

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

“Diseño de prótesis para extremidad inferior a partir de la articulación
tibioperoneo-astragalina.”

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

José Alexander Bailón Vera

Sergio René Pacheco Ávila

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2021

DEDICATORIA

Sergio Pacheco. A mis padres Pedro y Carmen, familiares y amigos por apoyarme y motivarme durante toda la carrera a ir siempre por el camino de la excelencia y superación.

José Bailón. Dedico este trabajo a mi familia, a mis padres Roque y María, a mi hermana menor Maholy por todo el apoyo que dieron durante toda la carrera universitaria. Este trabajo es para ustedes.

AGRADECIMIENTO

Por el tiempo empleado para la realización de este trabajo y por todo el apoyo brindado en cada una de las fases queremos agradecer a los tutores, el Dr. Eduardo Castillo Orozco y al Dr. Francis Loayza Paredes. Gracias por enriquecernos con sus conocimientos en cada una de las dudas presentes durante la realización de este trabajo de titulación.

DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; José Alexander Bailón Vera y Sergio René Pacheco Ávila damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”



Alexander Bailón



Sergio Pacheco

EVALUADORES



Firmado electrónicamente por:
**FRANCIS RODERICH
LOAYZA PAREDES**

Francis Loayza Paredes

PROFESOR DE LA MATERIA



Firmado electrónicamente por:
**EDUARDO ADAN
CASTILLO OROZCO**

Eduardo Castillo Orozco

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

En países aun en vías de desarrollo como Ecuador, la escasez de centros de tecnología e investigación dedicados al diseño y fabricación de prótesis conlleva a la importación de las mismas; haciendo que sus costos de adquisición sean más elevados. El presente proyecto se centra en estudiar y analizar el principio de funcionamiento de los distintos tipos de prótesis que existen para así brindar una alternativa con similares características. El objetivo principal es diseñar una prótesis para extremidad inferior a partir de la articulación tibioperoneo-astragalina con un costo final de adquisición inferior a US\$1000.

La alternativa de solución final se basó en el uso de tres plantas para simular el arco plantar, el talón y el antepié, estas dos últimas ensambladas en un mecanismo que le permite realizar la flexión plantar y dorsal, ensamblado a otro mecanismo con el principio del eje pivote de una patineta para generar los movimientos de pronación y supinación. El análisis de carga estática permitió encontrar la pieza sometida a mayor esfuerzo, encontrándose un esfuerzo máximo de 122 MPa y una deformación máxima de 2.05 mm con un factor de seguridad de 2.97 en la placa del antepié, mientras que el análisis de fatiga en la misma pieza determinó un ciclo de vida infinito con un factor de seguridad de 1.23 para una aleación de aluminio 7075.

Finalmente, el costo de nuestra prótesis se estima con un valor aproximado a US\$950, el cual incentiva a su producción para evitar la importación de prótesis de este tipo.

Palabras Clave: Articulación tibioperoneo-astragalina, Antepié, Carga Estática, Fatiga.

ABSTRACT

In developing countries such as Ecuador, the lack of technology and companies dedicated to the design and manufacture of prostheses has a negative effect on making their acquisition costs higher due to import taxes and international shipping. This project focuses on analyzing the principle of operation of the different types of prostheses that are available in the market and to design an appropriate prosthesis in order to provide an alternative solution with similar characteristics. Thus, the general objective is to design a prosthesis for the lower limb including the tibiofibular-talar joint with an acquisition cost lower than US\$1000.

The final alternative solution was based on the use of three plants to simulate the plantar arch, the heel and the forefoot, the latter two assembled in a mechanism that allows plantar and dorsal flexion, assembled to another mechanism with the principle of a skateboard truck to generate pronation and supination movements.

The static structural analysis allowed the determination of the part subjected to the greatest stress, finding a maximum stress of 122 MPa and a maximum deformation of 2.05 mm with a safety factor of 2.97 located in the forefoot plate, while the fatigue analysis in the same component determined an infinite life cycle with a safety factor of 1.23 for a 7075-aluminum alloy.

The final cost of our prosthesis is estimated at a value of approximately US\$ 950, which encourages its local production to avoid the important taxes and international shipping cost of this kind of prostheses.

Keywords: Tibiofibular-talar joint, Static load, Fatigue.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción.....	1
1.1 Definición del Problema.....	2
1.2 Justificación del proyecto.....	3
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo General.....	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	3
1.4 Marco teórico.....	4
1.4.1 Cinemática del pie.....	4
1.4.2 Articulaciones de tobillo más influyentes en la marcha.....	5
1.4.3 Clasificación de las prótesis de tobillo.....	7
1.4.4 Prótesis de tobillo Híntegra.....	7
1.4.5 Truck o eje de patineta.....	8
1.4.6 Prótesis de respuesta dinámica más comunes.....	9
1.4.7 Etapas de la marcha.....	12
1.4.8 Análisis de fuerzas en las 3 posiciones del pie durante la marcha.....	12
CAPÍTULO 2.....	18
2. Metodología.....	18
2.1 Comparación de tipos de prótesis.....	18

2.2	Modelos de prótesis propuestos	19
2.2.1	Alternativa A	20
2.2.2	Alternativa C	20
2.2.3	Alternativa B	21
2.3	Elección de la mejor alternativa.....	22
2.4	Diseño del concepto de la solución	23
2.5	Metodología aplicada a la solución.....	24
2.6	Diseño de prótesis con la alternativa de solución C	24
2.6.1	Diseño inicial	24
2.6.2	Amortiguador trasero para reducción de esfuerzos.....	25
2.6.3	Modificación final	25
2.6.4	Simulación de carga estática por elementos finitos.....	25
2.7	Proceso de selección de materiales	27
2.8	Análisis de fatiga en placa del antepié	31
2.8.1	Límite de resistencia a la fatiga corregido S_e	32
2.8.2	Esfuerzos repetidos.....	34
2.8.3	Número de ciclos para falla por fatiga.....	34
2.8.4	Factores de seguridad	35
2.8.5	Carga máxima admisible.....	36
CAPÍTULO 3.....		38
3.	Resultados y Análisis.....	38
3.1	Partes de la prótesis.....	38
3.1.1	Partes del diseño inicial.....	38
3.1.2	Partes del amortiguador trasero (primera modificación)	41
3.1.3	Caucho del pivot (segunda modificación)	42
3.1.4	Amortiguador trasero (tercera modificación).....	43
3.1.5	Diseño final.....	44

3.2	Simulaciones de los ensambles	45
3.2.1	Simulaciones de prueba para considerar mejoras en el diseño	45
3.3	Simulación de carga estática del ensamble final.....	47
3.4	Selección de materiales	51
3.5	Análisis de fatiga en pieza crítica	51
3.6	Análisis de costos	52
3.7	Especificaciones de la prótesis	53
3.8	Análisis de Resultados	54
CAPÍTULO 4.....		56
4.	Conclusiones Y Recomendaciones	56
4.1	Conclusiones	56
4.2	Recomendaciones	57

BIBLIOGRAFÍA

APÉNDICES

ABREVIATURAS

P.V.P	Precio de venta al público
GDL	Grados de libertad
DCL	Diagrama de cuerpo libre
Fs	Factor de seguridad
mg	Peso
Good	Goodman Modificado (criterio de fatiga)
Ger	Gerber (criterio de fatiga)

SIMBOLOGÍA

cm	Centímetro
mm	Milímetro
kg	Kilogramo
m	Metro
N	Newton
K	Grados Kelvin
MPa	Megapascales
Cu	Cobre
Al	Aluminio
C	Carbono
Mn	Manganeso

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Ejes guía en los movimientos del pie [5]	4
Figura 1.2 Movimientos del pie [6]	5
Figura 1.3 Partes que conforman la articulación del tobillo [8]	6
Figura 1.4 Huesos del y pie y la articulación tobillo [9]	6
Figura 1.5 Prótesis de tobillo Hintegra con sus partes [10]	8
Figura 1.6 Giros del truck de patineta	8
Figura 1.7 1C62 Triton Harmony [13].....	9
Figura 1.8 1C30 Trias Foot [13]	10
Figura 1.9 Biom T2 ankle [14]	10
Figura 1.10 Prótesis Balance foot j [13].....	11
Figura 1.11 Etapas de la marcha humana [9].....	12
Figura 1.12 Sistema de fuerzas actuando en el pie [5].....	13
Figura 1.13 DCL posición de apoyo en el talón.....	13
Figura 1.14 Distribución de fuerzas en fase 2 [11]	15
Figura 2.1 Diseño de forma de alternativa A	20
Figura 2.2 Diseño de forma alternativa C.....	21
Figura 2.3 Diseño de forma de alternativa B	21
Figura 2.4 Aplicación de carga de prueba.....	26
Figura 2.5 Zona de materiales con esfuerzo de fluencia mayor a 300 MPa	29
Figura 2.6 Materiales con esfuerzo de fluencia mayor a 300 MPa	29
Figura 2.7 Materiales con esfuerzo último mayor a 430 MPa	30
Figura 2.8 Módulo de Young vs Densidad	31
Figura 2.9 Materiales que cumplen las 3 restricciones	31
Figura 2.10 Componentes del esfuerzo repetido [19]	34
Figura 3.1 Parte inferior del pie protésico.	39
Figura 3.2. Parte superior del pie protésico	40
Figura 3.3 Gomas amortiguadoras	41
Figura 3.4 Vista lateral del primer ensamble de las partes de la prótesis.	41
Figura 3.5. Mecanismo inicial de amortiguación	42
Figura 3.6 Amortiguador del pivot modificado.	43
Figura 3.7 Mecanismo de amortiguación cilindro-pistón.....	43

Figura 3.8 Ensamble final en vista lateral.	44
Figura 3.9 Ensamble Final.	44
Figura 3.10 Aplicación de carga a diseño inicial	45
Figura 3.11 Esfuerzos de Von Mises en primer ensamble	46
Figura 3.12 Esfuerzos de Von Mises en ensamble con amortiguador	46
Figura 3.13 Esfuerzos Von Mises en ensamble post segunda modificación	47
Figura 3.14 Corte en el ensamble para determinar las reacciones.	48
Figura 3.15 Sistema de fuerzas en la prótesis en la fase 3 de la marcha	48
Figura 3.16 Aplicación de carga máxima a ensamble final	49
Figura 3.17 Carga máxima a ensamble final con amortiguador de cilindro pistón	53

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Amputaciones de pierna, tobillo y pie en 2013 [1].....	1
Tabla 1.2 Características Prótesis 1C62 Triton Harmony [13].....	9
Tabla 1.3 Características Prótesis 1C30 Trias Foot [13]	10
Tabla 1.4 Características Biom T2 ankle [14].....	11
Tabla 1.5 Características Prótesis Balance foot j [13].....	11
Tabla 1.6 Datos de ángulos que forman las fuerzas de reacción en el pie	16
Tabla 1.7 Fuerzas en función de W	17
Tabla 2.1 Comparación tipos de pie protésicos	19
Tabla 2.2 Comparación entre criterios para factor de importancia	22
Tabla 2.3 Factor de importancia de cada criterio	22
Tabla 2.4 Evaluación de las alternativas de solución	23
Tabla 2.5 Evaluación final de cada alternativa	23
Tabla 2.6 Parámetros para selección de materiales	28
Tabla 2.7 Parámetros para análisis de fatiga	32
Tabla 3.1 Condiciones de frontera para simulación de carga estática	49
Tabla 3.2 Esfuerzos máximos en piezas metálicas	50
Tabla 3.3 Esfuerzos máximos en bushings	50
Tabla 3.4 Resultados de análisis de carga estática	50
Tabla 3.5 Resultados de selección de materiales	51
Tabla 3.6 Resultados de análisis de fatiga.....	51
Tabla 3.7 Especificaciones finales del producto	54

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

En los países desarrollados existen centros de tecnología e investigación e industrias dedicadas al diseño y fabricación de prótesis para cumplir con su propia demanda, mientras que en países en vías de desarrollo como Ecuador la escasez de estos centros conlleva a la importación de dichas prótesis; haciendo que sus costos de adquisición sean más elevados y aumentando así el presupuesto del estado destinado al sector de salud y bienestar. Según datos del INEC [1] en el año 2013 se realizaron un total de 63 amputaciones de pierna y 145 amputaciones de tobillo y pie realizándose en total 208, lo que indica que se necesitaron de al menos 208 prótesis en 2013.

Tabla 1.1 Amputaciones de pierna, tobillo y pie en 2013 [1]

Edad	Pierna	Tobillo y pie	Total
1-9 años	3	12	15
10-14 años	-	4	4
15-19 años	4	10	14
20-34 años	13	28	41
35-54 años	17	22	39
55-64 años	7	25	32
65 y más años	19	44	63
Total	63	145	208

De manera general, según INEC la diabetes mellitus ocupa el primer lugar en las causas de amputaciones no traumáticas, lo que se ve reflejado en un estudio realizado por Pazmiño (2018) en pacientes ingresados en el Centro de Especialidad en Rehabilitación Integral el cual indica que en primer lugar se tiene amputaciones por origen traumático con un 62% y en segundo lugar por origen diabético con un 16%, siendo ésta una causa no traumática.

Para desarrollar el diseño de una prótesis primero se debe entender el papel que cumple la misma al momento de satisfacer algunas necesidades en específicas, para

lo cual se estableció un análisis de varios factores que pueden influir de alguna forma en el desarrollo del diseño. Estos aspectos se detallan a continuación como:

- **Salud Pública:** El proyecto aporta principalmente al sector de salud pública ya que mediante el desarrollo del diseño se busca cumplir con la demanda de prótesis de articulación de tobillo para personas amputadas.
- **Seguridad y Bienestar:** Con el implemento del proyecto se busca solucionar el problema de altos costos de adquisición (por importación y transporte internacional) de prótesis por lo que se contribuirá a la seguridad y bienestar de las personas que requieran de la misma y no cuenten con los suficientes recursos económicos.
- **Aspectos Culturales y Sociales:** el diseño de la prótesis es indiferente a los aspectos sociales o culturales desarrollados por algún grupo en particular por lo que no influyen de ninguna manera en su desarrollo.
- **Aspectos Ambientales:** se buscará que los materiales escogidos para el desarrollo de la prótesis puedan ser reciclables para así reutilizarlos en un siguiente ciclo de fabricación y reducir aún más los costos.
- **Aspectos Económicos:** al realizar la selección de los materiales se considerará el factor precio para reducir los costos en la mayor cantidad posible. Por esta razón, el aspecto económico influye directamente y es uno de los más importantes.

1.1 Definición del Problema

El Ministerio de Salud Pública de Ecuador realiza grandes esfuerzos por garantizar la demanda de los pacientes cuando requieren prótesis de extremidades, aunque solo cuenta con tres laboratorios de ortopedia técnica para confeccionar las prótesis. A nivel nacional, la demanda de prótesis de extremidades inferiores se satisface por medio de la importación, implicando como resultado costos de adquisición muy elevados para las personas afectadas por estas situaciones de amputación, haciendo que muchas de ellas una vez retirada la extremidad decidan continuar así por no tener el capital suficiente para adquirir una. En particular, las amputaciones de miembro inferior transtibial ocupan el primer lugar en el número de casos en el Ecuador con un 44,6%, frente a un 35,4% de casos transfemorales, según

datos del Ministerio de Salud Pública. El presente proyecto, consiste en el proceso de diseño completo de una prótesis de miembro inferior para satisfacer la demanda y cumplir con la manufactura dentro del país y evitar importaciones que generen gastos elevados.

1.2 Justificación del proyecto

El presente proyecto se centra en estudiar y analizar el principio de funcionamiento de los distintos tipos de prótesis que existen para así brindar una alternativa con similares características de uso, pero más económica para que pueda ser fabricada en el país con materiales disponibles en el mercado para cumplir con la demanda de amputaciones en los distintos pacientes.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar una prótesis para extremidad inferior a partir de la articulación tibioperoneo-astragalina con un costo final de adquisición inferior a US\$1000 para los pacientes amputados.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Revisar fuentes documentales y normas, nacionales e internacionales, para el diseño de prótesis de extremidades inferiores.
2. Realizar el diseño mecánico conceptual y de detalle de la prótesis de manera analítica y por medio del uso del computador empleando elementos finitos clásico.
3. Encontrar un diseño óptimo para que admita una carga equivalente al del peso promedio de una persona en Ecuador.
4. Realizar los planos de fabricación de las partes y detallar sus especificaciones técnicas.
5. Detallar el costo de materiales y del proceso de fabricación de la prótesis.
6. Conseguir un p.v.p accesible para eliminar la importación de las prótesis y garantizar así su adquisición.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Cinemática del pie

Existen 6 movimientos posibles de ejecución del pie los cuales se llevan a cabo en el eje transversal, el eje longitudinal del pie, y el eje longitudinal de la pierna.

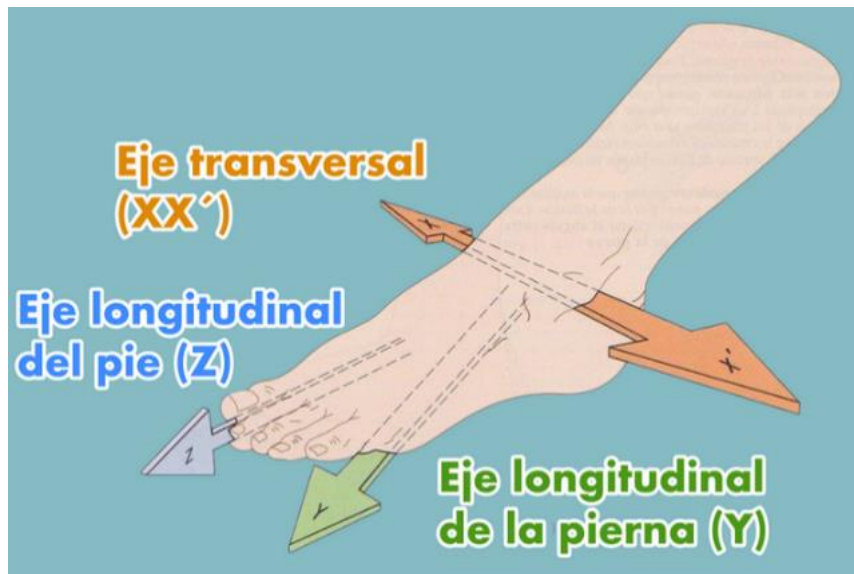


Figura 1.1 Ejes guía en los movimientos del pie [5]

- **Eje transversal:** permite la flexión plantar (extensión) en un rango de 30 a 40 grados, pudiéndose extender hasta 50 grados, y la flexión dorsal (flexión) del pie en un rango 20 a 30 grados.
- **Eje longitudinal de la pierna:** se realizan los movimientos de abducción y aducción del pie, ambos con un rango de amplitud de 35 a 45 grados aproximadamente.
- **Eje longitudinal del pie:** se realizan los movimientos pronación con una rotación de entre 25 y 30 grados y de supinación con una rotación entre 50 y 52 grados.

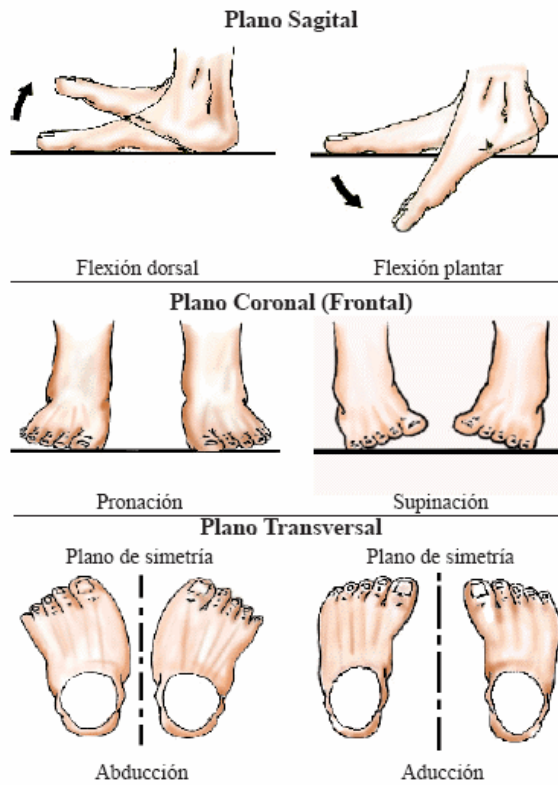


Figura 1.2 Movimientos del pie [6]

1.4.2 Articulaciones de tobillo más influyentes en la marcha

Al momento de realizar la marcha existen 3 articulaciones principales que están presentes en los diferentes movimientos del pie descritos anteriormente en su biomecánica.

