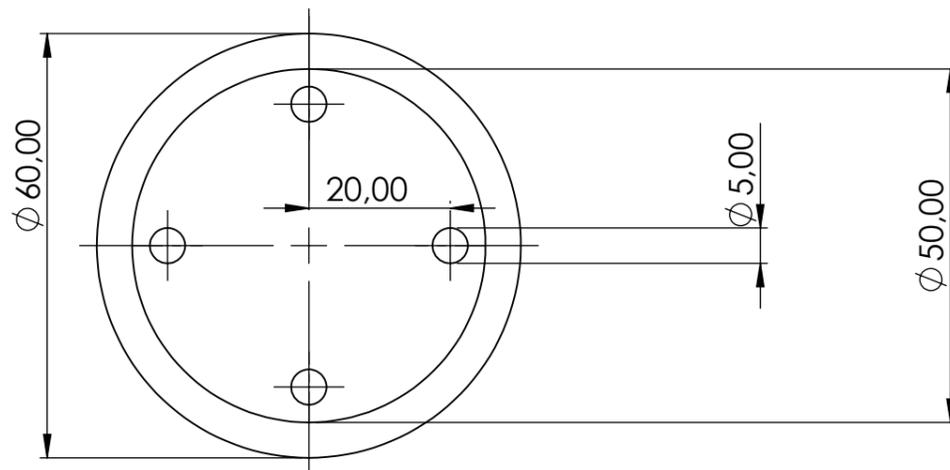
F

F



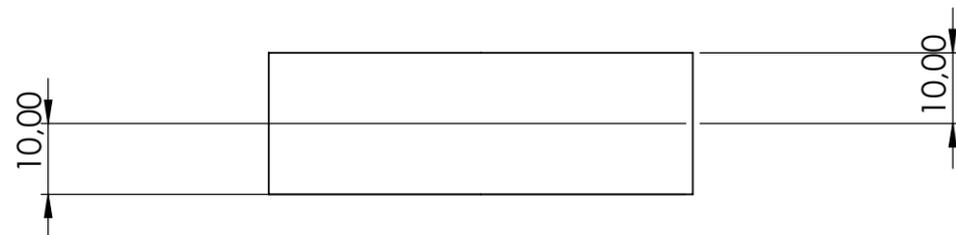
E

E



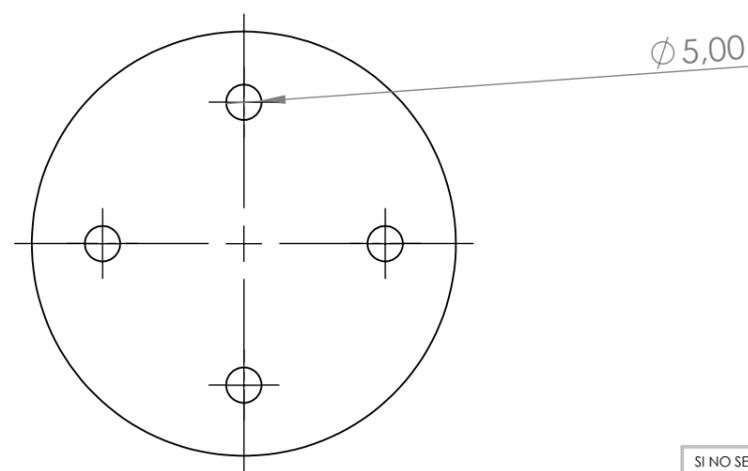
D

