



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
DE INGENIERÍA CAMPUS ZACATECAS
UPIIZ

Ingeniería Mecatrónica

**“Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la
marcha natural en pacientes con amputación transtibial”**

Trabajo escrito correspondiente a la opción
de titulación curricular

Que para obtener el título de Licenciatura en
Ingeniería Mecatrónica

Presenta

Metzli Ahilí Trujillo Rodríguez

Asesores

M. en C. Carlos Daniel Rico Mandujano

Ing. José Antonio Tenorio Hernández

M. en C. Flabio Dario Mirelez Delgado



Zacatecas, Zac., a 27 de mayo de 2022



2022, Año de Ricardo Flores Magón

100 Aniversario de la Escuela Superior de Ingeniería y Arquitectura
50 Aniversario de la UPIICSA

50 Aniversario del CECyT 10 "Carlos Vallejo Márquez"
25 Aniversario del CIECAS, CIITEC y del CIIDIR, Unidad Sinaloa

Folio

UPIIZ/ESA/167/2022

Asunto

DESIGNACIÓN DE ASESORES
INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOLETA: 201767057298
GENERACIÓN: 2016-2021

Zacatecas, Zac., a 17 de mayo de 2022

**C. METZLI AHILÍ TRUJILLO RODRÍGUEZ
PRESENTE**

Mediante el presente se hace de su conocimiento que este Departamento acepta que el **M. en C. Carlos Daniel Rico Mandujano, Ing. José Antonio Tenorio Hernández** y el **M. en C. Flabio Darío Mirelez Delgado** sean **Asesores**, en el tema que propone usted a desarrollar como prueba escrita de la opción de titulación Curricular, con el título y contenido siguiente:

"Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial".

Se concede un plazo de máximo de un año, a partir de esta fecha, para presentarlo a revisión por el jurado asignado.



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
DE INGENIERÍA CAMPUS ZACATECAS
DEPARTAMENTO DE EVALUACIÓN
SEGUIMIENTO ACADÉMICO

L.C. María Monserrat Saldaña Noriega
Jefa del Departamento de Evaluación
y Seguimiento Académico



SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA
DE INGENIERÍA CAMPUS ZACATECAS
DIRECCIÓN
DR. Fernando Flores Mejía
Director de la UPIIZ





EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



Instituto Politécnico Nacional
"La Técnica al Servicio de la Patria"



Unidad Profesional Interdisciplinaria
de Ingeniería Zacatecas

2022, Año de Ricardo Flores Magón
100 Aniversario de la Escuela Superior de Ingeniería y Arquitectura
50 Aniversario de la UPIICSA
50 Aniversario del CECyT 10 "Carlos Vallejo Márquez"
25 Aniversario del CIECAS, CIITEC y del CIIDIR, Unidad Sinaloa

Folio

UPIIZ/ESA/170/2022

Asunto

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN DE TRABAJO DE TITULACIÓN
METZLI AHILÍ TRUJILLO RODRÍGUEZ
INGENIERÍA MECATRÓNICA
BOLETA: 201767057298
GENERACIÓN: 2016-2021

Zacatecas, Zac., a 17 de mayo de 2022

El suscrito tengo el agrado de informar a usted, que habiendo procedido a revisar el trabajo de titulación que presenta con fines de titulación denominada:

"Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial".

Se determinó que el citado **Trabajo de Titulación**, reúne los requisitos para **autorizar** la impresión y proceder a la presentación del Examen Profesional debiendo tomar en consideración las indicaciones y correcciones que al respecto se hicieron.