- **Articulación tibiotarsiana (tibioperoneo-astragalina o talocrural):** es la articulación o junta que une mecánicamente la pierna con el pie mediante la unión de la tróclea astragalina con la mortaja tibioperonea. La mortaja tibioperonea está formada por los maléolos medial y lateral de la tibia y el peroné respectivamente, mientras que la tróclea astragalina hace referencia a la superficie superior del astrágalo en forma ligeramente acanalada que hace que encaje establemente en la mortaja. En esta articulación se generan los movimientos de flexo-extensión y de aducción-abducción.



Figura 1.3 Partes que conforman la articulación del tobillo [8]

- **Articulación subastragalina:** está formada por la cara inferior del astrágalo y la cara superior del hueso calcáneo, la forma en la que está dispuesta permite la supinación-aducción y pronación y abducción del pie.
- **Articulación mediotarsiana o de Chopart:** se forma en las uniones de los huesos astrágalo con escafoides y calcáneo con cuboides. Permite los movimientos combinados de flexión con abducción y extensión con aducción, además de las rotaciones internas y externas de pronación y supinación.

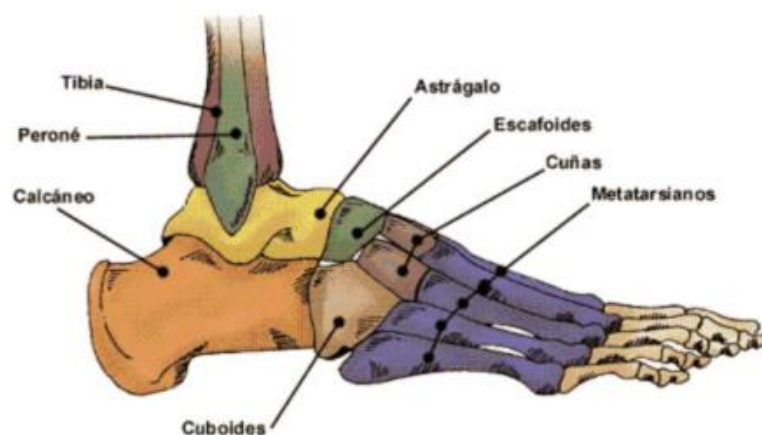


Figura 1.4 Huesos del y pie y la articulación tobillo [9]

1.4.3 Clasificación de las prótesis de tobillo

De manera general existen 3 tipos de prótesis de tobillo a partir de cuales todas son fabricadas, considerando esta clasificación.

- **Básicos:** El pie básico consiste en una pieza de gomaespuma con forma parecida a la de un pie real pero que se mantienen rígidos y estables durante la marcha o cuando la persona está de pie, es decir que no permite ningún movimiento en ningún eje.
- **Articulados:** los pies articulados permiten movimientos en uno o dos ejes dependiendo si se fabrican de eje sencillo o eje múltiple respectivamente.

El eje sencillo permite la flexión plantar y dorsal mientras que el eje múltiple permite además la abducción y aducción del pie.

- **De respuesta dinámica:** diseñado especialmente para atletas ya que están hechas para absorber energía, acumularla y liberarla durante la marcha, amortiguando el impacto generado en el talón del otro pie, permitiendo que el atleta pueda correr o realizar saltos como lo haría una persona con la extremidad no amputada.

1.4.4 Prótesis de tobillo Híntegra

La prótesis de tobillo Híntegra consiste en un mecanismo de 3 partes en donde los dos exteriores (parte 1 y 3 de la figura 1.5) son metálicas y se atornillan para unirse mecánicamente a la tibia y al astrágalo respectivamente, quedando estas partes unidas entre sí por la sección intermedia o parte 2. Esta prótesis le permite al pie realizar los movimientos de flexión dorsal y plantar hasta 50 grados, y una rotación axial o movimientos de abducción y aducción también hasta 50 grados.

Las partes metálicas se fabrican de aleación cobalto-cromo pero añadiendo una capa de titanio a las superficies que harán contacto con los huesos para controlar su porosidad, mientras que la parte la parte intermedia se fabrica de polietileno de ultra alta densidad.

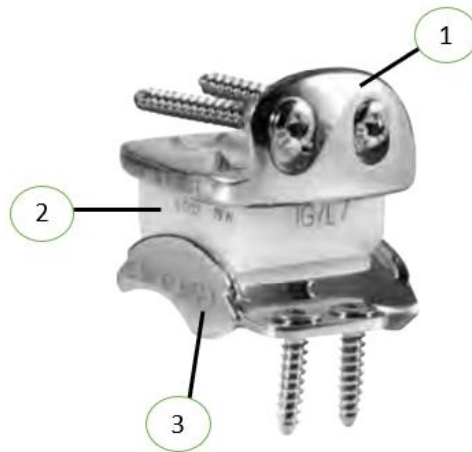


Figura 1.5 Prótesis de tobillo Hintegra con sus partes [10]

1.4.5 Truck o eje de patineta

El truck de una patineta consiste en una pieza denominada base en la que se le ensambla un eje y un sistema de amortiguación para absorción de energía de impacto al momento de realizar los trucos de skate. Este eje está montado de tal forma que permite que la tabla, yendo inicialmente en línea, pueda girar hacia los lados derecho o izquierdo, mientras a su vez las gomas de amortiguación y el grado de sujeción del perno limitan el grado de rotación.



Figura 1.6 Giros del truck de patineta

1.4.6 Prótesis de respuesta dinámica más comunes

- **1C62 Triton Harmony**

Esta prótesis combina el pie de carbono con el sistema de vacío harmony integrado para generar una mejor amortiguación y obtener así un sistema de pie compacto con una excelente capacidad para realizar el movimiento de torsión. Es ideal para personas con muñón transtibial largo ya que la 1C62 tiene una altura estructural reducida en comparación a los estándares.



Figura 1.7 1C62 Triton Harmony [13]

Tabla 1.2 Características Prótesis 1C62 Triton Harmony [13]

Peso máximo persona	150 [kg]
Peso de la prótesis	655-840 [g]
Longitud de planta	21-30 [cm]
Deflexión vertical máxima	15 [mm]

- **1C30 Trias Foot**

El 1C30 Trias es una prótesis liviana a base de carbono junto con elementos de resortes dobles para absorber los impactos al golpear el talón con el suelo que alivian la tensión en la extremidad del pie humano sano. Este tipo de prótesis no es de uso recomendado para correr o saltar porque puede afectar a los resortes.



Figura 1.8 1C30 Trias Foot [13]

Tabla 1.3 Características Prótesis 1C30 Trias Foot [13]

Peso máximo persona	125 [kg]
Peso de la prótesis	345-550 [g]
Longitud de planta	21-30 [cm]
Altura para footshell (funda)	95 [mm]

- **Biom T2 ankle**

Este sistema consta de un sistema tobillo-pie que proporciona propulsión biónica natural en todas las velocidades de caminata de terreno nivelado, emulando la función muscular del tobillo humano; además de reducir la fuerza de impacto y el momento de la rodilla en la pierna no afectada.



Figura 1.9 Biom T2 ankle [14]

Tabla 1.4 Características Biom T2 ankle [14]

Peso máximo persona	113 [kg]
Altura promedio	21.7 [cm]
Longitud de planta	25-30 [cm]

- **Balance foot j**

La prótesis Balance foot j es un pie liviano diseñado para amputados que caminan a baja velocidad, incorporando un talón acolchado que brinda estabilidad y mejor amortiguación al hacer en contacto con el suelo y una quilla de longitud completa para mejorar estabilidad y soporte.



Figura 1.10 Prótesis Balance foot j [13]

Tabla 1.5 Características Prótesis Balance foot j [13]

Peso máximo persona	136 [kg]
Peso de la prótesis	322 [g]
Longitud de planta	22-30 [cm]
Altura de prótesis	120 [mm]

1.4.7 Etapas de la marcha

La marcha humana consta de una amplia sección de movimientos que realiza el pie los cuales pueden clasificarse en tres fases o etapas básicas las cuales son:

- Fase 1: es la etapa inicial de la marcha en la que el pie se encuentra inclinado respecto al suelo y solo se apoya el talón.
- Fase 2: es la fase intermedia en la que el pie está paralelo al suelo y están apoyados el talón, el arco plantar y el antepié.
- Fase 3: o etapa final justo antes de realizar el despegue, en dónde solo el antepié se encuentra apoyado en el suelo.

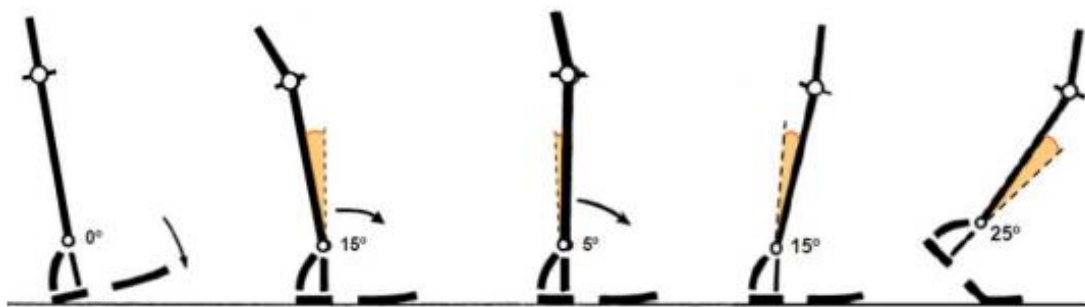


Figura 1.11 Etapas de la marcha humana [9]

1.4.8 Análisis de fuerzas en las 3 posiciones del pie durante la marcha

El sistema de fuerzas que actúan en el pie consta de un sistema de tres fuerzas en las que se tiene la reacción en el contacto del pie con el suelo, la fuerza que ejerce el tendón de Aquiles F_t , y la fuerza en la articulación del tobillo F_p .

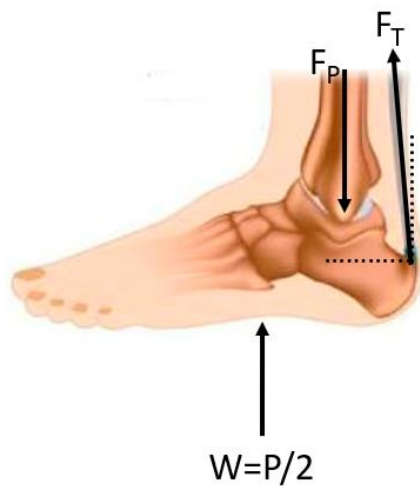


Figura 1.12 Sistema de fuerzas actuando en el pie [5]

Para encontrar la posición crítica del pie en la que soporta mayor carga la articulación del tobillo se realizó un análisis de fuerza en las 3 posiciones durante la marcha. Aunque la figura 1.12 representa el sistema de fuerzas en el pie en la fase 2, cabe recalcar que para las fases 1 y 3 se tienen las mismas fuerzas actuando en el sistema, pero con los ángulos en la fuerza de la articulación y del tendón de Aquiles diferentes.

- **Análisis de carga en fase 1:**

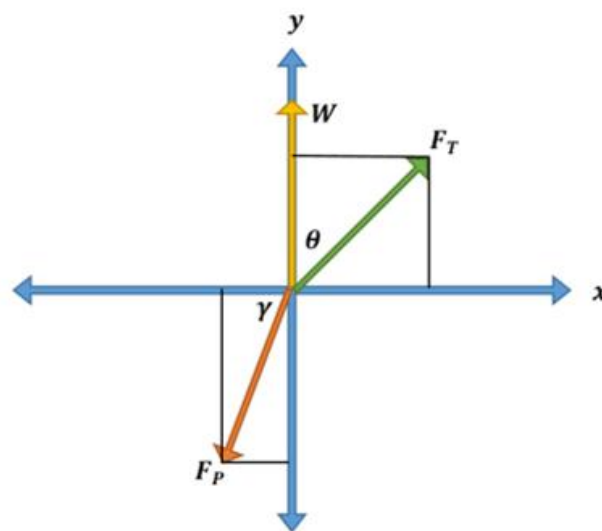


Figura 1.13 DCL posición de apoyo en el talón

$$F_{Px} = F_P \cdot \text{Cos}(\alpha) \quad (1.1)$$

$$F_{Py} = F_P \cdot \text{Sen}(\alpha) \quad (1.2)$$

$$F_{Tx} = F_T \cdot \text{Cos}(\beta) \quad (1.3)$$

$$F_{Ty} = F_T \cdot \text{Sen}(\beta) \quad (1.4)$$

$$\sum_{\rightarrow} F_x = 0$$

$$F_{Tx} - F_{Px} = 0 \quad (1.5)$$

$$F_{Tx} = F_{Px}$$

$$F_T \cdot \text{Sen}(\theta) = F_P \cdot \text{Cos}(\gamma)$$

$$F_T = F_P \cdot \left(\frac{\text{Cos}(\gamma)}{\text{Sen}(\theta)} \right) \quad (1.6)$$

$$\sum_{\uparrow} F_y = 0$$

$$F_{Ty} + W - F_{Py} = 0 \quad (1.7)$$

$$F_{Ty} + W = F_{Py}$$

$$F_T \cdot \text{Cos}(\theta) + W = F_P \cdot \text{Sen}(\gamma)$$

$$F_P \cdot \left(\frac{\text{Cos}(\gamma)}{\text{Sen}(\theta)} \right) \cdot \text{Cos}(\theta) + W = F_P \cdot \text{Sen}(\gamma)$$

$$W = F_P \cdot \text{Sen}(\gamma) - F_P \cdot \text{Cos}(\gamma) \text{Cot}(\theta)$$

$$F_P = \frac{W}{\text{Sen}(\gamma) - \text{Cos}(\gamma) \text{Cot}(\theta)} \quad (1.8)$$

- **Análisis de carga en fase 2:**

Cuando la persona está de pie con la planta, el talón y el antepié apoyados, mediante un análisis baropodométrico se determinó que el 60% del peso corporal o la fuerza que el pie experimenta se dirige al calcáneo, mientras que el otro 40% restante se dirige al antepié.

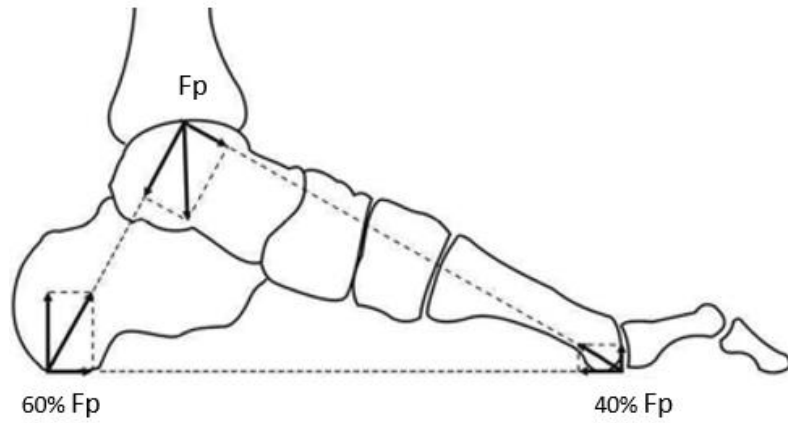


Figura 1.14 Distribución de fuerzas en fase 2 [11]

$$F_T = 0.6F_P \quad (1.9)$$

$$W = 0.4F_P \quad (1.10)$$

- **Análisis de carga en fase 3:**

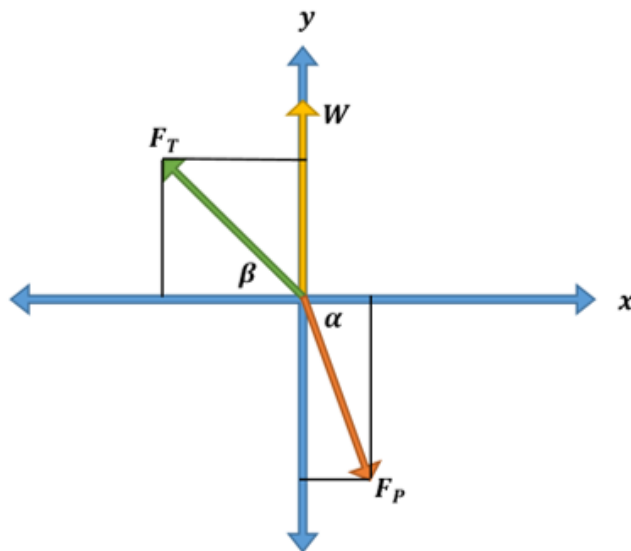


Figura 1.15 DCL posición de apoyo en el antepié

$$F_{Px} = F_P \cdot \text{Cos}(\alpha) \quad (1.11)$$

$$F_{Py} = F_P \cdot \text{Sen}(\alpha) \quad (1.12)$$

$$F_{Tx} = F_T \cdot \text{Cos}(\beta) \quad (1.13)$$

$$F_{Ty} = F_T \cdot \text{Sen}(\beta) \quad (1.14)$$

$$\sum_{\rightarrow} F_x = 0$$

$$F_{Px} - F_{Tx} = 0 \quad (1.15)$$

$$F_{Px} = F_{Tx}$$

$$F_P \cdot \text{Cos}(\alpha) = F_T \cdot \text{Cos}(\beta)$$

$$F_P = F_T \cdot \left(\frac{\text{Cos}(\beta)}{\text{Cos}(\alpha)} \right) \quad (1.16)$$

$$\sum_{\uparrow} F_y = 0$$

$$F_{Ty} + W - F_{Py} = 0 \quad (1.17)$$

$$F_{Ty} + W = F_{Py}$$

$$F_T \cdot \text{Sen}(\beta) + W = F_P \cdot \text{Sen}(\alpha)$$

$$F_T \cdot \text{Sen}(\beta) + W = F_T \cdot \left(\frac{\text{Cos}(\beta)}{\text{Cos}(\alpha)} \right) \cdot \text{Sen}(\alpha)$$

$$W = F_T \cdot \text{Cos}(\beta) \text{Tan}(\alpha) - F_T \cdot \text{Sen}(\beta)$$

$$F_T = \frac{W}{\text{Cos}(\beta) \text{Tan}(\alpha) - \text{Sen}(\beta)} \quad (1.18)$$

Tabla 1.6 Datos de ángulos que forman las fuerzas de reacción en el pie

Parámetro	Valor
Θ	15°
Υ	60°
α	45°
β	30°

Luego se resuelven simultáneamente en par las ecuaciones 1.6 y 1.8, las ecuaciones 1.9 y 1.10, y las ecuaciones 1.16 y 1.18; dejando todas las variables en función de W, por lo que la Tabla 1.6 muestra cuantas

veces es la fuerza del peso en el tendón de Aquiles y en la articulación del tobillo.