D



C

C



B

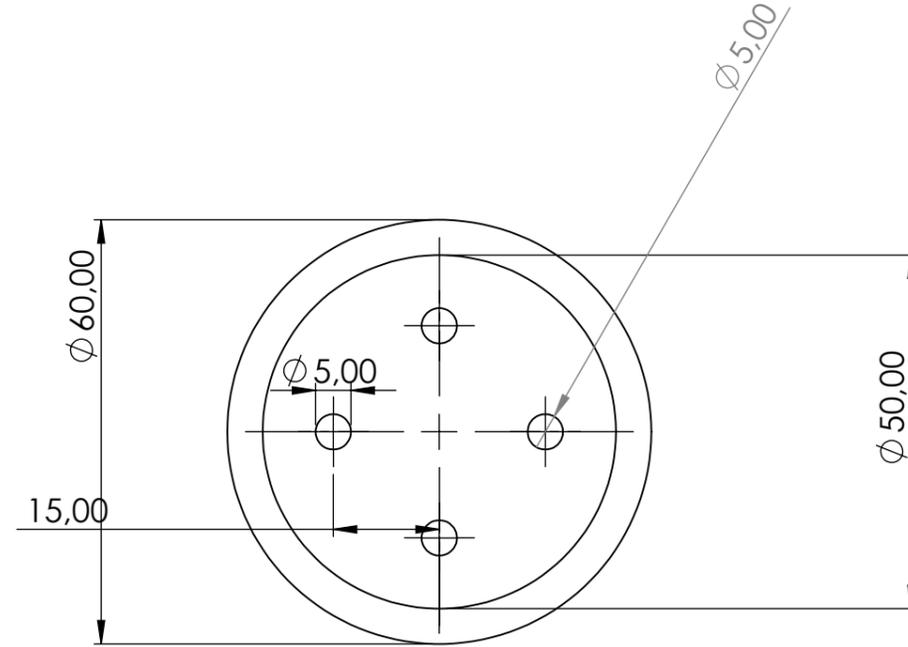
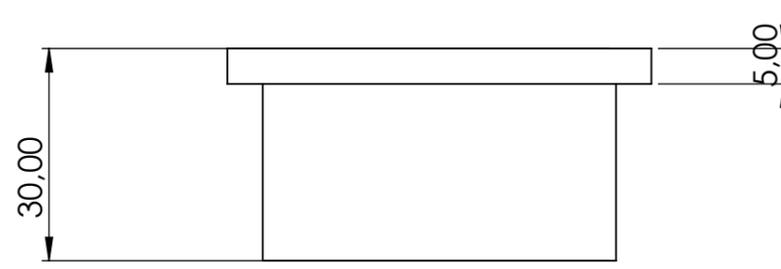
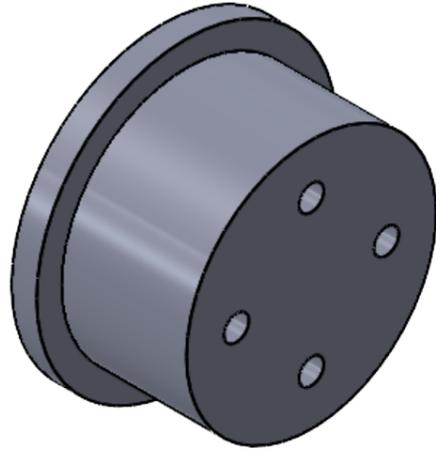
B