M. EN C. CARLOS DANIEL RICO MANDUJANO

ING. JOSÉ ANTONIO TENORIO HERNÁNDEZ

M. EN C. FLABIO DARÍO MIRELEZ DELGADO



Autorización de uso de obra

Autorización de uso de obra INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL P r e s e n t e

Bajo protesta de decir verdad la que suscribe Metzli Ahilí Trujillo Rodríguez estudiante del programa de Ingeniería mecatrónica, con número de boleta 201767057298, adscrito a la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería campus Zacatecas; manifiesto ser autora y titular de los derechos morales y patrimoniales de la obra titulada “Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial” en adelante “El Trabajo de Titulación” y de la cual se adjunta copia, por lo que por medio del presente y con fundamento en el Artículo 27 Fracción II, inciso b) de la Ley Federal del Derecho de Autor, otorgo al Instituto Politécnico Nacional, en adelante el “IPN”, autorización no exclusiva para comunicar y exhibir públicamente total o parcialmente en medios digitales (describir claramente cada una de las formas de uso que se pretenda hacer de la tesis y en qué medios) “La Tesis o El Trabajo de Titulación” por un periodo indefinido contado a partir de la fecha de la presente autorización, dicho periodo se renovará automáticamente en caso de no dar aviso expreso al “IPN” de su terminación.

En virtud de lo anterior, el “IPN” deberá reconocer en todo momento mi calidad de autor de “La Tesis o El Trabajo de Titulación”.

Adicionalmente, y en mi calidad de autora y titular de los derechos morales y patrimoniales de “La Tesis o El Trabajo de Titulación”, manifiesto que la misma es original y que la presente autorización no contraviene a ninguna otra otorgada por el suscrito respecto de “La Tesis o El Trabajo de Titulación”, por lo que deslindo de toda responsabilidad al “IPN” en caso de que el contenido de “La Tesis o El Trabajo de Titulación” o la autorización concedida afecte o viole derechos autorales, industriales, secretos industriales, convenios o contratos de confidencialidad o en general cualquier derecho de propiedad intelectual de terceros y asumo las consecuencias legales y económicas de cualquier demanda o reclamación que puedan derivarse del caso.

Zacatecas, Zac., a 27 de mayo del 2022

Atentamente



Metzli Ahilí Trujillo Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

Agradezco al M. en C. Carlos Daniel Rico Mandujano, por ser desde el inicio de la carrera mi tutor y guiarme para lograr mis objetivos, y permitirme trabajar en este proyecto que siempre fue un sueño. Gracias por confiar en mí para el desarrollo de este proyecto y ser el vínculo con PROBIONICS.

Gracias al Ing. Luis Armando Bravo por la confianza y apoyo brindado, así como las sugerencias y retroalimentación a lo largo del proyecto.

Gracias infinitas a mis asesores M. en C. Flabio Dario Mirelez Delgado y el Ing. José Antonio Tenorio Hernández por siempre tener disposición resolviendo dudas y sumando al trabajo. Aunque presento sola, ustedes siempre fueron parte del equipo. Desearía que todos tuvieran asesores tan buenos como yo los tuve.

A el Dr. Sergio Domínguez, el Ing. Rafael Reveles Martínez y el M. en I. Umanel Azazael Hernández González, por la disposición y las correcciones constructivas que en todo momento enriquecieron el proyecto.

Principalmente agradezco a Dios por permitirme luchar por mis objetivos, rodearme de personas maravillosas y darme una familia increíble, gracias a mis papás y hermanas por el amor, comprensión y apoyo que me han brindado durante todo el trayecto, esto es por ustedes.

A Richi, por el apoyo, paciencia y ayuda desde el inicio, pero principalmente por creer siempre en mí, incluso cuando yo no lo hacía.

A mis chicas Naye, Addy, Ime, Julie y Mitz gracias por los buenos deseos, energía y motivación que siempre llegaba en el momento indicado. A Enrique por la disposición de resolver dudas y ayudarme.

Gracias Sebastián por el amor, comprensión y ánimos en este viaje.

A todas las personas que han estado de una u otra forma detrás de este trabajo, a mi familia y amigos.