Tabla 1.7 Fuerzas en función de W

Marcha	FT	FP
Fase 1	1.93	0.99
Fase 2	1.5	2.5
Fase 3	2.73	3.34

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

En este capítulo se describen las tres alternativas propuestas para la solución al problema luego de realizar una comparación de los diferentes tipos de prótesis. La primera alternativa (A) consiste en un pie con un resorte en la parte posterior para acumular energía al iniciar la marcha y luego liberarla en las siguientes 2 etapas, la alternativa (B) parecida en la base a una forma cóncava utilizando el principio de una silla mecedora más una rótula que permite los grados de libertad necesarios para el movimiento de la articulación. Y finalmente la alternativa (C), se basó en el uso de dos plantas, una para simular el talón y otro para el antepié. Los criterios tomados para la matriz de decisión fueron: GDL, Área, Energía, Peso, Estética, y Originalidad. Se estableció como solución más efectiva a la Alternativa C (Tabla 2.5), quien inicialmente tuvo dos plantas, una para simular el talón y otro para simular el antepié, ambas ensambladas en un bloque de conexión que le permite realizar al pie la flexión plantar y dorsal. Luego se consideró añadir una tercera planta como base para hacer la marcha más estable.

Una vez culminado el diseño, el ensamble final se sometió a un análisis estático por elementos finitos, y a un análisis de fatiga de la pieza crítica un tanto iterativo junto con el proceso de selección de materiales para las piezas de la prótesis.

2.1 Comparación de tipos de prótesis

Para establecer una alternativa óptima que simule lo mejor posible los movimientos del pie se realizaron comparaciones de varios parámetros para escoger mejor un tipo de prótesis o una combinación de dos o más y así generar una solución factible. Los aspectos más importantes para considerar fueron su funcionabilidad o forma de simular mejor las articulaciones involucradas durante la marcha, la carga que puede soportar la prótesis, y su propio peso para tener una referencia de que tan liviana o pesada podría ser.

Tabla 2.1 Comparación tipos de pie protésicos

Parámetro	Tipo			
	Básico	Eje sencillo	Eje múltiple	De respuesta dinámica
Funcionabilidad (Simula mejor los movimientos del pie)	5/10	6/10	8.5/10	9.5/10
Peso máximo de la persona en kg	115	115	160	165
Peso de la prótesis en g	490	570	502	585

Al revisar la Tabla 2.1 se encuentra que el pie de eje múltiple tiene una funcionabilidad aceptable, ya que cuenta con los movimientos de flexión plantar y dorsal en el plano sagital, y de abducción y aducción en el plano transversal, pero carece de la pronación y supinación, mientras que el pie de respuesta dinámica cuenta con por lo menos cuatro movimientos dependiendo del modelo, además de un sistema que permita absorber el impacto al realizar la marcha.

Las alternativas de solución que se plantaron estuvieron basadas en estos dos tipos de pies protésicos ya que se desea garantizar mínimo estos 4 movimientos como el de eje múltiple, pero incluir un sistema de amortiguación o absorción-liberación de energía como el de respuesta dinámica con una capacidad de carga un 30 o 40 por ciento mayor al peso promedio de un hombre adulto ecuatoriano.

2.2 Modelos de prótesis propuestos

Al establecer una combinación entre las prótesis de pie de respuesta dinámica y pie de eje múltiple se encontró que la planta o base debería ser de respuesta dinámica para usar el principio de acumulación de energía en el inicio de la marcha o fase 1, y luego poder usar esa misma energía acumulada en la fase

3 y así amortiguar y disminuir el impacto que recibe el pie humano. También se encontró que se debe establecer un sistema o mecanismo que pueda realizar los movimientos en los 3 ejes establecidos para que, al caminar, la planta o “base” de la prótesis tenga una mayor cantidad de área superficial en contacto con el suelo, haciéndose más estable.

2.2.1 Alternativa A

La alternativa A consistió en una especie de pie con un resorte en la parte posterior para acumular energía al iniciar la marcha y luego liberarla en las siguientes 2 etapas, y en la parte superior un mecanismo acoplado que permita realizar la flexión al pie.

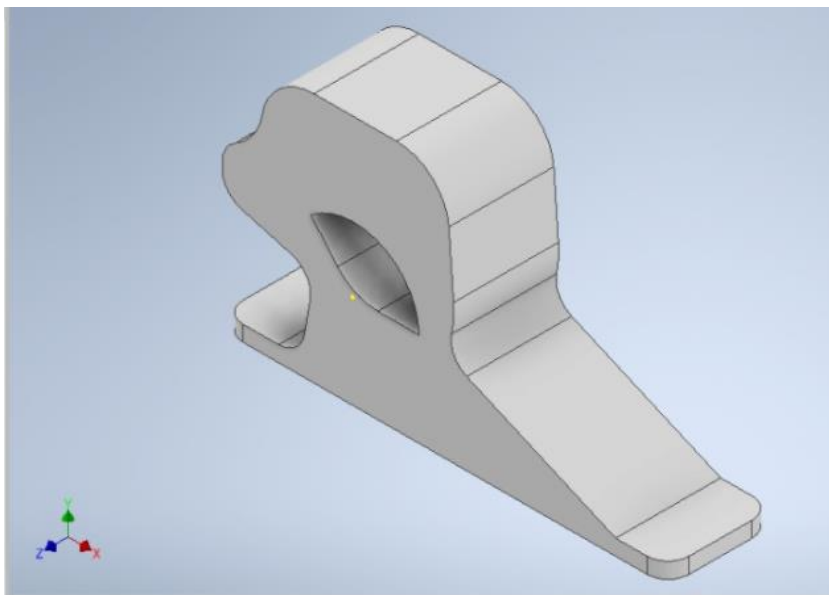


Figura 2.1 Diseño de forma de alternativa A

2.2.2 Alternativa C

La alternativa C se basó en el uso de dos plantas, una para simular el talón y otro para el antepié, ensambladas en un mecanismo que le permite realizar la flexión plantar y dorsal, el cual se ensambla a otro mecanismo con el principio del truck de una patineta que le permite la torsión para generar pronación y supinación.

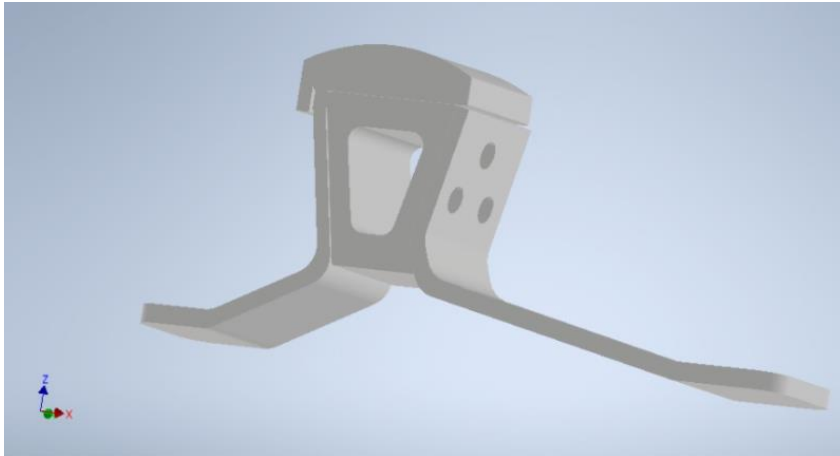


Figura 2.2 Diseño de forma alternativa C

2.2.3 Alternativa B

En la alternativa B se consideró realizar la planta o base con una forma cóncava utilizando el principio de una silla mecedora, en el que la concavidad hace al aplicar un pequeño impulso, la inercia del peso transmita el movimiento y la silla continúe meciéndose. Para la parte de la articulación del tobillo se propuso una rotula que pueda realizar los 6 movimientos ya que posee 6 grados de libertad.

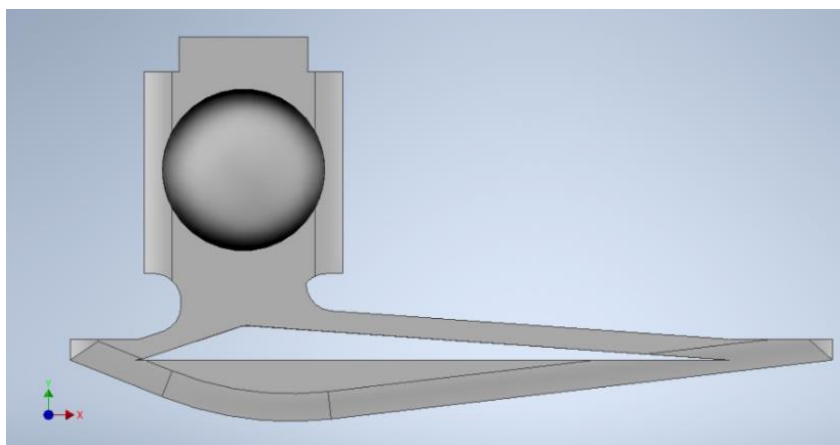


Figura 2.3 Diseño de forma de alternativa B

2.3 Elección de la mejor alternativa

La matriz de decisión elaborada conto con los criterios de GDL, Área, Energía, Peso, Estética, y Originalidad los cuales tuvieron los siguientes significados:

- GDL: grados de libertad o movimientos en los ejes que podía realizar el pie protésico.
- Área: área superficial de contacto prótesis – suelo.
- Energía: mecanismo que acumule y libere energía para amortiguar la marcha en el pie humano.
- Peso: diseño del pie protésico lo más ligero posible.
- Estética: visualmente agradable.
- Originalidad: diseño con un mecanismo innovador y creativo.

Primero se compararon los criterios entre sí en un rango de importancia del 1 al 10 para obtener una importancia relativa entre ellos y saber el factor a multiplicar al valor del criterio asignado en la matriz de decisión.

Tabla 2.2 Comparación entre criterios para factor de importancia

Criterios	Área	Energía	Peso	Estética	Originalidad	Total
GDL	6	6	8	7	6	33
Área	↑	6	8	7	6	31
Energía		↑	8	8	6	30
Peso			↑	5	5	16
Estética				↑	5	18
Originalidad					↑	22
Total						150

Para obtener el factor de importancia de cada criterio se dividieron cada uno de los valores totales para el total de 150.

Tabla 2.3 Factor de importancia de cada criterio

Parámetros	Factor (%)
GDL	22.00
Área	20.67
Energía	20.00
Peso	10.66

Estética	12.00
Originalidad	14.67
Total	100%

Una vez obtenida la importancia de cada criterio se procedió a evaluar los 3 tipos de prótesis con los 6 criterios establecidos.

Tabla 2.4 Evaluación de las alternativas de solución

	A	B	C
GDL	8	10	9
Area	9	7	8
Energía	9	7	7
Peso	4	6	8
Estética	5	9	7
Originalidad	5	6	7

Para finalizar la evaluación de las alternativas, el valor del parámetro evaluado se multiplicó por su correspondiente factor, y se obtuvo así la calificación final de cada alternativa, estableciéndose como ganadora a la alternativa c.

Tabla 2.5 Evaluación final de cada alternativa

	A	B	C
GDL	1.76	2.20	1.98
Area	1.86	1.45	1.65
Energía	1.80	1.40	1.40
Peso	0.43	0.64	0.85
Estética	0.60	1.08	0.84
Originalidad	0.73	0.88	1.03
TOTAL	7.18	7.65	7.75

2.4 Diseño del concepto de la solución

La alternativa de solución inicialmente tuvo dos plantas, una para simular el talón y otro para simular el antepié, ambas ensambladas en un bloque de conexión que le permite realizar al pie la flexión plantar y dorsal. Luego se consideró añadir una tercera planta como base para hacer la marcha más

estable. También se consideró que, al momento de ensamblar las piezas, debía reducirse la fricción y el impacto entre ellas al momento de la marcha, por lo que se diseñaron pequeños amortiguadores conocidos como los bushings de las patinetas, y finalmente se agregó un mecanismo que simule el tendón de Aquiles mediante un sistema de amortiguación cilindri-pistón.

2.5 Metodología aplicada a la solución

Para llevar a cabo el diseño de la prótesis se comenzó por desarrollar una forma inicial con geometrías parecidas a los mecanismos en los que se basó la alternativa c, para el implante (flexión), el truck (torsión) y los bushings; pero con formas redefinidas para adaptadas a la prótesis. Además, se agregaron las plantas que simulan el antepié, el talón y el arco plantar junto con un sistema amortiguador para simular el tendón de Aquiles. Una vez finalizado el ensamble con la geometría final definida, el diseño fue sometido a un análisis de carga estática donde se determinaron los esfuerzos en las partes de la prótesis y así determinar la pieza crítica, la cual fue el antepié. Luego se realizó la selección de materiales para las piezas, y se concluyó con un análisis de fatiga del antepié para determinar los ciclos de vida de la pieza crítica.

2.6 Diseño de prótesis con la alternativa de solución C

2.6.1 Diseño inicial

El diseño parte de la elaboración de la base de la prótesis, esta debía simular la planta del pie y por ello se le realizó un pequeño levantamiento para que no sea totalmente plana. Luego, se elaboraron las placas que harían de calcáneo y antepié. Una vez realizadas estas tres placas se diseñó un bloque en el cual se conectarán todas en una. Para el mecanismo de flexión se rediseño un implante de la articulación, muy utilizado cuando la misma esta desgastada, el cual consta de una base ensamblada al bloque de conexión y un sistema de amortiguación otorgada por un caucho sintético (neopreno). Finalmente, el sistema de pronación y supinación viene dado por un rediseño del truck de una patineta que se tomó como guía para modificarlo y hacerlo encajar con las piezas ya realizadas.

2.6.2 Amortiguador trasero para reducción de esfuerzos

En el primer ensamble se encontró un esfuerzo equivalente de 1.7GPa en el pivot del mecanismo de pronación con su base, por lo que para reducirlo se fijó un sistema de amortiguamiento que consta de un resorte y unos cauchos para absorber el impacto, luego se ensambló al prototipo inicial y se volvió a simular para establecer el valor del nuevo esfuerzo máximo.

2.6.3 Modificación final

Al agregar el amortiguador trasero se redujo el esfuerzo equivalente a 228.7MPa, pero el contacto en el pivot seguía soportando el esfuerzo máximo, por lo que se modificó la geometría de su amortiguador (Fig. 3.) en la que se estableció una especie de tapa en el fondo donde encaja el pivot para amortiguar este contacto; encontrándose un esfuerzo de 204.5MPa.

2.6.4 Simulación de carga estática por elementos finitos

Para ver cómo trabaja la prótesis con el diseño inicial y las dos modificaciones posteriores se estableció una carga de prueba de 70kg en el contacto de la base del volante de pronación donde se ensamblaría la pierna, por lo que la prótesis recibe toda la carga de 70kg en la parte superior del volante de pronación-supinación, equivalente a una fuerza de 687N.

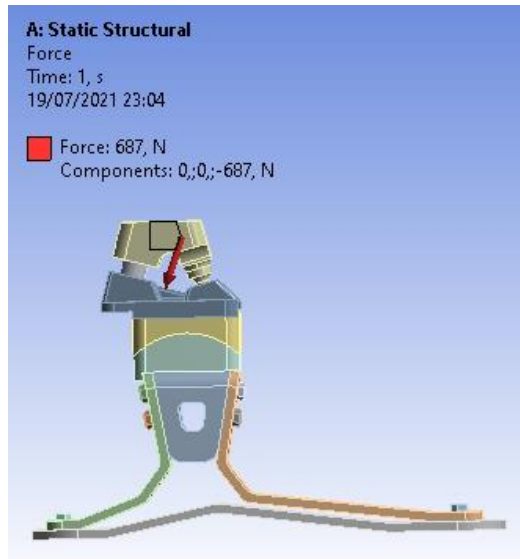


Figura 2.4 Aplicación de carga de prueba

El parámetro más importante para establecer la resistencia mecánica de la prótesis fue el esfuerzo de Von Mises, el cual por su definición establece que existe una energía de distorsión máxima que, si se supera, empuja al material al régimen plástico. La energía de deformación total por unidad de volumen de un cuerpo se puede calcular en términos de las tensiones principales mediante:

$$U_T = \frac{1}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3)]$$

Dicha relación da cuenta de cada deformación en el cuerpo, mientras que para ceder solo se consideran las deformaciones cortantes. Por ende, la energía almacenada por deformaciones normales debe restarse de esta para obtener la energía de distorsión. La almacenada por deformaciones normales viene dada por:

$$U_H = \frac{1 - 2\nu}{6E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_1\sigma_3 + \sigma_2\sigma_3)]$$

Entonces, la energía de distorsión es:

$$U_D = U_T - U_H$$

$$U_D = \frac{1 + \nu}{6E} \cdot [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2]$$

Este criterio se da siempre que U_D excede una energía crítica U_{DMax} . La determinación experimental de U_{DMax} es muy complicada de obtener, es más conveniente utilizar un valor de tensión crítica.

$$U_D < U_{DMax}$$

$$\frac{1 + \nu}{6E} \cdot [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2] < \frac{1 + \nu}{6E} \cdot \sigma_{Max}^2$$

El fallo ocurre cuando la energía de distorsión total en un volumen unitario es mayor que el valor de energía de distorsión correspondiente a la resistencia a fluencia en ese mismo volumen. Esto da como resultado una tensión uniaxial equivalente σ_{eq} que, al tratarse de un material dúctil, debe ser menor que σ_{Max} para que no se produzca el fallo:

$$\sigma_{eq} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2]} < \sigma_{Max}$$

En el diagrama $\sigma_1 - \sigma_2$ para estados tensionales biaxiales $\sigma_3 = 0$, las combinaciones de “no fallo” quedan dentro de una elipse; es decir, según la teoría de la energía de distorsión máxima cualquier estado tensional $\sigma_1 - \sigma_2$ que quede fuera de la elipse o sobre ella produce el fallo.

2.7 Proceso de selección de materiales

Para realizar la selección de los materiales se hizo uso del programa GRANTA EduPack versión 2020, el cual contiene las gráficas de Ashby con la clasificación de todos los tipos de materiales que existen. Se clasificaron las piezas en 3 grupos; cada uno con sus requerimientos necesarios para tener

en cuenta al momento de la selección, pero los 3 grupos con su restricción común de masa y precios mínimos para reducir el peso de la prótesis y el precio de adquisición del material respectivamente.

Tabla 2.6 Parámetros para selección de materiales

Grupo	Pieza	Parámetros
A	Calcáneo, antepié planta	Esfuerzo de fluencia > 300 MPa Esfuerzo último > 430 MPa Masa mínima Precio mínimo
B	Volante de pronación, base, implante, bloque de conexión	Esfuerzo de fluencia > 122 MPa Masa mínima Precio mínimo
C	Bushings o amortiguadores	Elasticidad alta Masa mínima Precio mínimo

Cabe recalcar que el proceso de selección detallado fue empleado en la selección del material del grupo A, ya que como se detalla en la Tabla 3.2 el antepié es la pieza con mayor esfuerzo en la carga estática.

Para comenzar con la selección primero se determinó el valor del esfuerzo de fluencia mínimo considerando que para tener un factor de seguridad menor o igual de 2.5 en la carga estática el material debía tener un esfuerzo de fluencia mínimo de 2.5 veces el esfuerzo en la pieza, es decir 2.5 por 122MPa igual a 300MPa, por lo que se trazó un rectángulo para delimitar la zona de materiales que cumplan con este criterio.