A

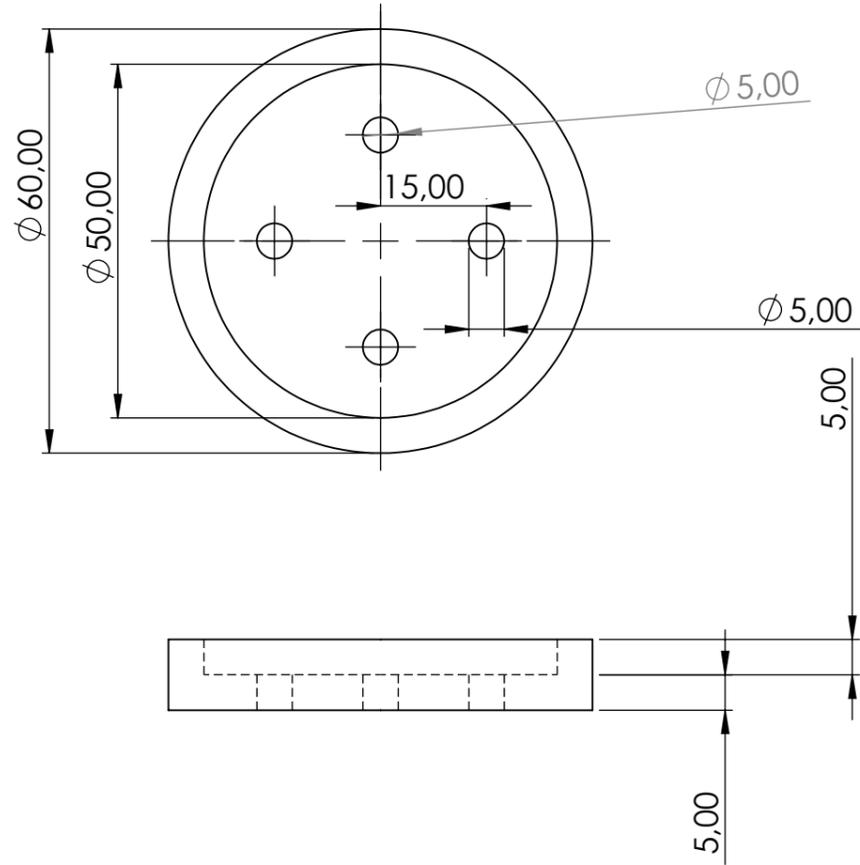
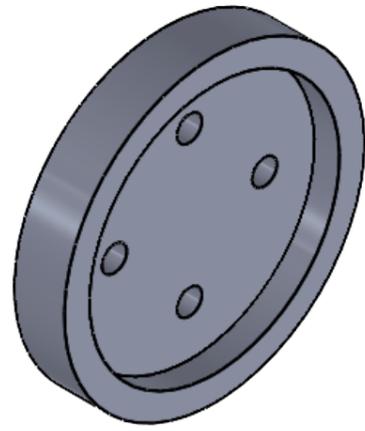
A

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:		ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN	
DIBUJ.		NOMBRE		FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.								TAPA 2	
APROB.									
FABR.								N.º DE DIBUJO	
CALID.								TS-11	
						MATERIAL:		A3	
						PESO:		ESCALA:1:1	
								HOJA 1 DE 1	

8 7 6 5 4 3 2 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		
DIBUJ.			NOMBRE			FIRMA		FECHA		TÍTULO:	
VERIF.										TAPA3	
APROB.											
FABR.											
CALID.											
						MATERIAL:		N.º DE DIBUJO		A3	
						PESO:		ESCALA:1:1		HOJA 1 DE 1	

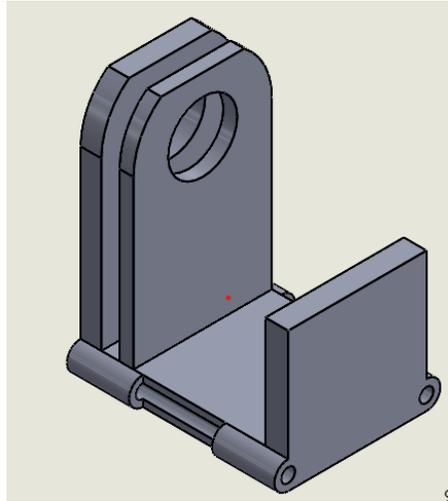


SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:			ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN		
DIBUJ.			NOMBRE			FIRMA			FECHA		
VERIF.			DIBUJ.			VERIF.			APROB.		
APROB.			DIBUJ.			VERIF.			APROB.		
FABR.			DIBUJ.			VERIF.			APROB.		
CALID.			DIBUJ.			VERIF.			APROB.		
MATERIAL:			N.º DE DIBUJO			TÍTULO:			TAPA 4		
PESO:			ESCALA:1:1			HOJA 1 DE 1			A3		
TS-13											

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:2	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	base	Plano N°:2	Hoja: 1	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 150X70X40		