Metzli Ahilí Trujillo Rodríguez

RESUMEN

Las personas con amputación transtibial en México representan un área de oportunidad en investigación y desarrollo de soluciones relacionadas con la independencia y movilidad. El presente documento se centra en el diseño de tres prótesis de miembro inferior para pacientes con amputación transtibial. Las primeras dos prótesis presentan un diseño mecánico, mientras que la tercera de ellas presenta un rediseño y nueva construcción dando seguimiento a una prótesis realizada dentro de la unidad académica en 2015. Siguiendo la metodología de diseño mecatrónico, considerando algunos elementos del diseño previo y con base en las etapas del ciclo de marcha, se buscó reproducir los movimientos necesarios para facilitar la marcha natural. Esto fue posible con la implementación de sensores, actuadores y un microcontrolador en conjunto con el mecanismo de articulación de tobillo. Se validaron los diseños con simulaciones análisis pertinentes y pruebas. El presente diseño cuenta con mejoras en estética, reducción de volumen y de altura, permitiendo un acople a niveles de amputación más bajo. Este trabajo es la base de prótesis biónicas mexicanas de miembro inferior comercializadas en un futuro por PROBIONICS S.A. de C. V. contribuyendo de esta manera al desarrollo de la tecnología médica y al aumento de la calidad de vida de los usuarios.

PALABRAS CLAVE

Amputación transtibial, ciclo de marcha, marcha natural, prótesis biónica, rediseño.

ABSTRACT

People with transtibial amputation, in Mexico, represent a great opportunity to investigate and develop solutions related to a person's independence and mobility. This document aims to record the design process of three prostheses, that can facilitate natural gait in transtibial amputation patients. Two of them are mechanical and the third is a bionic one. The bionic prosthesis improves a previous design done by the Instituto Politécnico Nacional campus Zacatecas in 2015. According to mechatronic design, reviewing existing elements, gait cycle analysis, and tests on the prototype. The project can develop a normal gait due to the synergistic implementation of sensors, actuators, a microcontroller, and an ankle joint mechanism. Simulations, analyses, and testing were realized to create a safe design. This model is more compact and shorter than the previous one, obtaining a more aesthetic design. It can allow junction with lower amputation levels. This work is the basis of lower limb Mexican bionic prosthesis development, PROBIONICS S.A. de C.V will commercialize this prosthesis in the future. The project encourages technology application in medicine and contributes to life quality improvement.

KEYWORDS

Bionic prosthesis, gait cycle, natural gait, redesign, transtibial amputation.

CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	iii
RESUMEN	iv
PALABRAS CLAVE.....	iv
ABSTRACT	v
KEYWORDS	v
I. INTRODUCCIÓN.....	13
Objetivo General	13
Objetivos Específicos.....	13
II. JUSTIFICACIÓN.....	14
III. MARCO TEÓRICO	17
1. Amputaciones y prótesis	17
2. Fundamentos de la marcha natural	19
3. Componentes que integran el sistema	22
Microcontrolador	23
Motorreductor	23
Sensores.....	24
Engranajes sinfín y corona	25
Rodamiento	26
IV. ANTECEDENTES	28
V. ESTADO DEL ARTE.....	29
1. Prótesis biónica de tobillo-pie	29
2. Prótesis biónica de rodilla.....	29
3. Prótesis biónica de pierna	30
VI. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
1. Descripción del trabajo propuesto	31
2. Productos o resultados esperados	31
VII. DESARROLLO DEL TRABAJO	32
1. Identificación de necesidad	32
2. Análisis de necesidad.....	35
IDEF-0	35
3. Preparación de especificaciones.....	38

Requerimientos del sistema.....	38
4. Especificaciones en términos del cliente	39
Lista de métricas.....	40
Matriz de necesidades y métricas.....	40
Tabla comparativa de competidores	42
Valores marginales aceptables y valores ideales	46
Limitaciones.....	46
5. Diseño conceptual	47
Pensamiento divergente	47
Pensamiento convergente	48
Diseños conceptuales 1	52
Diseños conceptuales 2	53
Diseños conceptuales 3.....	54
6. Selección de la solución adecuada	56
Lista de objetivos	56
Tablas de pertenencia	56
Tablas de selección	57
7. Especificaciones finales	59
8. Diseño detallado.....	60
Selección de componentes.....	61
Diseño CAD.....	73
Diseño electrónico	77
Diseño de control.....	80
Diseño de estructura de pruebas.....	82
9. Análisis y validación de resultados	83
Análisis estáticos	83
Simulación de control.....	90
Lógica de programación	91
10. Construcción del prototipo.....	93
Construcción mecánica.....	93
Construcción del circuito electrónico	95
Construcción de estructura de pruebas	97