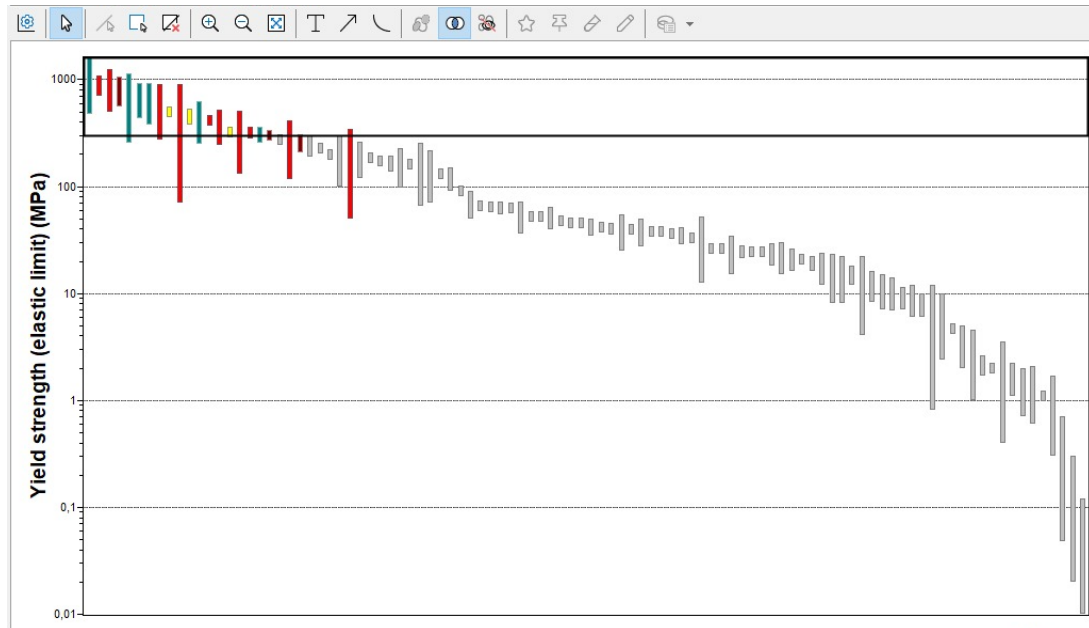


Figura 2.5 Zona de materiales con esfuerzo de fluencia mayor a 300 MPa

Esta primera restricción encontró que, de 100 materiales disponibles, apenas 22 tenían un esfuerzo de fluencia mayor a los 300 MPa, ubicándolos en la lista a continuación.

3. Resultados: pasan 22 de 100

Mostrar: Etapa 1: Yield strength (elastic limit) (MPa)

Clasificar por: Orden alfabético

Nombre	Eje Y
Age-hardening wrought Al-alloys	241 - 520
Aluminum/Silicon carbide composite	280 - 324
Bronze	130 - 509
Cast iron, ductile (nodular)	246 - 630
CFRP, epoxy matrix (isotropic)	550 - 1,05e3
Commercially pure titanium	276 - 360
Copper	50 - 340
GFRP, epoxy matrix (isotropic)	207 - 304
High carbon steel	433 - 924
Low alloy steel	469 - 1,6e3
Low carbon steel	255 - 355
Medium carbon steel	376 - 929
Nickel	70 - 900
Nickel-based superalloys	273 - 900
Nickel-chromium alloys	365 - 460
Silicon carbide	305 - 336
Silicon nitride	476 - 525
Stainless steel	257 - 1,14e3
Titanium alloys	701 - 1,09e3
Tungsten alloys	490 - 1,23e3
Tungsten carbides	373 - 530
Wrought magnesium alloys	115 - 410

Figura 2.6 Materiales con esfuerzo de fluencia mayor a 300 MPa

La segunda restricción que se colocó fue el de un esfuerzo último de tensión mínimo de 430 MPa. Para determinar este esfuerzo se empleó un pequeño cálculo con la ecuación 2.7 del factor de seguridad de fatiga de Goodman modificado (sección

2.8.4) haciendo n mayor a 1 y resolviendo para S_{ut} , por lo que el proceso de la selección es dependiente del análisis de fatiga haciéndolo parecer iterativo. Aquí la lista se redujo de 22 a 18 materiales.

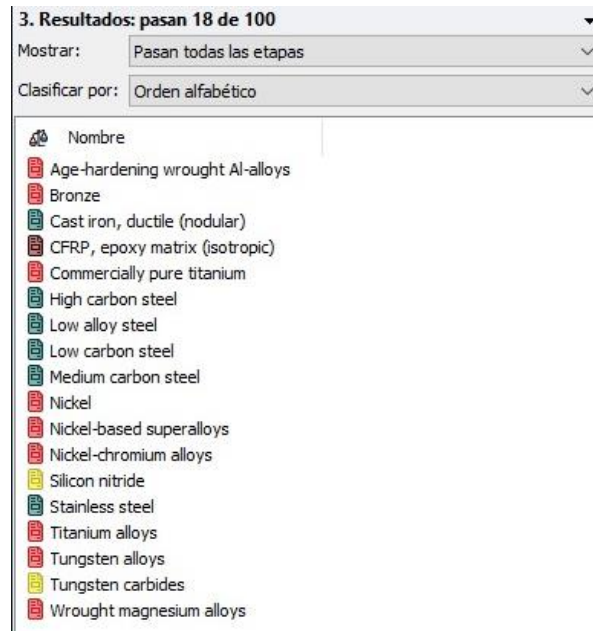


Figura 2.7 Materiales con esfuerzo último mayor a 430 MPa

Como tercera restricción se estableció que el material debía ser el más ligero posible para reducirle el peso a la prótesis. Esta ligereza del material viene dada por la razón módulo de Young/densidad, en donde mientras mayor es la razón el material es más liviano. En la figura 2.8 se observa que un material ideal debería encontrarse en la esquina superior izquierda, pero con ayuda de una recta de pendiente 2 se encontró que todos los materiales por encima de esta cumplen con una buena relación.

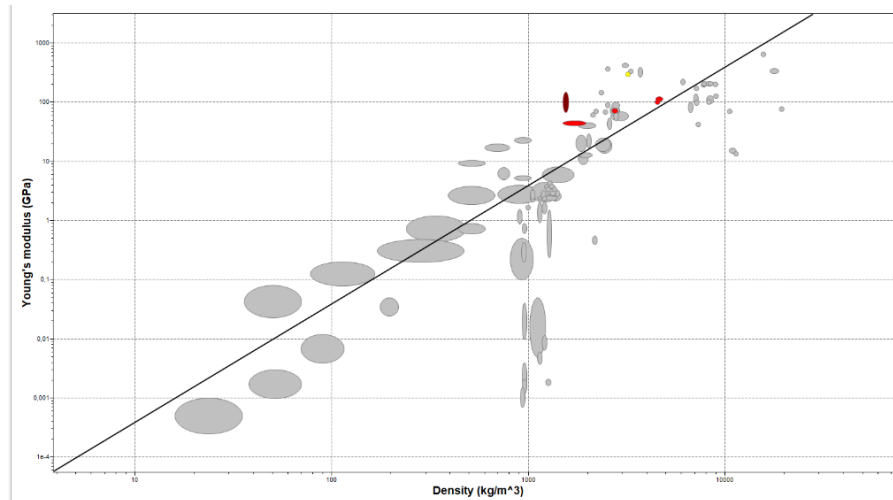


Figura 2.8 Módulo de Young vs Densidad

En la figura 2.9 se observa una lista de 6 materiales que cumplieron los 3 criterios restrictivos que se aplicaron, encontrando entre las opciones materiales como aluminio, titanio, fibra de carbono y magnesio; pero que por cuestiones económicas se decidió por una aleación de aluminio.

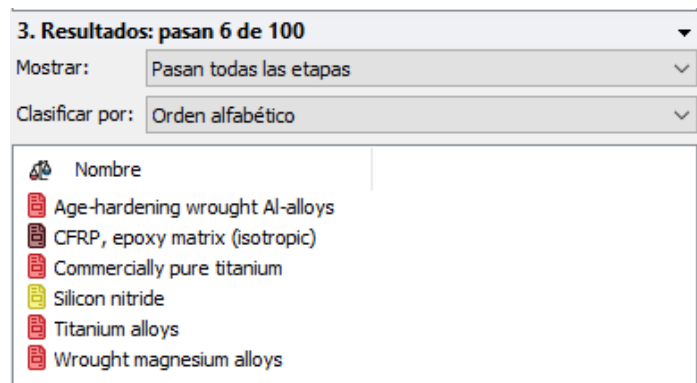


Figura 2.9 Materiales que cumplen las 3 restricciones

2.8 Análisis de fatiga en placa del antepié

Los resultados de la simulación de la carga en el ensamble final (Tabla 3.2) indicaron que la pieza soportando mayor esfuerzo era la placa que simula el antepié la cual estará hecha de una aleación de aluminio forjado, por lo que fue sometida a un análisis de fatiga para determinar si su falla se da en un bajo o alto ciclaje; y si su factor de seguridad en fatiga con el que trabajará la

pieza será mayor a uno. Todas las ecuaciones empleadas fueron sacadas del capítulo 6 del libro Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley [19].

Tabla 2.7 Parámetros para análisis de fatiga

Parámetro	Valor	Símbolo
Resistencia última AI	450MPa	S_{ut}
Esfuerzo máximo repetido	122MPa	σ_{max}
Largo de placa	50 mm	B
Altura	40mm	H

2.8.1 Límite de resistencia a la fatiga corregido S_e

El límite de resistencia a la fatiga es el esfuerzo al cual se fractura una pieza a un esfuerzo menor al de fluencia por la aplicación de una carga cíclica. Este límite se lo calcula mediante la siguiente ecuación:

$$S_e = K_a K_b K_c K_d K_e K_f S_e' \quad (2.1)$$

$$S_e' = 0.5S_{ut} \text{ para } S_{ut} < 1,4 \text{ GPa}$$

Factores de modificación del límite de resistencia a la fatiga.

Factor de superficie K_a .

$$K_a = aS_{ut}^b;$$

$$a = 272 \text{ y } b = -0.995 \text{ (forjado).}$$

$$K_a = (272)(400)^{-0.995}$$

$$K_a = 0.62$$

Factor de tamaño.

$$K_b = 1.24d_e^{-0.107}; \quad d_e \leq 51 \text{ mm}$$

$$d_e = 0.808\sqrt{bh} \quad \text{donde, } b = 50 \text{ mm y } h = 40 \text{ mm}$$

$$d_e = 0.808\sqrt{(50)(40)} = 36.14 \text{ mm}$$

$$K_b = 1.24(36.14)^{-0.107}$$

$$K_b = 0.85$$

Factor de carga.

Carga de flexión

$$K_c = 1$$

Factor de temperatura.

$$K_d = 0,975 + 0,432x10^{-3}F - 0,115x10^{-5}F^2 + 0,104x10^{-8}F^3 - 0,595x10^{-12}F^4$$

Temperatura máxima registrada en Ecuador cerca de los 40°C, dicha temperatura calienta el asfalto hasta 65 °C; por lo tanto, se calcula con 150 °F.

$$K_d = 0,975 + 0,432x10^{-3}(150) - 0,115x10^{-5}(150)^2 + 0,104x10^{-8}(150)^3 - 0,595x10^{-12}(150)^4$$

$$K_d = 1.020$$

Factor de confiabilidad.

Con una confiabilidad del diseño del 99%, se tiene

$$K_e = 0.814$$

Factor por efectos varios.

$$K_f = 0.9$$

Resolviendo la ecuación 2.1 se tiene:

$$S_e = K_a K_b K_c K_d K_e K_f (0.5) S_{ut}$$

$$S_e = (0.62)(0.85)(1)(1.02)(0.814)(0.90)(0.5 * 450)$$

$$S_e = (0.40)(22.50)$$

$$S_e = 90 MPa$$

2.8.2 Esfuerzos repetidos

El pie protésico estará en un ambiente de funcionamiento de carga y descarga de esfuerzo medio, esfuerzo máximo de 122MPa (Tabla 3.2), y esfuerzo cero de manera repetida, por lo que este tipo de esfuerzo es un esfuerzo repetido en el cual las formas de sus componentes máximas, media y amplitud se muestran en la figura 2.10

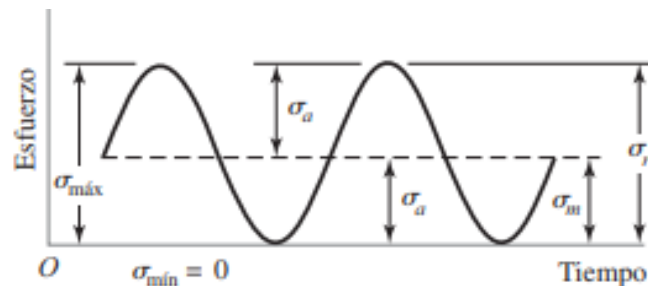


Figura 2.10 Componentes del esfuerzo repetido [19]

Componente de esfuerzo medio

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{máx} + \sigma_{mín}}{2} \quad (2.2)$$

$$\sigma_m = \frac{122MPa}{2} = 61MPa$$

Componente de la amplitud del esfuerzo repetido

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{máx} - \sigma_{mín}}{2} \quad (2.3)$$

$$\sigma_a = \frac{122MPa}{2} = 61MPa$$

2.8.3 Número de ciclos para falla por fatiga

$$N = \left(\frac{\sigma_{inv}}{a} \right)^{\frac{1}{b}} \quad (2.4)$$

Donde los factores a y b vienen dados por:

$$a = \frac{(fS_{ut})^2}{S_e} = \frac{(0.9 * 450 \times 10^6)^2}{90 \times 10^6} = 1823 MPa$$

$$b = -\frac{1}{3} \log\left(\frac{fS_{ut}}{S_e}\right) = -\frac{1}{3} \log\left(\frac{0.9 * 450}{90}\right) = -0.217$$

Como se observa en la ecuación 2.4 el esfuerzo a colocar es un esfuerzo invertido, por lo que las componentes medias y de la amplitud deben llevarse a un esfuerzo invertido equivalente. Se escogieron los esfuerzos invertidos por el criterio de Goodman modificado y de Gerber, calculados con las ecuaciones 2.5 y 2.6 a continuación.

$$\sigma_{inv,good} = \frac{\sigma_a}{1 - \frac{\sigma_m}{S_{ut}}} \quad (2.5)$$

$$\sigma_{inv,gerb} = \frac{\sigma_a}{1 - \left(\frac{\sigma_m}{S_{ut}}\right)^2} \quad (2.6)$$

$$\sigma_{inv,good} = \frac{61}{1 - \frac{61}{450}} = 71 MPa$$

$$\sigma_{gerb} = \frac{61}{1 - \left(\frac{61}{450}\right)^2} = 62.1 MPa$$

Una vez encontrados los esfuerzos invertidos equivalentes para Goodman modificado y para Gerber, se encontraron los números de ciclos para que la pieza del antepié llegue a la falla con la ecuación 2.4.

$$N_{good} = \left(\frac{71}{1823}\right)^{-\frac{1}{0.217}} = 3.13 \times 10^6 \text{ ciclos}$$

$$N_{ger} = \left(\frac{62.1}{1823}\right)^{-\frac{1}{0.217}} = 5.80 \times 10^6 \text{ ciclos}$$

2.8.4 Factores de seguridad

Para los factores de seguridad de fatiga del antepié se usó el criterio Goodman modificado, el cual es un criterio bastante conservador, y el

criterio de Gerber para comparar que tan estricta es la línea de Goodman modificado.

Factor de seguridad por Goodman modificado

La ecuación que se muestra a continuación fue resuelta previamente para S_{ut} en la selección de materiales haciendo n mayor a 1 y así encontrar el

$$n = \frac{1}{\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}}} \quad (2.7)$$

$$n = \frac{1}{\frac{61}{90} + \frac{61}{450}}$$

$$n = 1.23$$

Factor de seguridad por Gerber

$$\frac{n\sigma_a}{S_e} + \left(\frac{n\sigma_m}{S_{ut}}\right)^2 = 1 \quad (2.8)$$

$$\frac{n61}{90} + \left(\frac{n61}{450}\right)^2 - 1 = 0$$

$$n = 1.49$$

2.8.5 Carga máxima admisible

La carga máxima admisible es la carga que al aplicarla genera un esfuerzo tal que el factor de seguridad que se produce es igual a 1, lo que significa que esta carga máxima admisible es la que hace fallar la pieza, por lo que es importante conocerla. Se calculó la carga máxima admisible en fatiga por Goodman modificado por tener un factor de seguridad más bajo, por lo que se colocó el fs igual a 1 en la ecuación 2.7 para calcular el esfuerzo medio σ_m (igual a σ_a).

$$\sigma_a \left(\frac{1}{S_e} + \frac{1}{S_{ut}} \right) = 1$$

$$\sigma_m = \frac{1}{\frac{1}{90} + \frac{1}{450}}$$

$$\sigma_m = 75 \text{ MPa}$$

Luego con la ecuación 2.2 se encontró que el esfuerzo máximo es el doble del esfuerzo medio, igual a 150MPa. Para finalizar, en el modelo de ANSYS Workbench se aumentó la carga progresivamente para encontrar con cuantos kg se genera ese esfuerzo máximo de 150 MPa, obteniéndose 100kg.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En esta sección se muestran los resultados obtenidos tanto para las partes de la prótesis como para los análisis de carga estática y de fatiga en la fase 3, además de la selección de materiales y análisis de costos considerando disponibilidad de materiales en el mercado local. Para las partes de las prótesis se muestran los resultados tanto del diseño inicial como de las modificaciones establecidas para llegar al ensamble final, y para los análisis de carga estática y fatiga se muestran los esfuerzos aplicados y factores de seguridad, así como los materiales finales asignados junto con sus respectivos precios. Además, en la sección 3.7 se detallan las especificaciones finales más importantes de la prótesis.

3.1 Partes de la prótesis

3.1.1 Partes del diseño inicial

Para el diseño de la prótesis se tomaron en cuenta varios factores, todos ya fueron descritos en el diseño de forma y en la selección de la mejor alternativa. La primera parte en ser diseñada corresponde a la planta del pie, ya que la idea original eran sólo dos placas que simulen el antepié y el calcáneo, esto no daba la estabilidad que se esperaba y por ello el diseño de la base (A). En la Figura 3.1 se observa como esta simula el puente que tenemos el nuestro pie biológico, otorgando a la prótesis un mejor balance en terrenos irregulares. Esta planta va unida a las placas (B) y (C) mediante pernos. A su vez estas placas se unen al bloque (D) de la misma manera. Este ensamble es nuestro pie prostético.

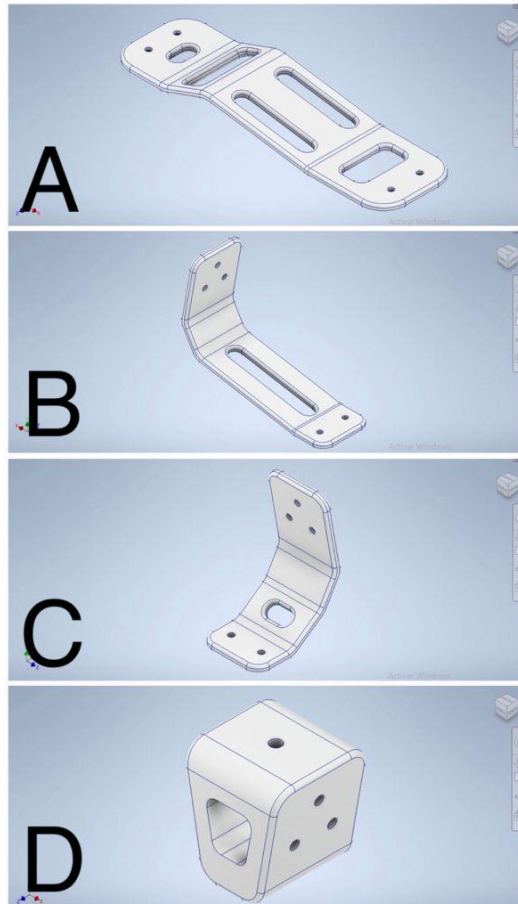


Figura 3.1 **A.-** Base del pie protésico, ligeramente levantado simulando el puente que se tiene en el pie. **B.-** Apoyo delantero análogo al antepié. **C.-** Apoyo posterior análogo al calcáneo o talón. **D.-** Bloque de conexión entre el apoyo posterior, la base del implante y el apoyo delantero.

Una vez detalladas las partes que componen el pie, se procedió con el diseño de las partes que nos darán el movimiento de la articulación. La idea del diseño surge de dos elementos ya existentes, una articulación artificial de tobillo que consiste en componentes de metal y de plástico, y el truck de una patineta. La primera permite los movimientos de flexión y la segunda los movimientos de pronación y supinación. Ambas ideas fueron rediseñadas para ser ensambladas y compatibles con el diseño completo de la prótesis en general. En la Figura 3.2 (A) y (B) observamos como el “truck” fue completamente cambiado en su forma para adherir en este lo que sería la pierna del paciente. Las partes que hacen analogía con el implante de tobillo están por debajo de las de pronación y supinación (figura 3.4).