Realizado por: Conlago Tomy

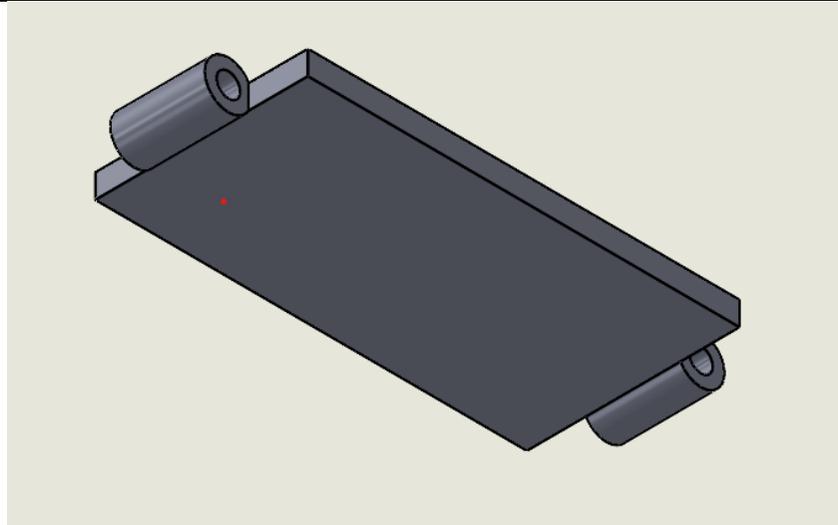


Fase	Sub-	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p mm	N rpm	Va Mm/min	Tc min	Control
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador				100		Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 2 piezas		Ordenador						Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:3	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Cadera 2	Plano N°:3	Hoja:2	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 150X70X40		

Realizado por: Conlago Tomy

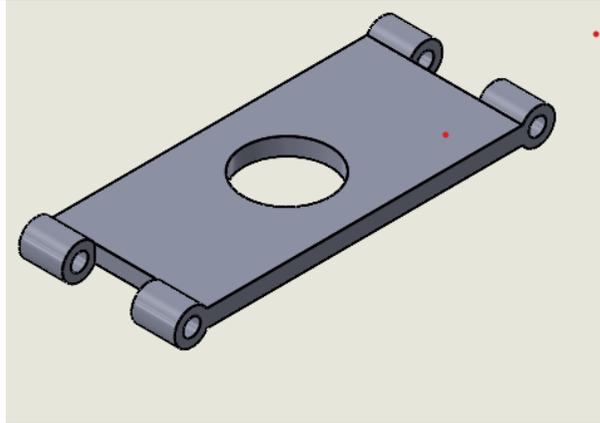


Fase	Sub-Operac	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 4 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						Visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:4	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	cadera	Plano N°:4	Hoja:3	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 150X70X40		

Realizado por: Conlago Tomy

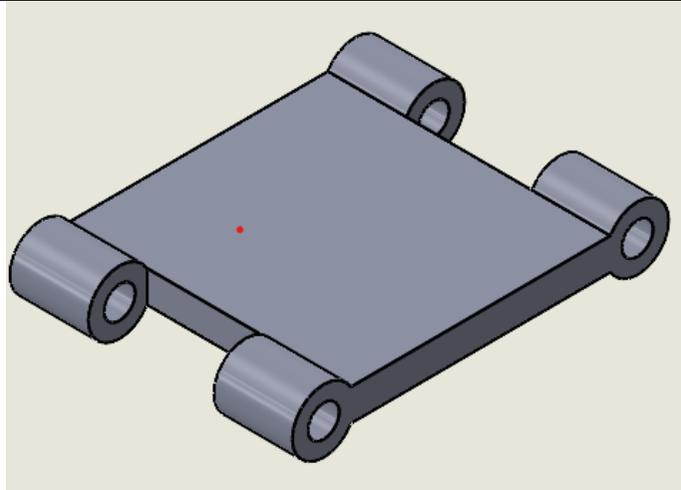


Fase	Sub-	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 2 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:5	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Cadera 3	Plano N°:5	Hoja:4	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 90x100x15		