Sistema integrado.....	99
VIII. RESULTADOS.....	101
Pruebas de funcionamiento	101
Pruebas de funcionamiento en estructura	103
Recomendaciones	104
IX. TRABAJO A FUTURO Y CONCLUSIONES.....	105
Trabajo a futuro.....	105
Conclusiones	106
X. FUENTES DE CONSULTA	108
XI. APÉNDICES	113
Apéndice A: Propiedades de los materiales seleccionados.....	113
Apéndice B: Propiedades del amortiguador DC2.....	114
Apéndice C: Propiedades del motorreductor.	115
Apéndice D: Propiedades del puente H.	116
Apéndice E: Propiedades del sensor.	118
Apéndice F: Propiedades de la batería.	118
Apéndice G: Propiedades del regulador de voltaje.	119
Apéndice H: Código del sistema.	121
Apéndice I: Manual de ensamblaje	124
Apéndice J: Planos de piezas DC1.....	125
Apéndice K: Planos de piezas DC2.	130
Apéndice L: Planos de piezas DC3.....	135
Apéndice M: Planos de piezas estructura de pruebas.....	147

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Corte típico de amputación transtibial.	18
Figura 2. Amputación transtibial.....	19
Figura 3. División del ciclo de marcha.....	19
Figura 4. Anatomía del pie.	20
Figura 5. Movimiento de tobillo, dorsiflexión y plantar flexión	21
Figura 6. Ciclo de marcha de tobillo-pie humano, biomecánica.	21
Figura 7. Típico comportamiento par-ángulo de una persona.....	22
Figura 8. Microcontrolador	23
Figura 9. Motorreductor	23
Figura 10. Movimientos de articulación de tobillo.....	24
Figura 11. Elemento lineal o disco de codificador de posición incremental.....	25
Figura 12. Conjunto de corona y tornillo sinfín.	25
Figura 13. Tipos de rodamientos.....	26
Figura 14. Carga axial y carga radial.....	27
Figura 15. Prototipo funcional conectado a estructura para pruebas.	28
Figura 16. Vista lateral de prótesis biónica.....	28
Figura 17. Estructura de la prótesis sin componentes electrónicos.....	28
Figura 18. Estructura de la prótesis sin componentes electrónicos, vista lateral...	28
Figura 19. Prótesis biónica de tobillo-pie.....	29
Figura 20. Prótesis de rodilla controladas por microprocesador.....	30
Figura 21. Prótesis biónica de pierna. Proyecto EU FP7 CYBERLEGS	30
Figura 22. Prótesis biónica desarrollada dentro de la UPIIZ en 2015	32
Figura 23. Prótesis vista de arriba y abajo.	33
Figura 24. Componentes electrónicos de la prótesis.....	33
Figura 25. Diagrama A-0, IDEF-0.....	35
Figura 26. Diagrama A0, IDEF-0.....	36
Figura 27. Diagrama A1, IDEF-0.....	36
Figura 28. Diagrama A2, IDEF-0.....	37
Figura 29. Diagrama A3, IDEF-0.....	37
Figura 30. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 1.....	47
Figura 31. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 2.....	47
Figura 32. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 3.....	48
Figura 33. Diseño conceptual 1.1.....	52
Figura 34. Diseño conceptual 1.2.....	52
Figura 35. Diseño conceptual 1.3.....	53
Figura 36. Diseño conceptual 2.1.....	53
Figura 37. Diseño conceptual 2.2.....	54
Figura 38. Diseño conceptual 2.3.....	54
Figura 39. Diseño conceptual 3.1.....	54