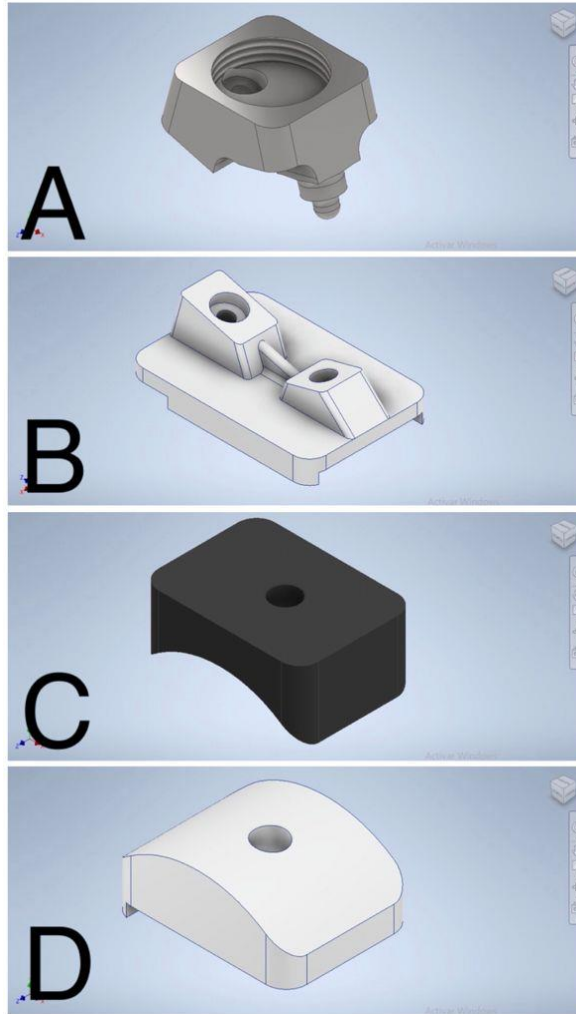


Figura 3.2 A.- Volante para pronación y supinación. B.- Base para mecanismo de pronación y supinación (similar al truck de una patineta). C.- Amortiguamiento de flexión. D.- Base del implante, mecanismo de flexión para la prótesis.

Tanto el volante de pronación como la base cuentan con un bushing en sus respectivos acoples para disminuir la presión de contacto entre metales; uno en el pivote que es donde se ejercen los dos movimientos, y otro por donde pasa el perno que sujeta las dos piezas.

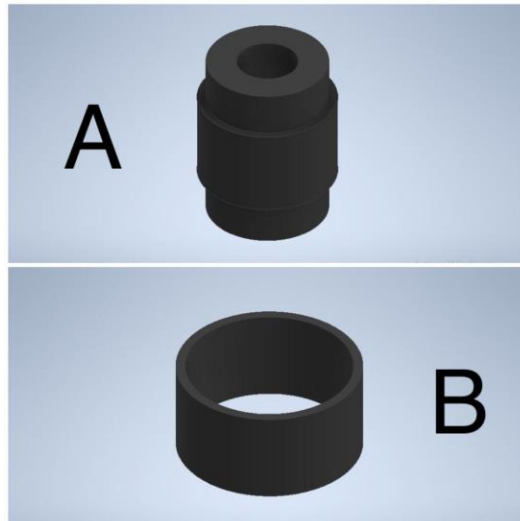


Figura 3.3 A.- Amortiguamiento del mecanismo de pronación-supinación (Bushing). B.- Amortiguador en el pivó.

Finalmente, en la figura 3.4 se muestra el ensamble final de cada una de las partes unidas mediante pernos, en los que se observa como en la planta sobresalen las tuercas y son estas las que hacen contacto con el suelo, por lo que también se modificó el agujero de la planta para que la cabeza de los pernos quede al mismo nivel de la base inferior de la planta, y la tuerca se enrosque por arriba (ver figura 3.7).

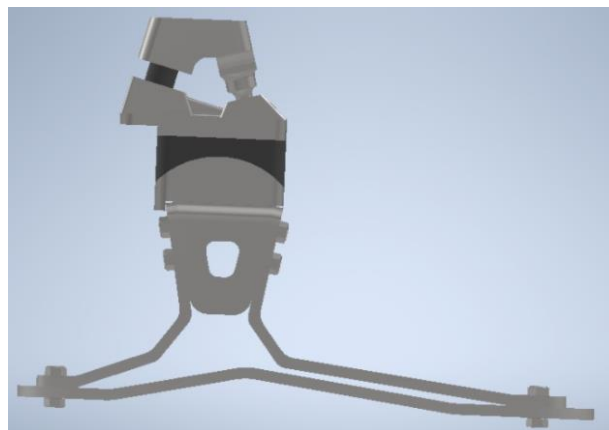


Figura 3.4 Vista lateral del primer ensamble de las partes de la prótesis.

3.1.2 Partes del amortiguador trasero (primera modificación)

Una vez realizado el primer ensamble se analizó la distribución de los esfuerzos (sección 3.2.1) y se encontró que al añadirle al diseño una

especie de amortiguador que simule el tendón de Aquiles estos esfuerzos tenían mejor distribución y reducían el esfuerzo máximo, por lo que la primera modificación del ensamble se dio añadiendo este tendón en el cual sus partes se muestran en la figura a continuación.

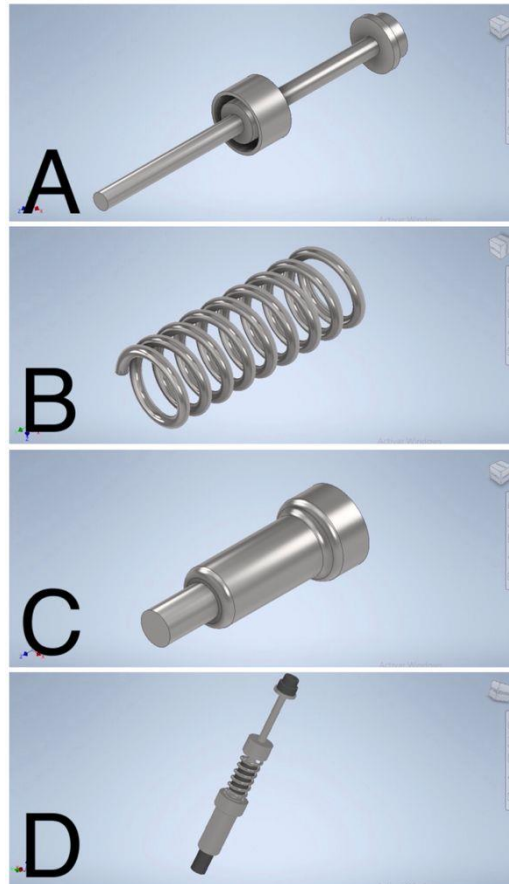


Figura 3.5 *A.- Pieza análoga al tendón. B.- Muelle, amortiguador del tendón. C.- Base del sistema de amortiguación trasera. D.- Ensamble de las piezas (amortiguador trasero, simulando un tendón de Aquiles).*

3.1.3 Caucho del pivót (segunda modificación)

Luego de determinar la distribución de esfuerzos en el ensamble con el tendón, se encontró que esta podía mejorarse aun un poco más modificando el bushing del pivót del volante de pronación, agregándole un fondo como una tapa para reducir la presión de contacto no solo en los lados sino también en el fondo.

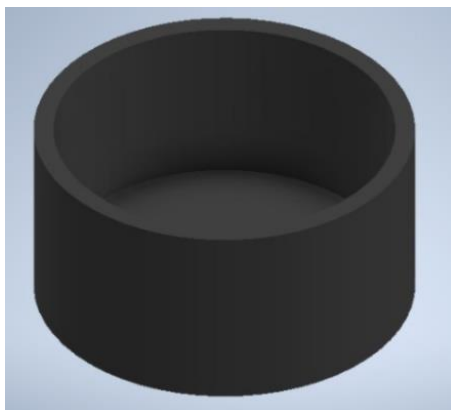


Figura 3.6 Amortiguador del pivot modificado.

3.1.4 Amortiguador trasero (tercera modificación)

Se decidió cambiar el eje que simulaba al tendón de Aquiles porque el anterior a pesar de funcionar correctamente era una parte que se debía manufacturar, sin embargo, ya existen pistones de aire pequeños que son asequibles. Otorgando de esta manera la misma funcionalidad a menor costo.

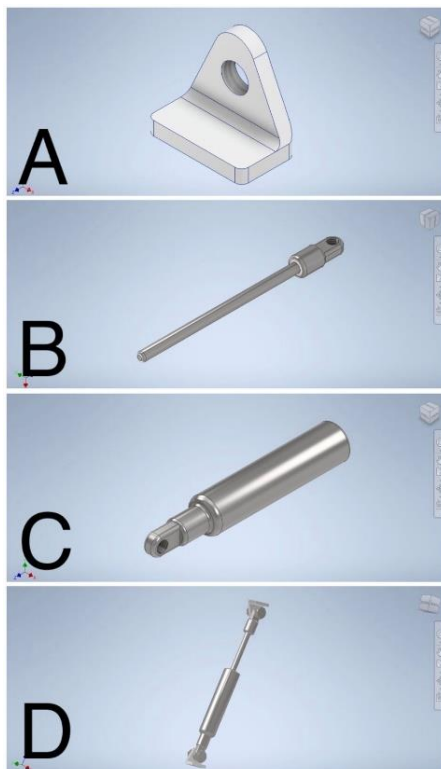


Figura 3.7 A.- Pieza que ensambla el amortiguador a la prótesis en sus dos extremos. **B.-** Pistón. **C.-** Cilindro contenedor de fluido que se expande y contrae. **D.-** Ensamble de las piezas (amortiguador trasero como por mecanismo cilindro-pistón).

3.1.5 Diseño final

Finalmente se determinó el diseño óptimo para soportar las cargas necesarias y que cumpliera con los movimientos que realiza la articulación biológica. Además, una vez simulado el ensamble con el tendón y finalizada la selección de materiales se optó por emplear el amortiguador descrito en la sección 3.1.4 por cuestiones de facilidad de adquisición y precio.

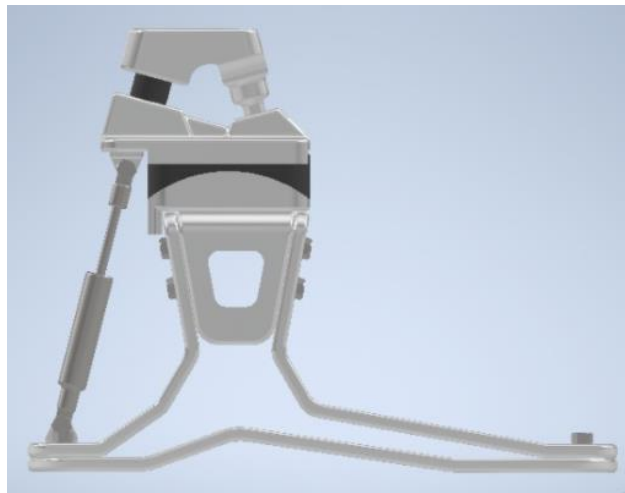


Figura 3.8 Ensamble final en vista lateral.

También como se observa en la figura 3.7, se adecuaron los agujeros de la planta o base para que la cabeza de los pernos estén a la misma altura y sea la planta la que haga el contacto con el suelo.

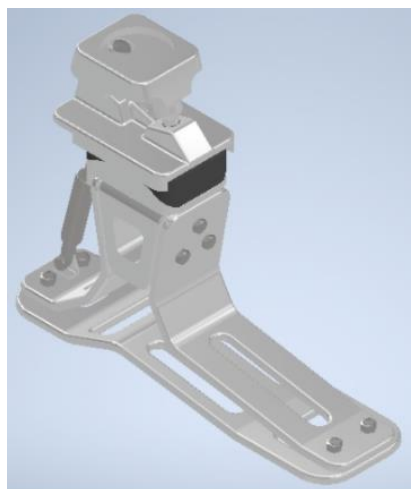


Figura 3.9 Ensamble Final.

3.2 Simulaciones de los ensambles

3.2.1 Simulaciones de prueba para considerar mejoras en el diseño

En esta sección se muestra una justificación mediante simulación del comportamiento del ensamble al por qué los cambios del diseño inicial redactados en las secciones 3.1.2 y 3.1.3, los cuales se justifican mediante los resultados obtenidos luego de simular estáticamente los ensambles con las modificaciones. Para las simulaciones de prueba se establecieron dos apoyos simples, uno delantero y otro posterior, ambos en la base de la planta; y una fuerza de 687N otorgada por una masa de 75kg aplicada en la parte superior del volante de pronación-supinación.

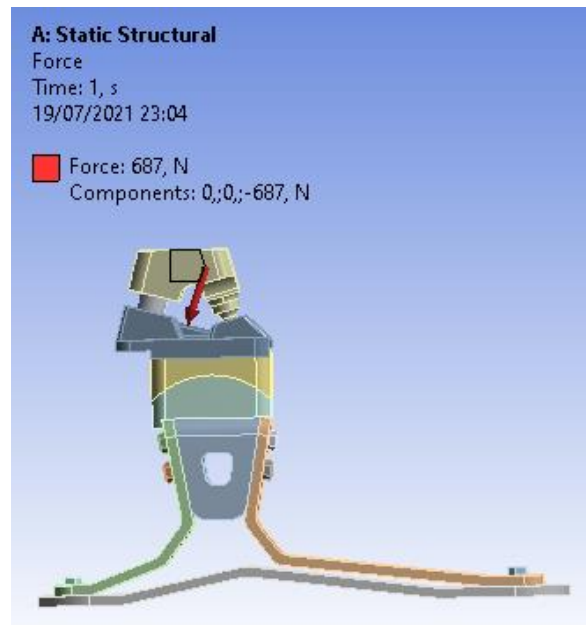


Figura 3.10 Aplicación de carga a diseño inicial

En la figura 3.10 se observa que en el primer ensamble el esfuerzo máximo alcanzado fue de 1740 MPa, y con el fin de reducirlo se optó por añadir un tendón que se origine en la base inferior del calcáneo y se inserte en la base del truck donde pasa el perno que sostiene el bushing.

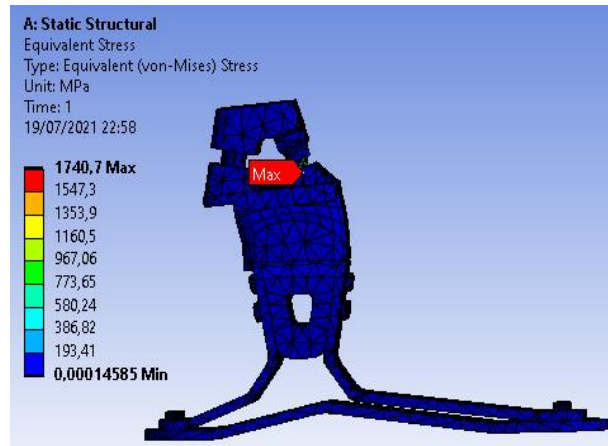


Figura 3.11 Esfuerzos de Von Mises en primer ensamble

La figura 3.11 muestra los resultados de la segunda simulación luego de haber agregado el tendón con resorte, en la que se logró reducir el esfuerzo máximo de 1740 MPa a 228.78 MPa, lo cual es casi un 87% menos esfuerzo.

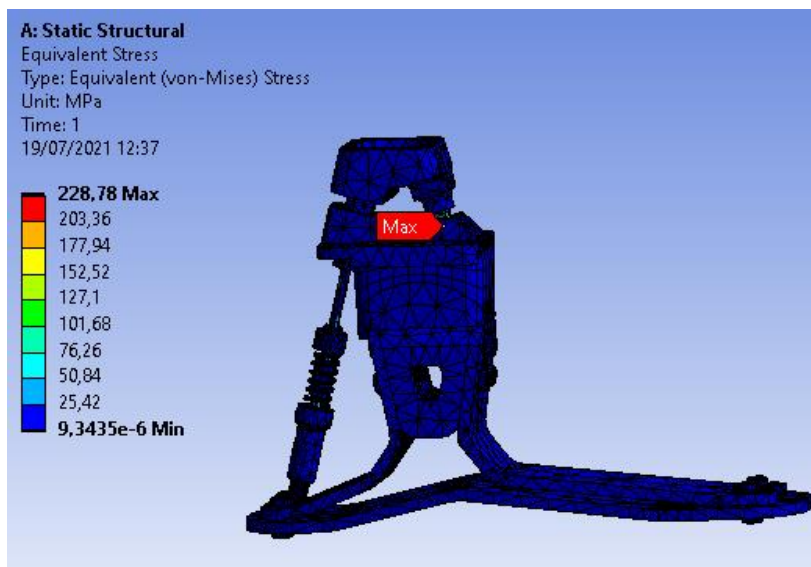


Figura 3.12 Esfuerzos de Von Mises en ensamble con amortiguador

Luego de haber agregado el tendón, en la misma figura 3.11 se observa que el esfuerzo máximo aún sigue estando en el pivót del volante de pronación, por lo que se la figura 3.12 muestra cómo se redujo el esfuerzo máximo en un 10% más al modificarle el bushing del pivót añadiéndole una especie de tapa en el fondo para eliminar el contacto directo entre metales.

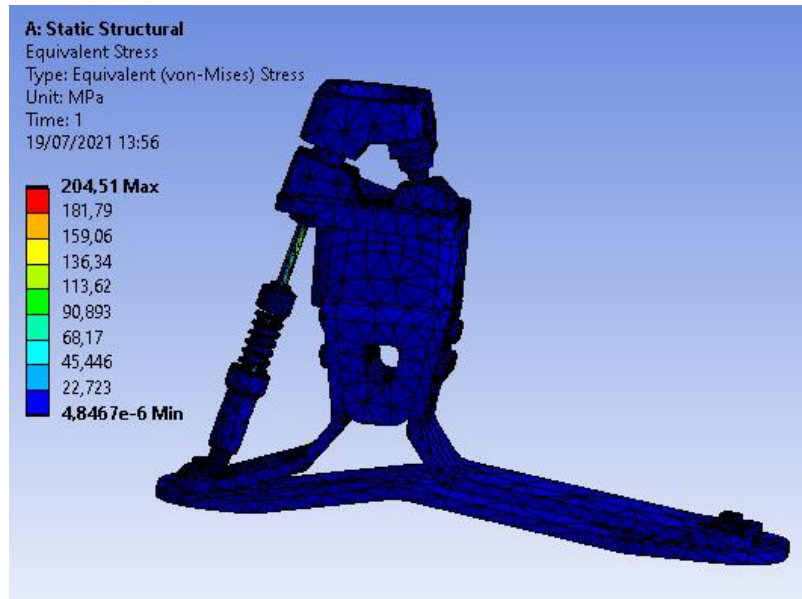


Figura 3.13 Esfuerzos Von Mises en ensamble post segunda modificación

3.3 Simulación de carga estática del ensamble final

La simulación de carga con las reacciones adecuadas fue realizada en el ensamble final con el amortiguador de cilindro pistón. Para la determinación de los esfuerzos soportados en las distintas partes de la prótesis con la carga máxima admisible se escogió una masa 15 veces mayor a la masa ideal (70kg) de una persona con estatura promedio (1.70m) en Ecuador, lo que da una carga máxima admisible de 85kg de masa equivalente a 834N. Esta determinación de esfuerzos se la calculó en la fase 3 de la marcha por tener un solo apoyo simple al igual que la fase 1, pero en comparación con la fase 1, esta fase 3 es en donde la articulación del tobillo soporta más veces (3.34) el peso de la persona (Tabla 1.6). Como el análisis de carga estática se realizó en la prótesis, se hizo un corte en la parte del ensamble del volante de pronación con el pilar de la pierna amputada para determinar las condiciones de carga a colocar en la simulación.