Realizado por: Conlago Tomy

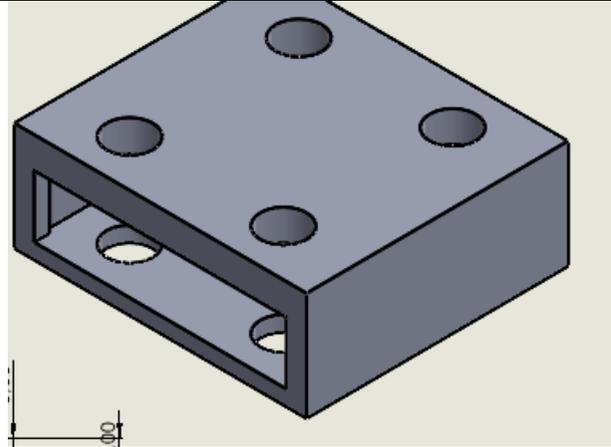


Fase	Sub-Operac	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
PROTOTIPADO	IMPRESIÓN	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 2 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:6	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	caja	Plano N°:6	Hoja:5	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 80x86x30		

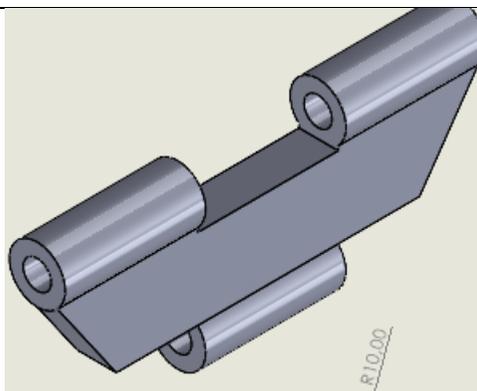
Realizado por: Conlago Tomy



Fase	Sub-	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 2 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:7	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Eslabón pie	Plano N°:7	Hoja:6	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 29x140x14		
Realizado por: Conlago Tomy				

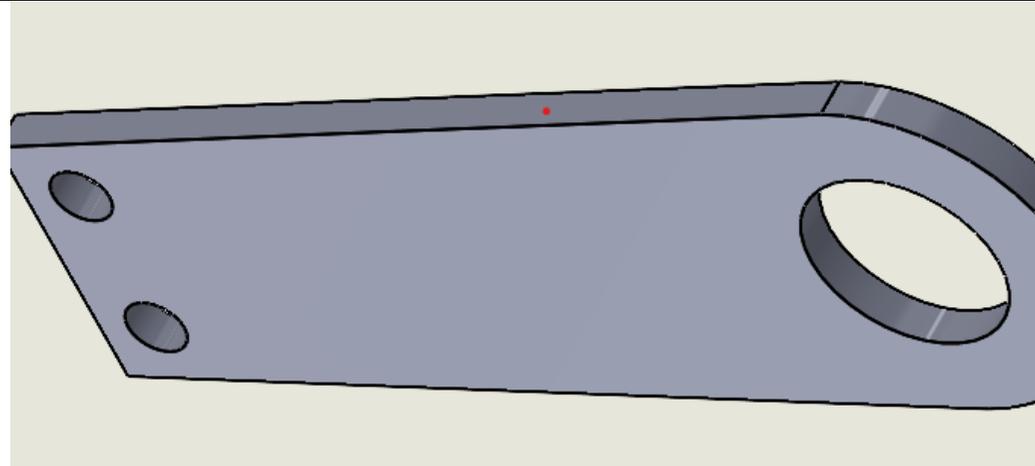


Fase	Sub-	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p mm	N rpm	Va Mm/min	Tc min	Control
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 6 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:8	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Eslabón	Plano N°:8	Hoja:7	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 105x277x9		

Realizado por: Conlago Tomy

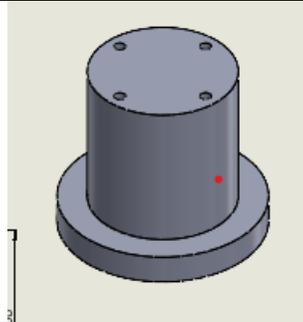


Fase	Sub-	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 8 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:8	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Tapa1	Plano N°:8	Hoja:9	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 67x67x37		