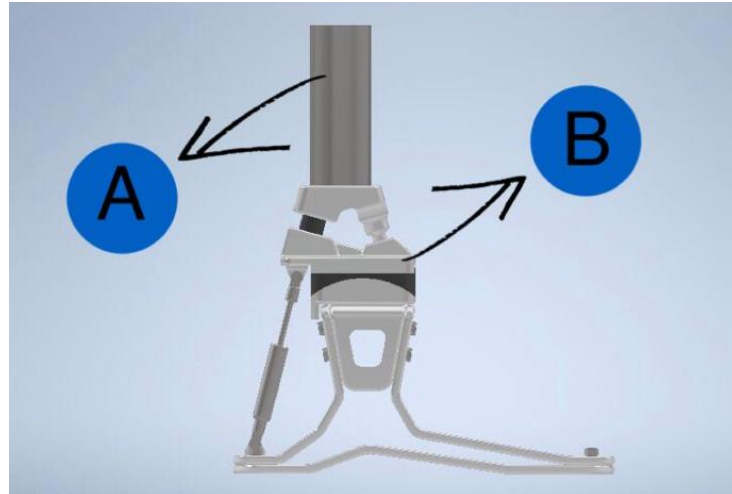


Figura 3.14 Corte en el ensamblaje para determinar las reacciones A.- Sección perteneciente a la pierna. B.- Sección perteneciente al pie protésico.

Al realizar el corte se obtienen dos secciones, una sección A que pertenece a la pierna y otra sección B a la prótesis; en ambas secciones se encuentran 3 reacciones internas, una fuerza cortante V , una fuerza axial F y un momento flector M [18], cada una en un sentido en particular en A pero en direcciones opuestas en B (o viceversa) por la tercera ley de Newton. Como se observa en la figura 3.14 La fuerza cortante V es la única fuerza que existe en el eje X, por lo que tiene un valor de 0N , mientras que la fuerza axial F y el momento flector M se encontraron haciendo suma de fuerzas y momentos igual a cero.

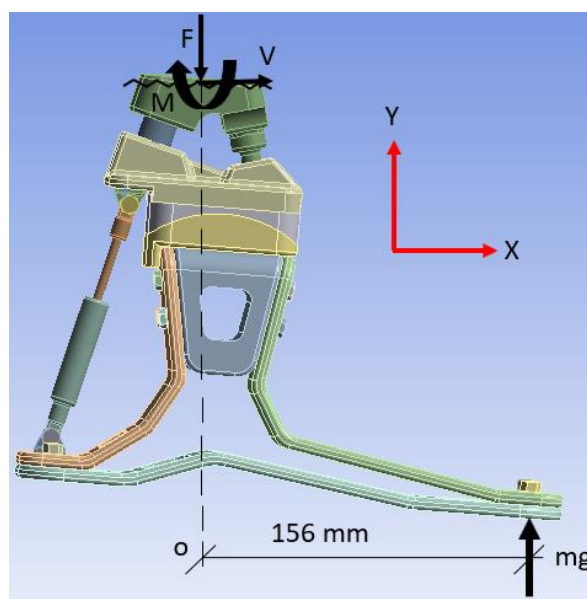


Figura 3.15 Sistema de fuerzas en la prótesis en la fase 3 de la marcha

$$\sum F_Y = 0$$

$$mg - F = 0$$

$$F = 834N$$

$$\sum M_o = 0$$

$$M - 0.156mg = 0$$

$$M - 0.156 * 834 = 130 Nm$$

Tabla 3.1 Condiciones de frontera para simulación de carga estática

Parámetro	Valor	Unidad
F	-834	[N]
mg	834	[N]
M	130	[Nm]

Una vez encontrados los valores de los parámetros para el análisis de carga estática se procedió a colocar los valores de frontera de la Tabla 3.1 al ensamble en ansys con las reacciones mencionadas en la figura 3.14.

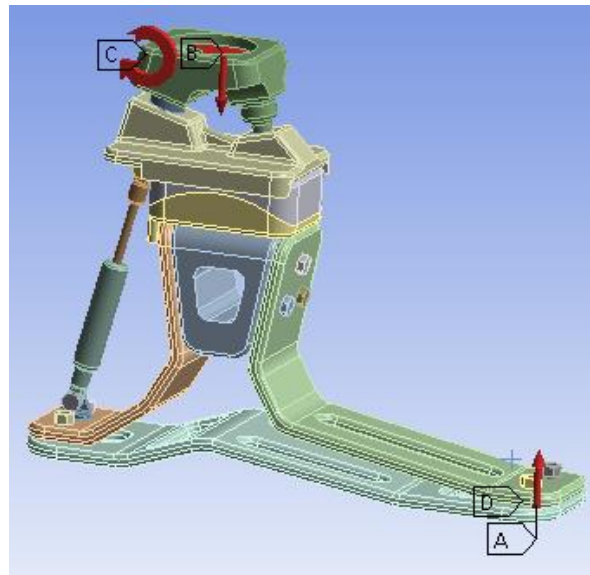


Figura 3.16 Aplicación de carga máxima a ensamble final con amortiguador de cilindro pistón

En las Tablas 3.2 y 3.3 se muestran los valores de esfuerzo de Von Misses de las piezas en la fase 3 de la marcha, de los cuales la pieza crítica es el antepié con 122 MPa.

Tabla 3.2 Esfuerzos máximos en piezas metálicas

Pieza	Esfuerzo [MPa]
Volante pronación	47.78
Base truck	29.59
Implante de flexión	41.49
Bloque de conexión	52.78
Calcáneo	90.70
Antepié	122.00
Planta	108.04
Cilindro	63.48
Pistón	80.25
Base inferior	65.97

Tabla 3.3 Esfuerzos máximos en bushings

Pieza	Esfuerzo [KPa]
Implante flexión	251.45
Mecanismo pronación	0.94
Pívot	2.56

En la Tabla 3.4 se muestran las especificaciones del análisis estático de la pieza crítica donde se obtuvo un factor de seguridad de 2.97 que indica que al aplicarse la carga máxima permitida de la persona de 85kg, apenas se está aplicando una carga de un 34 por ciento de la carga de falla estática, por lo que en carga estática el diseño está seguro.

Tabla 3.4 Resultados de análisis de carga estática

Característica	Asignación
Pieza crítica	Antepié
Esfuerzo máximo	122 MPa
Deformación máxima	2.05 mm
Fs	2.97

3.4 Selección de materiales

De los materiales que cumplieron los 3 criterios restrictivos que se aplicaron, se encontraron entre las opciones materiales como aleaciones de aluminio, titanio, fibra de carbono y aleaciones de magnesio; pero que por cuestiones económicas y de disponibilidad en el mercado se decidió por una aleación de aluminio para los materiales del grupo A.

Tabla 3.5 Resultados de selección de materiales

Grupo	Pieza	Material
A	Calcáneo, antepié planta	Aluminio 2024
B	Volante de pronación, base, implante, bloque de conexión	Aluminio 6061
C	Bushings o amortiguadores	Neopreno / Nylon

En la Tabla 3.4 se muestran los resultados finales para los 3 grupos de piezas con sus respectivos materiales, mientras que para el mecanismo que simula el tendón se encontró que es mejor comprar un amortiguador a presión de aire que soporte la carga máxima establecida de 80.25 MPa en el pistón tal como se describió en el capítulo.

3.5 Análisis de fatiga en pieza crítica

En la Tabla 3.5 se muestran los resultados para la falla por fatiga de la pieza crítica, en dónde se encuentra que por ambos criterios se alcanza un ciclo de vida cercano a la vida infinita por ser mayor a 1 millón de ciclos, con un factor de seguridad conservador de 1.23.

Tabla 3.6 Resultados de análisis de fatiga

Característica	Goodman	Gerber
Ciclos para falla	3.13×10^6	5.80×10^6
Fs	1.23	1.49

Este factor de seguridad de 1.23 indica que al aplicarse la carga (85kg en la fase 3) que genera el esfuerzo repetido máximo aún se soporta un 23% más de esfuerzo repetido para alcanzar el límite de resistencia a la fatiga que son 90MPa, y que, aun siendo conservador la vida de la pieza trabajará una vida infinita. Este 23% más de esfuerzo repetido se obtuvo cuando se colocó una carga de 100kg, por lo que este valor es el peso máximo admisible de la persona ya que con esta carga estaría fallando la pieza.

3.6 Análisis de costos

En la figura 3.16 se muestra el resultado del análisis de costos de las piezas que conforman la prótesis junto con el costo de su proceso de fabricación y el costo de los pernos que las ensamblan. En la selección de materiales se determinó que las piezas metálicas debían ser de dos tipos de aleaciones de aluminio, la aleación 6061 y 2024, pero estos aluminios no se fabrican en el país por lo que debían ser importados y se debía pagar un precio extra de importación, por esa razón se optó por otro tipo de aleación de aluminio pero para todas las piezas metálicas, el cual es el 7075 que si se fabrica aquí en el país y además tiene los esfuerzos de fluencia y ultimo de tensión un poco mayor .



CAICHE ZUÑIGA PRISCILLA DENNISSE

TALLER DE INDUSTRIAL "CAICHE"

ACTIVIDADES DE SOLDADURA Y TORNEADO
FABRICACION Y REPARACION DE MAQUINARIA INDUSTRIAL

RUC: 0931473664001

Email: prizcaiche@gmail.com

DIR: KM 25 VIA PERIMETRAL

Cell.: 0993924927

Guayaquil – Ecuador

PROFORMA N° 00001106

FECHA: 1/009/2021
CLIENTE: SERGIO PACHECO –
ALEXANDER BAILÓN

RUC:
TELF.:

DIRECCION:

FORMA DE PAGO:

CANT	DESCRIPCION	V.UNITARIO	V. TOTAL
1	FABRICACION DE VOLANTE DE PRONACIÓN SEGÚN PLANO 1	\$ 105,00	\$ 105,00
1	FABRICACIÓN DE BASE DE VOLANTE SEGÚN PLANO 2	\$ 105,00	\$ 105,00
1	FABRICACIÓN DE IMPLANTE DE FLEXIÓN SEGÚN PLANO 3	\$ 75,00	\$ 75,00
1	FABRICACIÓN DE BLOQUE DE CONEXIÓN SEGÚN PLANO 4	\$ 80,00	\$ 80,00
1	FABRICACIÓN DE CALCÁNEO SEGÚN PLANO 5	\$ 75,00	\$ 75,00
1	FABRICACIÓN DE ANTEPIÉ EN DURALUMINIO SEGÚN PLANO 6	\$ 75,00	\$ 75,00
1	FABRICACIÓN DE ANTEPIÉ CON DOBLES SEGÚN PLANO 7	\$ 80,00	\$ 80,00
1	FABRICACIÓN DE AGARRADERA PISTON SEGÚN PLANO 8	\$ 75,00	\$ 75,00
1	FABRICACIÓN DE BUSHING IMPLANTE EN NEOPRENO SEGÚN PLANO 9	\$ 70,00	\$ 70,00
1	FABRICACIÓN DE BUSHING TRUCK EN NEOPRENO SEGÚN PLANO 10	\$ 45,00	\$ 45,00
1	FABRICACIÓN DE BUSHING PIVOT EN NEOPRENO SEGÚN PLANO 11	\$ 37,00	\$ 37,00
4	PERNOS ALLEN AVELLANADOS 6 MM EN INOXIDABLE CON TUERCAS	\$ 0,75	\$ 3,00
6	PERNOS HEXAGONALES DE 6 MM	\$ 0,55	\$ 3,30
1	PERNO ALLEN DE 7 MM PARA EL TRUCK	\$ 0,80	\$ 0,80
2	PERNOS EXAGONALES DE 4 MM CON	\$ 0,60	\$ 1,20
NOTA: EL TRABAJO SE PRESUPUESTO EN MAQUINA DE CORTE POR HILO. PRESUPUESTO REALIZADO CON MATERIAL DURALUMINIO 7075 COMERCIALIZADO EN ECUADOR.			
		SUBTOTAL	\$ 830,30
SON: NOVECIENTOS VEINTINUEVE CON 93/100 DOLARES		IVA 12%	\$ 99,63
		TOTAL	\$ 929,93

TNLGA. PRISCILLA CAICHE
ELABORADO

RECIBI CONFORME

Figura 3.17 Aplicación de carga máxima a ensamble final con amortiguador de cilindro pistón

3.7 Especificaciones de la prótesis

En la tabla a continuación se muestran las especificaciones finales de la prótesis con las aleaciones de aluminio 6061 y 2024. Como el material cotizado (Al 7075) tiene entre 7% y 24% más de esfuerzo de fluencia y entre 6% y 17% más de esfuerzo último de tensión, los valores para el peso óptimo

y el peso máximo con este material son aún mayores a los establecidos en la tabla, por lo que si se fabrica con el 7075 se mejora el rendimiento del diseño.

Tabla 3.7 Especificaciones finales del producto

Característica	Valor
Precio	US\$950
Peso	1.26 [kg]
Longitud del pie	24.40 [cm]
Peso óptimo máximo	85 [kg]
Peso máximo	100[kg]

Aunque el aluminio 7075 permite una carga mayor a 100kg, el esfuerzo producido por esta carga está cercano al esfuerzo de la falla por fatiga, por lo que una persona con 100kg que use la prótesis deberá limitarse a una marcha suave de tipo caminata.

3.8 Análisis de Resultados

El análisis de elementos finitos de la carga estática permitió encontrar la pieza sometida al mayor esfuerzo, encontrándose un esfuerzo máximo de 122 MPa en la placa del antepié y una deformación máxima en la misma pieza de 2.05 mm, aun así, el esfuerzo permisible alcanzado es 2.97 veces menor al esfuerzo requerido para que la pieza falle.

Además, durante la marcha, la articulación del tobillo no sólo soporta la carga equivalente al peso de la persona, ya que como se observa en la Tabla 1.6 esta carga se multiplica hasta 3.34 veces, siendo la posición más comprometedor para el pie cuando se ubica de puntas en la fase 3 al liberarlo del suelo y continuar con la caminata.

En el análisis de fatiga sobre la pieza crítica (placa del antepié) arrojó resultados favorables para el diseño con el material definido. En la Tabla 3.6 se observan los ciclos para la falla con valores por encima de 106, el cual aun con un criterio conservador, se puede concluir que tendrá un ciclo de vida infinito.

El factor de seguridad más bajo es el de fatiga, que con un valor de 1.23 indica que se puede soportar un 23% más de esfuerzo repetido máximo para alcanzar el límite de resistencia a la fatiga que son 90MPa, y este esfuerzo se logra con la aplicación de una carga de 100kg por lo que se puede concluir que se encontró un diseño óptimo de una prótesis para que pueda ser usada por una persona de peso promedio (70kg) en el país.

Al hacer una revisión bibliográfica se encontraron dos diseños previos de prótesis de pie en el país, de las cuales una era netamente mecánica como nuestro diseño pero funcionaba con los 3GDL del tobillo, sin embargo, tuvo un costo de casi US\$1700 [17]; la segunda estaba alrededor de US\$1200 [20] y aunque constaba de una parte electrónica para monitoreo de cargas, garantizaba solo los movimientos de flexión plantar y dorsal por lo que se puede concluir que nuestro diseño está apto para competir en una comparación con los dos mencionados, especialmente con el primero por ser ambos cien por ciento mecánicos.

Aunque el aluminio 7075 permite una carga mayor a los 100kg máximos que soporta el aluminio 2024 por tener cierta mejora en sus propiedades mecánicas, el esfuerzo producido por esta carga está cercano al esfuerzo de la falla por fatiga, por lo que se llegó a la conclusión que una persona con 100kg que use la prótesis deberá limitarse a una marcha suave de tipo caminata.

Al comparar nuestro diseño con las prótesis de respuesta dinámica más comunes, se puede concluir que nuestro diseño es equivalente a la prótesis Balance J Foot en características y funcionalidad. Sin embargo, el precio de nuestra solución es inferior al precio de venta de la Balance J Foot en Brasil de US\$1180 (R\$6141,05), sin incluir costo de envío.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Se logró con éxito diseñar una prótesis para extremidad inferior a partir de la articulación tibioperoneo-astragalina cuyo costo final de producción es conveniente para los pacientes amputados con precio final de aproximadamente US\$930 sin contar el amortiguador. La decisión de adquirir el amortiguador es debida a que, por reducción de costos, es más conveniente adquirirlo ya fabricado que manufacturarlo. El costo del este amortiguador es de US\$15. Por lo tanto, el costo total es de US\$945. En consecuencia, el resultado es muy favorable ya que logra cumplir con los objetivos principales del proyecto, que son el de diseñar una prótesis capaz de funcionar correctamente, dar al cliente comodidad al caminar y que sea de un bajo costo comparada con las que se fabrican en el Ecuador o se importan desde el exterior.
- Se realizó el diseño mecánico conceptual y de detalle de la prótesis de manera analítica mediante el uso de software computacional. El programa Inventor se empleó para el diseño de cada una de los componentes y ciertos análisis estructurales basado en elementos finitos. Además, Ansys para conocer determinación de los esfuerzos y deformaciones en cada uno de los componentes en condiciones estáticas y dinámicas.
- Se determinó un diseño óptimo basado a partir de la estatura promedio de los ecuatorianos que oscila entre los 1,6 y 1,65 m. El peso para dicha estatura para personas entre 20 y 60 años está entre 55 y 70 Kg. Nuestro diseño se realizó para una carga de 85 kg, este peso considera a personas que tengan sobre peso, sin embargo, de acuerdo con el análisis de fatiga la prótesis resiste hasta un peso de 100 Kg.

- Se generaron los planos de fabricación de las partes y se detallaron sus especificaciones técnicas para su posible fabricación como se puede observar en la sección del apéndice A. En total son 8 piezas que se deben mecanizar y 3 de tipo plástico que corresponden al dispositivo de flexión y los bushings en el dispositivo de pronación y supinación.
- Se detalló el costo de materiales y del proceso de fabricación de la prótesis como se especifica en la figura 3.17 en el análisis de costo. La cotización se la realizó con una aleación aluminio 7075 mecanizado con una cortadora de hilo. En el apéndice B se detalla la ficha técnica del material.
- El precio final de US\$950 corresponde a un p.v.p asequible para eliminar la importación de las prótesis y garantizar así que todo amputado pueda adquirirla dentro del país. Por lo cual, se concluye que el diseño representa al de una prótesis potencialmente manufacturable en el Ecuador con materiales y máquinas que se encuentran dentro del mercado local.

4.2 Recomendaciones

- El material utilizado es una aleación de Aluminio 7075 T6 para la mayoría de las piezas, un material que se puede comprar en el mercado local y que además es muy fácil de mecanizar comparado con aceros que son un poco más duros. Sin embargo, para mejoras futuras del diseño y manufactura es recomendable el uso de fibras de polímeros o fibra de carbono, junto con otros materiales compuestos que aumentarán la resistencia y disminuirán el peso de la prótesis.
- Es muy importante tomar en cuenta un análisis previo de la marcha o carrera que realiza la articulación y el pie en general antes de empezar cualquier diseño, ya que la prótesis no sólo soportará el peso de la persona, sino que, como se muestra en el presente trabajo, dichas cargas pueden multiplicarse hasta casi 4 veces más (Sección 1.4.8) y esto debe tomarse en cuenta para los factores de seguridad del diseño.

- Un punto importante para considerar es que, por efectos de la matriz de decisión el diseño ganador fue el empleado (Alternativa C), sin embargo, tener una planta como la alternativa B ayuda a la respuesta dinámica de la prótesis, mejorando la marcha de la persona. No se seleccionó dicha alternativa dado que el área de contacto era mucho mayor, haciendo que el peso también lo fuera. Pero al igual que en la alternativa ganadora se puede considerar realizar surcos debidamente ubicados para perder ese peso sin desmejorar la respuesta y estabilidad. Observe la sección 2.3.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC). <https://www.ecuadorencifras.gob.ec/estadisticas-de-camas-y-egresos-hospitalarios-2013/>
- [2] V. German y S. Nieto, Prevalencia de amputaciones y reamputaciones en pacientes con diagnóstico de pie diabético hospitalizados en el Hospital Guayaquil “Abel Gilbert Pontón” en la ciudad de Guayaquil desde enero 2013 hasta enero 2014 (Trabajo de titulación previo a la obtención del Título de Médicas, UCSG, Guayaquil, 2015), p12.
- [3] T. Pazmiño, Principales causas de amputación de miembros inferiores presente en pacientes protésicos, atendidos en el periodo enero 2012 – mayo 2018 en el centro especializado en rehabilitación integral CERI (Disertación de grado para optar por el título de Licenciado en Terapia Física, PUCE, Quito, 2018), p46.
- [4] J. Staugaard-Jones, Anatomía del ejercicio y el movimiento (Editorial Paidrotibo, España, 2013) p173.
- [5] F. Miranda, (11 de enero de 2020). MirandaFisioterapia. <https://www.mirandafisioterapia.com/post/generalidades-del-pie-biomecanicamente>.
- [6] L. Martino et al., Propuesta de modelo multisegmento del pie para el análisis de marcha, Rev. Fac. de Ing U.C.V, Vol.28, p.145 (2013).
- [7] M. Saldivia y J. Bustamante, Atlas de osteología humana por tomografía computada tridimensional 1ra edición (EDULP, La Plata, 2018), p.67.
- [8] R. Domínguez, (17 de septiembre 2019). Clínica del deporte Alicante. <https://clinicadeldeportealicante.es/clasificacion-de-fracturas-de-tobillo/>.
- [9] M. Pérez, Biomecánica del pie diabético: Estudio experimental de pacientes con diabetes mellitus tipo I con y sin neuropatía periférica (Tesis doctoral, Universidad de Málaga, 2013), p.4.
- [10] V. Valderrábano y B. Hintermann, Prótesis del tobillo-HINTEGRA, Rev. Pie Tobillo, Vol. 18, p.99 (2004).
- [11] A. Viladot, Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y pie, Rev. Esp. Reumatol, Vol.30, p.469 (2003).
- [12] I. Alguacil y R. Martínez, Curso de ortopedia y productos de apoyo en las patologías más comunes dirigido a fisioterapeutas (Editorial Médica Panamericana, España, 2019), p3.
- [13] Ottobock, Protésica de miembro inferior, Accedido desde <https://www.ottobock.es/protésica/miembro-inferior/>

- [14] H. Herr and A. Grabowski, Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation, R. Soc. Open Sci. 279 (2011).
- [15] A. Grabowski and S. D'Andrea, Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking. J NeuroEngineering Rehabil, 10, 49 (2013).
- [16] F. Valencia. Diseño y simulación de una articulación de rodilla para prótesis externa usando herramientas CAD-CAE (Tesis doctoral previo a la obtención del título de Magister en Manufactura y Diseño Asistido por computador, ESPE, Sangolquí, 2019), p.109.
- [17] H. Uguña y E. Zhindón, Diseño, Construcción e Implementación de una Prótesis de Tobillo con Tres Grados de Libertad (Proyecto de titulación previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecánico, UPS, Cuenca, 2016), p.108.
- [18] Beer, B. Ferdinand, y E. Johnston, Mecánica de materiales 5ta edición (MA: McGraw-Hill/Irwin, Boston, 2010), p.309.
- [19] Richard G. Budyns y J. Keith Nisbeth, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley 9na edición (MA: McGraw-Hill/Irwin, Nueva York, 2012), p.269.
- [20] A. Guzhñay y L. Calle, Diseño y Construcción de Prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal. (Proyecto de titulación previo a la obtención del Título de Ingeniero Eléctrico, UPS, Cuenca, 2015), p.98

APÉNDICES

APÉNDICE A

Ficha técnica del Aluminio 7075 parte A

-7075- (ALUMINIO – ZINC)

COMPOSICIÓN QUÍMICA

%	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Cr	Zn	Ti	Otros elementos	Al
Mínimo			1,20		2,10	0,18	5,10		Zr + Ti Total	
Máximo	0,40	0,50	2,00	0,30	2,90	0,28	6,10	0,20	0,25	0,15
										El resto

PROPIEDADES MECÁNICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Estado	Espesor	Características a la tracción					Dureza Brinell (HB)
		Carga de rotura Rm, N/mm ²	Límite elástico Rp 0,2, N/mm ²	Alargamiento A 5,65%	Límite a la fatiga N/mm ²	Resistencia a la cizalladura τ N/mm ²	
0		225	105		230	150	60
T6	6 – 12	530	450	8	300	350	140
T6	12 – 25	530	450	5	300	350	140
T6	26 – 50	530	450	3	300	350	140
T6	51 – 63	500	430	2	300	350	130
T6	63 – 75	480	410	2	300	350	130
T6	75 – 100	480	390	2	300	350	130
T7351		505	435	13	300	305	140

PROPIEDADES FÍSICAS TÍPICAS (a temperatura ambiente de 20°C)

Módulo elástico N/mm ²	Peso específico g/cm ³	Intervalo de fusión °C	Coefficiente de dilatación lineal 1/10 ⁶ K	Conductividad térmica W/m K	Resistividad eléctrica a 20°C - $\mu\Omega$ cm	Conductividad eléctrica % IACS	Potencial de disolución V
72.000	2,81	475-635	23,5	0-175 T6-134	0-3,8 T6-5,2	0-45,5 T6-33,0	-0,81

APTITUDES TECNOLÓGICAS

SOLDADURA		MECANIZACIÓN		Estado: 0	Estado: T6
A la llama		Fragmentación de la viruta			
Al arco bajo gas argón		Brillo de superficie			
Por resistencia eléctrica					
Braseado					
COMPORTAMIENTO NATURAL		RECUBRIMIENTO			
En ambiente rural		Lacado			
En ambiente industrial		Galvanizado			
En ambiente marino		Niquel químico			
En agua de mar					
ANODIZADO					
De protección					
Decorativo					
Anodizado duro					

Muy buena.
Buena.
Regular.
Mala, evitar.

RADIOS DE PLEGADO

Estado	0,4 < e < 0,8 mm.	0,8 < e < 1,6 mm.	1,6 < e < 3,2 mm.	3,2 < e < 4,8 mm.	4,8 < e < 6 mm.	6 < e < 10 mm.	10 < e < 12 mm.
0	0	1	1	1,5	2,5	3,5	
T6	4,5	5,5	6,5	7	8		

Multiplicar el coeficiente por el espesor (e) de la chapa

Ficha técnica del Aluminio 7075 parte B

-7075- (ALUMINIO – ZINC)

CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA ALEACIÓN A DIFERENTES TEMPERATURAS

Estado	-195°C			-80°C			-30°C			+25°C			+100°C		
	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65
T6	705	635	9	620	545	11	595	515	11	570	505	11	485	450	14
T7351	635	495	14	545	460	14	525	450	13	505	435	13	435	400	15

Estado	+150°C			+205°C			+260°C			+315°C			+370°C		
	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65	Rm	Rp 0,2	A 5,65
T6	215	185	30	110	90	55	75	60	65	55	45	70	41	32	70
T7351	215	185	30	110	90	55	75	60	65	55	45	70	41	32	70

Rm N/mm²; Rp N/mm²; A 5,65 %

Según normas A.A.

TRATAMIENTOS DEL ALUMINIO

Estado	Tratamiento de puesta en solución T°C	Medio de temple	Tratamientos de maduración artificial. Mantenimiento a T* en horas
T6	465°C ± 5 °C	Agua a 40°C máx	12 a 16 horas a 135° ± 3°C
T73			Chapas: 6 a 8 horas a 108°C seguido de 24 a 30 horas a 161°C ± 3°C
T73			Chapas: 6 a 8 horas a 108°C seguido de 8 a 12 horas a 177°C ± 5°C
T651	Tracción controlada de 1,5 a 3%.		

Intervalo de temperatura de forja: 350° – 450°C

Recocido total: 420°C seguido de 6 horas a 230°C si se va a almacenar durante largo tiempo

Recocido contra acritud: 340°C

1 kg / mm² = 9,81 N/mm²; 1N/mm² = 1MPa

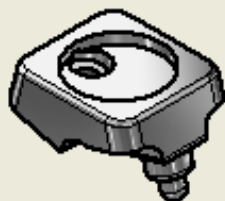
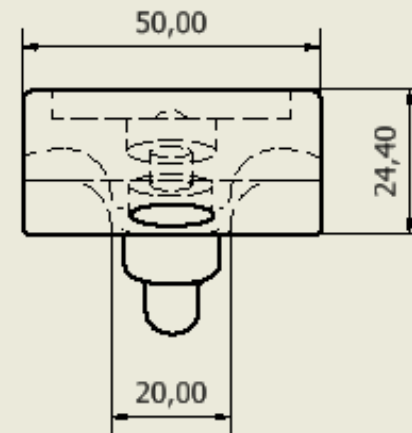
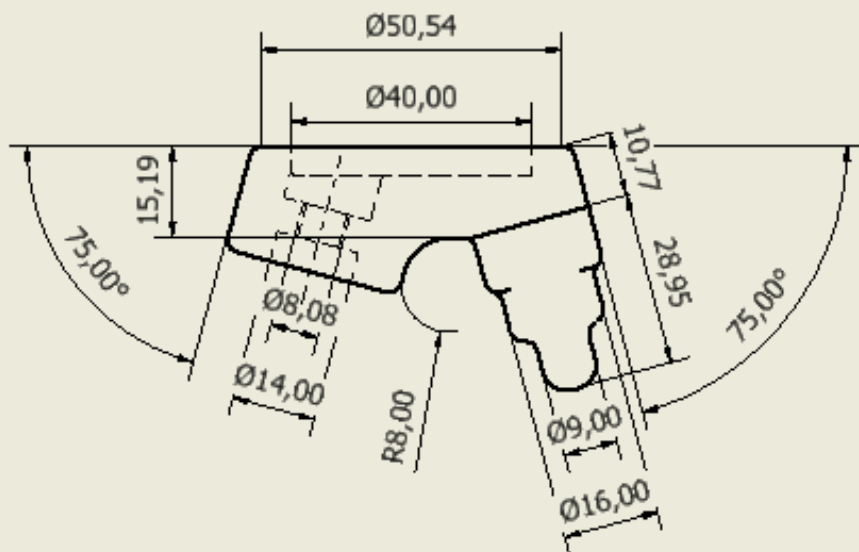
APLICACIONES

Debido a su elevado límite elástico es una aleación muy adecuada para piezas sometidas a grandes fatigas, se utiliza para la construcción de troqueles, moldes de soplado, matrices, maquinaria, herramientas, armamento, blindajes, industria del automóvil, piezas estampadas, tornillería, bastones de esquí, accesorios ortopédicos, cañas de pesca, arcos y flechas, raquetas de tenis, remaches, aplicaciones nucleares.

OBSERVACIONES

Se ha de tener cuidado en la elección del temple (u otros tratamientos térmicos) para el equilibrio de características. Se puede plaquear con la aleación 7072 para una mejor protección contra las grietas por corrosión bajo tensión. Con herramientas apropiadas se puede mecanizar a velocidades superiores a 2000 m/min.

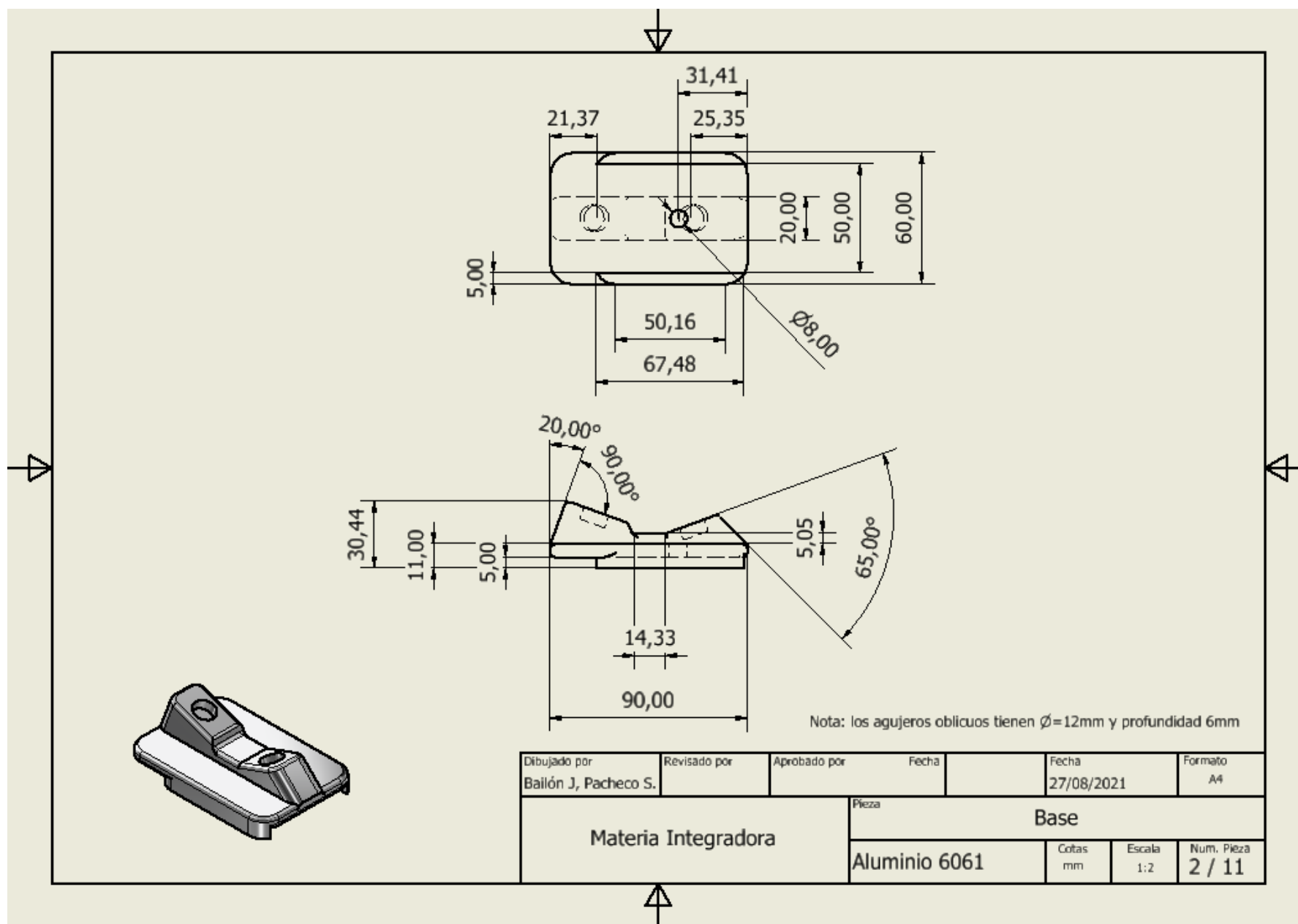
APÉNDICE B



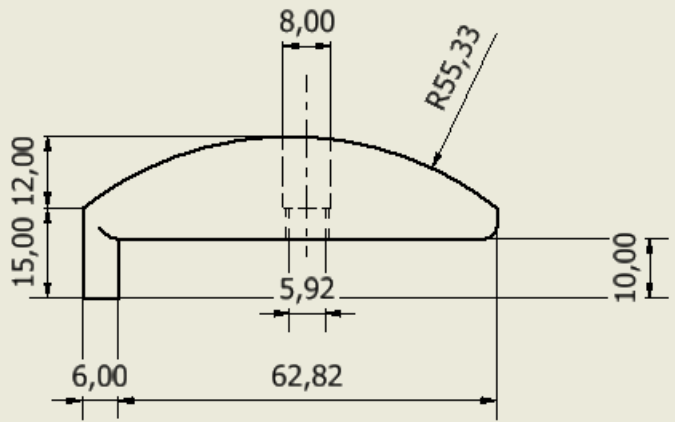
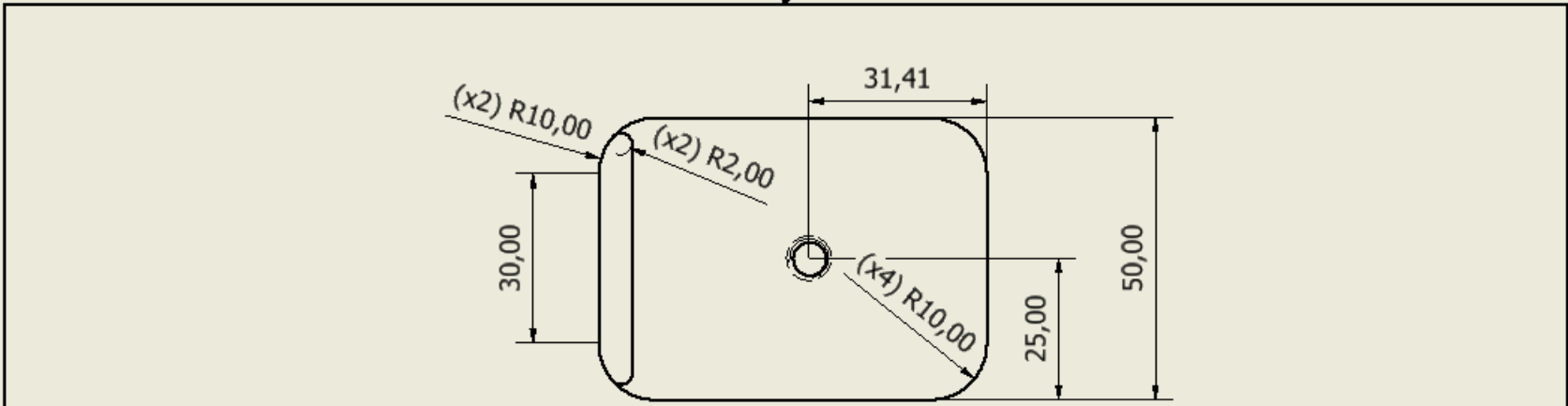
Nota 1: Todos los empalmes no acotados tienen $R2,00$

Nota 2: Las cotas relevantes de la pieza son $\text{Ø}9,00$, $\text{Ø}14,00$ y $\text{Ø}40,00$ por ser partes de encaje. El resto de contornos maquinarse para obtener un volumen mínimo