Realizado por: Conlago Tomy

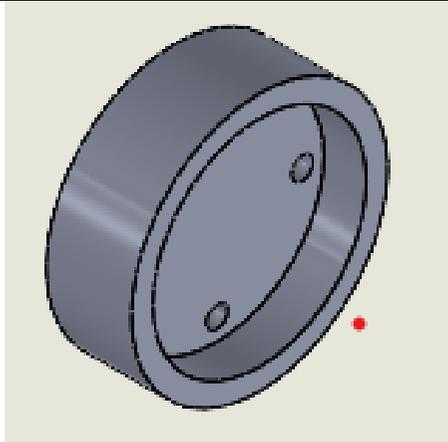


Fase	Sub-Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
						mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2		Impresora 3d					Impresora 3d	
		3		Ordenador					Ordenador	
		4		ordenador					Ordenador	
		5		Ordenador				100	Ordenador	
		6		Pistola de calor					visual	

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:9	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Tapa 2	Plano N°:9	Hoja:10	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 70x70x17		

Realizado por: Conlago Tomy

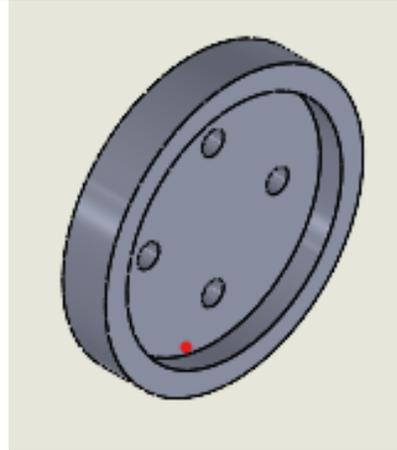


Fase	Sub-Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p mm	N rpm	Va Mm/min	Tc min	Control
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2		Impresora 3d						Impresora 3d
		3		Ordenador						Ordenador
		4		ordenador						Ordenador
		5		Ordenador				100		Ordenador
		6		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESO

Proyecto:	TESIS	Plano N°:11	Trabajo N°:1	Fecha:24/7/2024
Pieza:	Tapa 4	Plano N°:11	Hoja:12	
Material:	PTG	Dimensiones en bruto: 37x37x17		

Realizado por: Conlago Tomy



Fase	Sub-Operac	Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p	N	Va	Tc	Control
							mm	rpm	Mm/min	min	
P R O T O T I P A D O	I M P R E S I O N	1	Pre calentamiento de la impresora		Impresora 3d						Impresora 3d.
		2	Configurar la temperatura de filamento en 235°		Impresora 3d						Impresora 3d
		3	Configurar la cama en 70°		Ordenador						Ordenador
		4	Colocar la pieza con soporte en la parte inferior para impresión		ordenador						Ordenador
		5	Repetir el proceso e imprimir 2 piezas		Ordenador				100		Ordenador
		6	Quitar las rebabas del residuo de impresión		Pistola de calor						visual

HOJA DE PROCESOS

Proyecto:		TESIS	Plano N°:1	Trabajo N°:14	Fecha:24/7/2024						
Pieza:		Sistema	Plano N°:1	Hoja:14							
Material:		PTG	Dimensiones en bruto: 150X70X40								
Realizado por: Conlago Tomi											
Fase	Sub-Operac	Denominación:	Croquis	Herramienta	psd	p mm	N rpm	Va Mm/min	Tc min	Control	
M E I C J A N D O	8	Seleccionar las piezas que se observe rebabas								Visual	
	9	Lijar las partes con excesos debido a la impresión		Lija 360							Visual
	10	Lijar cada una vez más con otro tipo de lij		Lija 180							Visual
	11	Lijar cada uno de los orificios en donde se inserte un perno de unión		Dremel							Visual
	12	Acoplar cada uno de los componentes según sea su ubicación		Martillo							Calibrador
	13	Insertar los pernos en los orificios para conectar los eslabones		Martillo							Calibrador
	14	Atornillar las piezas que requieran realizar una rotación		Destornillador, tornillo							Calibrador
	15	Acoplar las piezas que servirán de guía para correas		Pegamento de doble componente							Calibrador
	16	Colocar los pasadores en las placas de la cadera		Martillo							Calibrador
	17	Agregar las correas a cada uno de las guías	Correas							Calibrador	