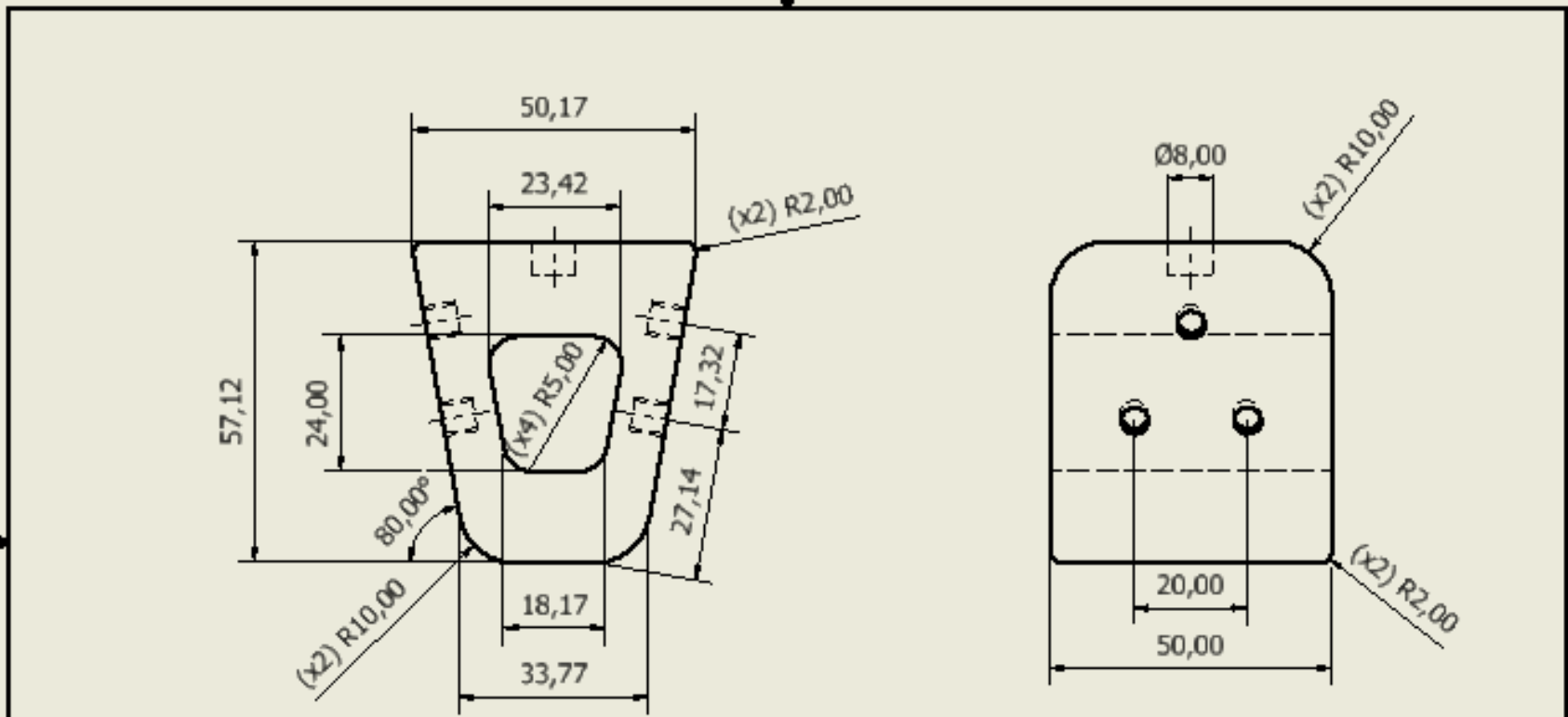
Dibujado por	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	Formato
Bailón J. Pacheco S.				27/08/2021	A4
Materia Integradora			Pieza		
			Volante de pronación		
			Cotas	Escala	Num. Pieza
			mm	1:1	1 / 11



Dibujado por Baílón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza		
			Base		
Aluminio 6061			Cotas mm	Escala 1:2	Num. Pieza 2 / 11

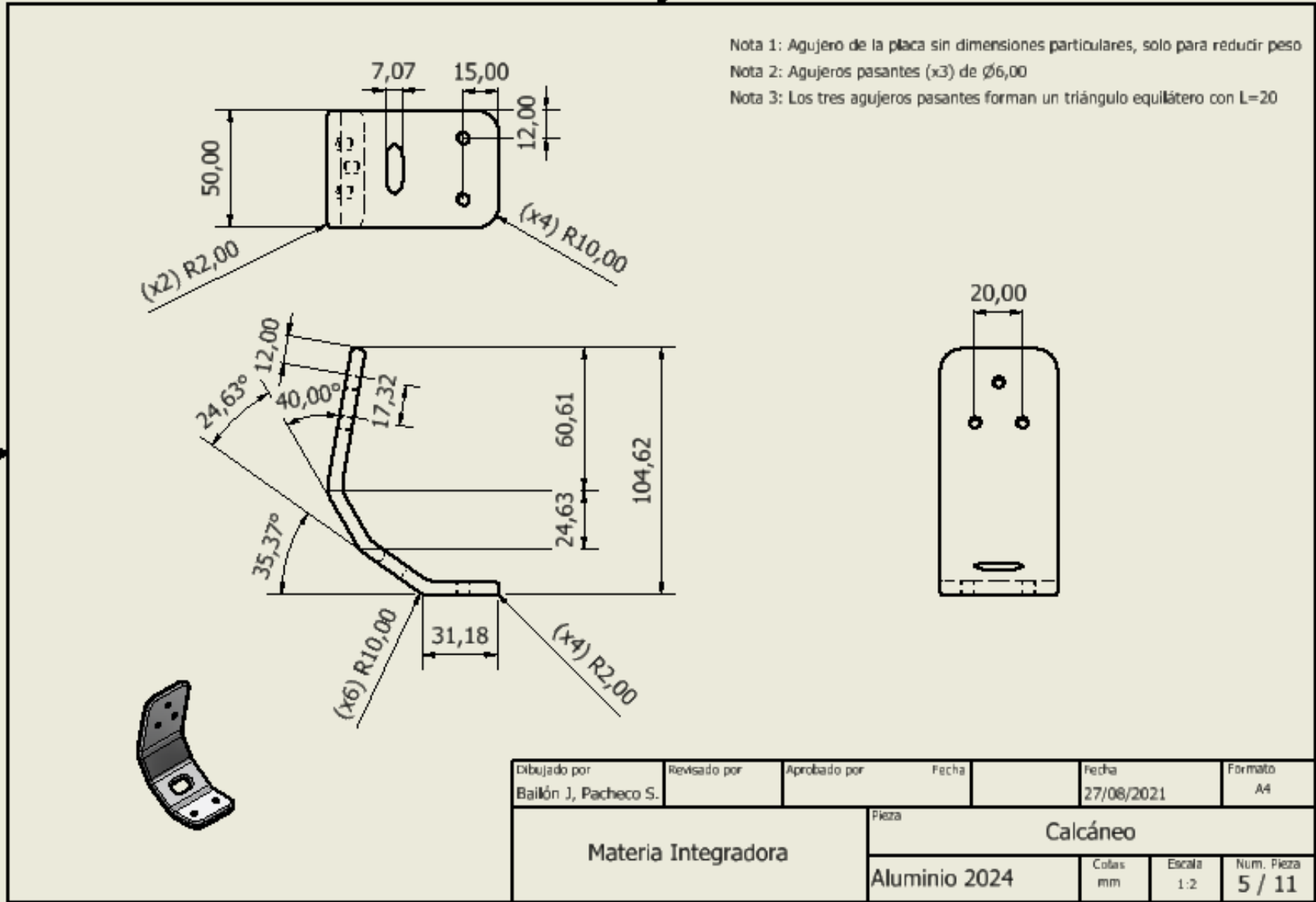


Dibujado por	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	Formato
Bailón J, Pacheco S.				27/08/2021	A4
Materis Integradora			Pieza		
			Implante de flexión		
			Cotas	Escala	Num. Pieza
			mm	1:1	3 / 11



Nota 1: Profundidad de todos los agujeros ciegos es 6mm
 Nota 2: Los agujeros ciegos no acotados tienen $\varnothing 6,00$

Dibujado por Balkón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Bloque de conexión		
			Aluminio 6061	Cotas mm	Escala 1:1

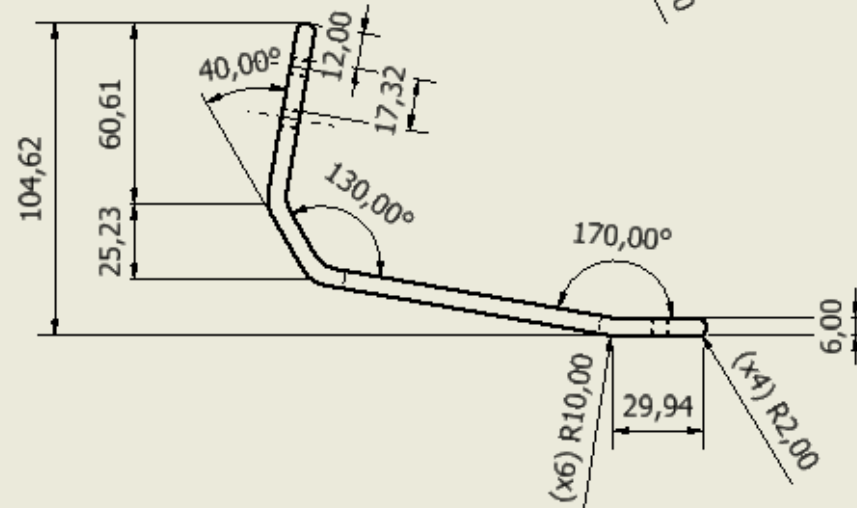
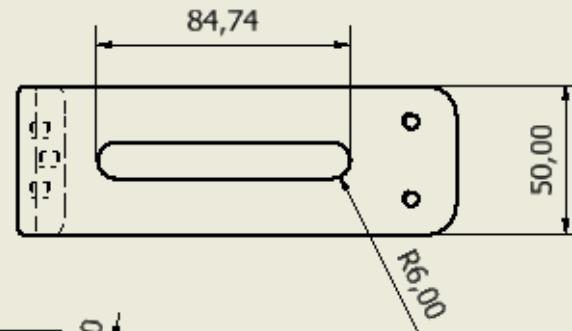


Dibujado por	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha	Formato
Bailón J, Pacheco S.				27/08/2021	A4
Materia Integradora			Pieza		
			Calcáneo		
			Colas	Escala	Num. Pieza
			mm	1:2	5 / 11

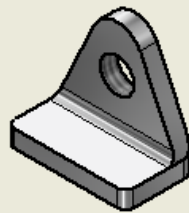
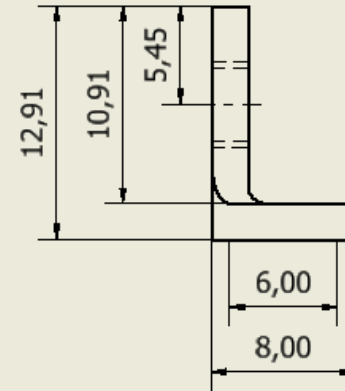
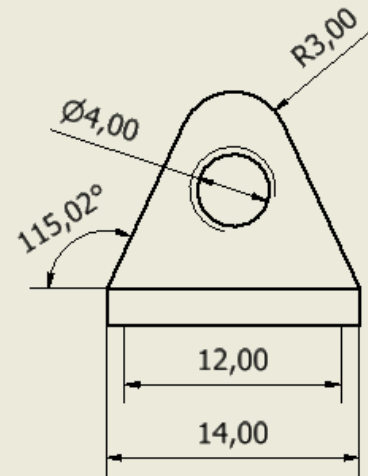
Nota 1: Los tres agujeros pasantes forman un triángulo equilátero con L=20

Nota 2: Todos los agujeros (x5) son pasantes con $\varnothing 6,00$

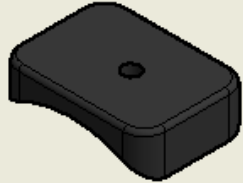
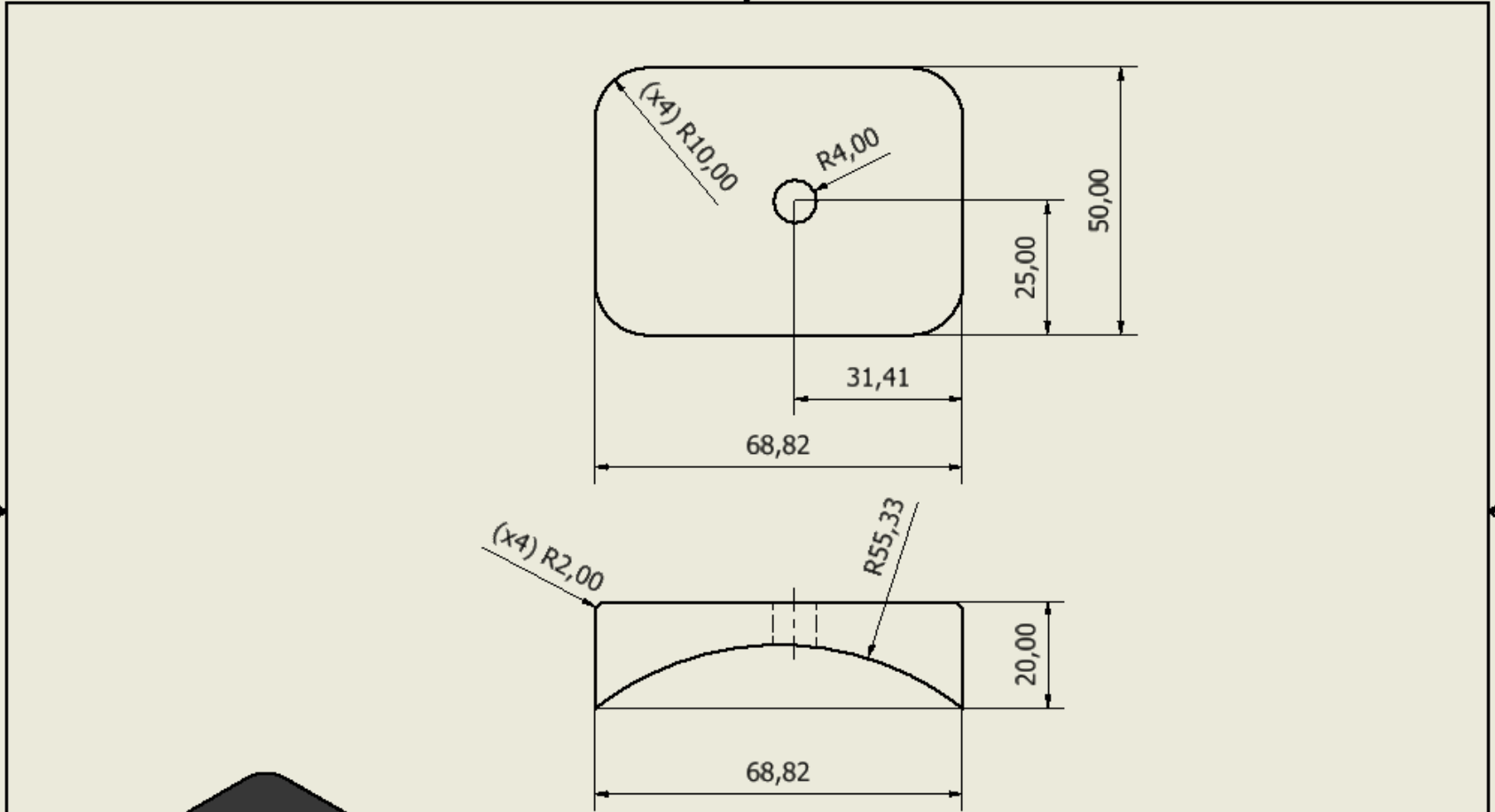
Nota 3: El ranurado de la placa es para perder peso



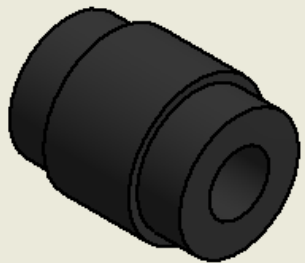
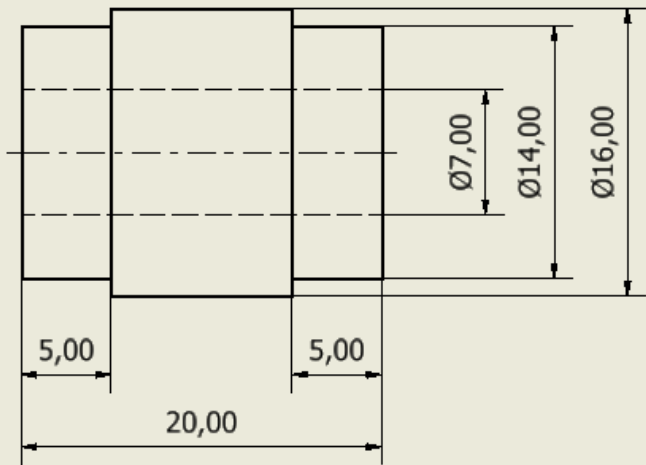
Dibujado por Baillón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Antepié		
			Aluminio 2024	Cotas mm	Escala 1:2



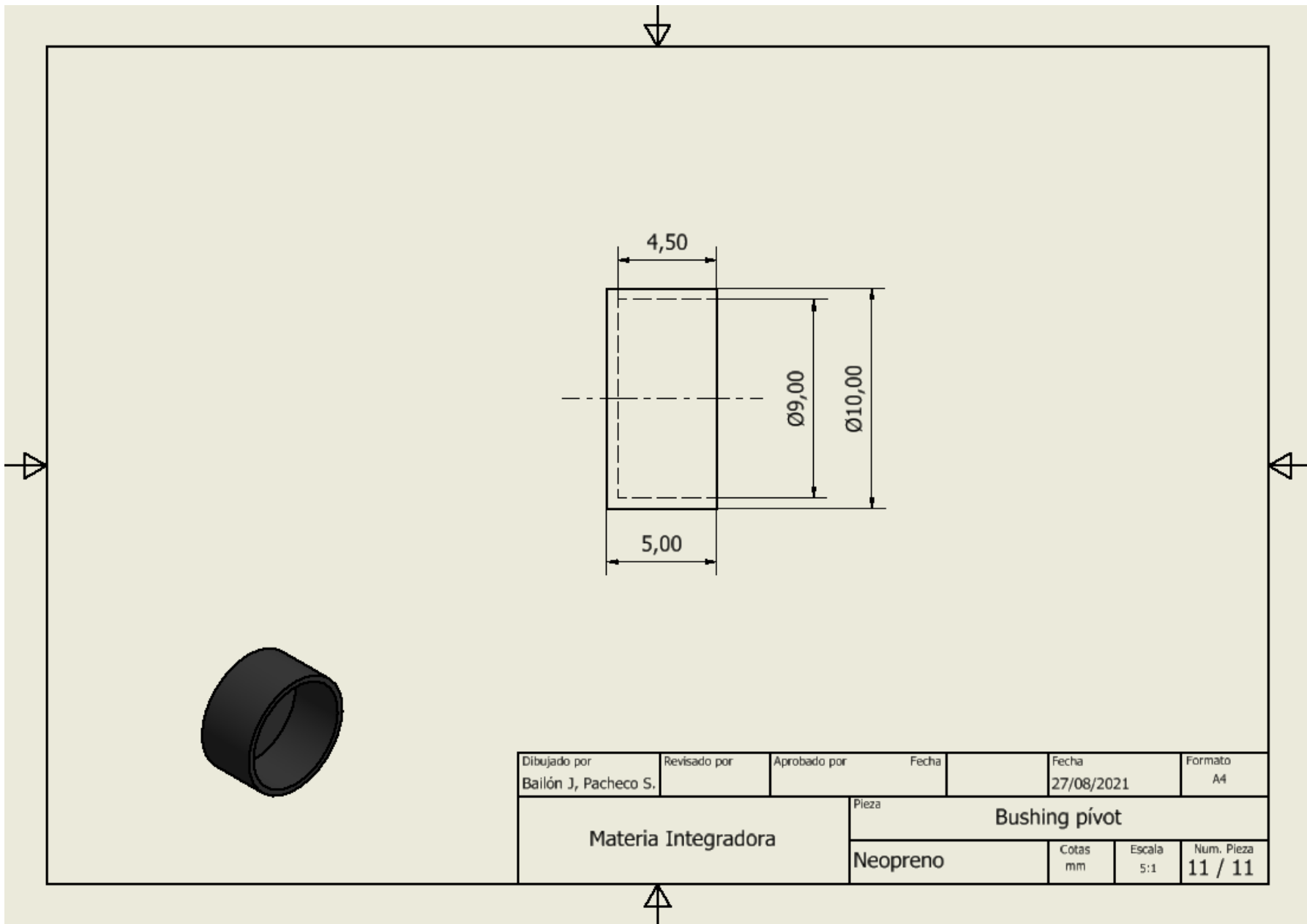
Dibujado por Baillón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Agarradra pistón (2)		
			Aluminio 6061	Cotas mm	Escala 3:1



Dibujado por Bailón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Bushing Implante		
			Neopreno	Cotas mm	Escala 1:1



Dibujado por Bailón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Bushing truck		
			Neopreno	Cotas mm	Escala 3:1



Dibujado por Baílón J, Pacheco S.	Revisado por	Aprobado por	Fecha	Fecha 27/08/2021	Formato A4
Materia Integradora			Pieza Bushing pivot		
			Neopreno	Cotas mm	Escala 5:1