Figura 40. Diseño conceptual 3.2.....	55
Figura 41. Diseño conceptual 3.3.....	55
Figura 42. Motorreductor Pololu®.....	61
Figura 43. Puente H seleccionado.....	62
Figura 44. Microcontrolador ATMEGA328P.....	62
Figura 45. Sensor MPU-6050.....	63
Figura 46. Codificador incremental seleccionado.....	64
Figura 47. Celdas de litio.....	64
Figura 48. Dimensiones de tornillo ISO 7380.....	68
Figura 49. Dimensiones de tuerca ISO 4035.....	68
Figura 50. Tornillo y tuerca ISO seleccionados en diseño.....	68
Figura 51. Tornillos del prototipo real.....	69
Figura 52. Diagrama de ciclo de marcha.....	70
Figura 53. Presión plantar, pie derecho e izquierdo.....	73
Figura 54. Modelo CAD de DC1 ensamblado.....	74
Figura 55. Modelo CAD de DC2 ensamblado.....	74
Figura 56. Modelo CAD de DC3 inicial ensamblado.....	75
Figura 57. Modelo CAD final de DC3 ensamblado.....	76
Figura 58. Modificaciones en la suela.....	76
Figura 59. Caja designada para electrónica.....	77
Figura 60. Circuito electrónico de prótesis.....	78
Figura 61. Ruteo de PCB.....	78
Figura 62. Modelo CAD de PCB.....	78
Figura 63. Circuito electrónico, Arduino Nano.....	79
Figura 64. Ruteo de PCB, Arduino Nano.....	79
Figura 65. Modelo CAD de PCB, Arduino Nano.....	79
Figura 66. Emulación ciclo de marcha con prótesis.....	80
Figura 67. Diagrama de bloques de lazo cerrado.....	81
Figura 68. Caracterización de motor.....	81
Figura 69. Estructura de pruebas CAD.....	82
Figura 70. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.....	83
Figura 71. Resultado de análisis estático de deformación.....	83
Figura 72. Factor de seguridad del DC1.....	84
Figura 73. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.....	84
Figura 74. Resultado de análisis estático de deformación.....	85
Figura 75. Factor de seguridad del DC2.....	85
Figura 76. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.....	86
Figura 77. Resultado de análisis estático de deformación.....	86
Figura 78. Factor de seguridad del DC3.....	86
Figura 79. Factor de seguridad gráfico ISO.....	87
Figura 80. Resultados de fatiga.....	87

Figura 81. Análisis de fatiga, gráfico ISO.	88
Figura 82. Comparación lateral de prótesis-pierna escaneada.	88
Figura 83. Comparación frontal y trasera de prótesis-pierna escaneada.	89
Figura 84. Pie real con altura de acople de los tres diseños.	89
Figura 85. Lazo cerrado en MATLAB.	90
Figura 86. Respuesta transitoria del sistema.	90
Figura 87. Ángulos de movimiento en prototipo.	91
Figura 88. Lógica de programación.	92
Figura 89. Elementos mecánicos de la prótesis.	93
Figura 90. Piezas impresas en 3D, PLA.	94
Figura 91. Perforación de tornillo sinfín y tapa de estructura para encoder.	94
Figura 92. Suela de prótesis con Nylon.	95
Figura 93. PCB Arduino Nano y PCB microcontrolador.	95
Figura 94. PCB con componentes superficiales.	96
Figura 95. PCB Arduino Nano, componentes soldados.	96
Figura 96. PCB Arduino Nano con cableado.	96
Figura 97. Circuito dentro de la caja de electrónica.	97
Figura 98. Eslabón principal de la estructura.	97
Figura 99. Eslabón de cadera de la estructura.	98
Figura 100. Soporte para el tubo.	98
Figura 101. Estructura de pruebas ensamblada.	98
Figura 102. Prótesis biónica.	99
Figura 103. Vista trasera, lateral y frontal de prótesis.	99
Figura 104. Pruebas de funcionamiento fijas.	101
Figura 105. Pruebas de funcionamiento con movimiento.	102
Figura 106. Pruebas de funcionamiento con movimiento y suspendida.	102
Figura 107. Prueba con el usuario.	103
Figura 108. Prueba en caminadora.	103
Figura 109. Prueba con baterías.	104

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Causas de limitación del movimiento en pacientes Zacatecanos.....	14
Tabla 2. Niveles de clasificación de pacientes candidatos a prótesis.	18
Tabla 3. Medidas importantes de la prótesis.	34
Tabla 4. Necesidades de la prótesis para miembro inferior.	39
Tabla 5. Lista de métricas de las necesidades.....	40
Tabla 6. Métricas y necesidades del sistema.....	41
Tabla 7. Prótesis de competidores seleccionados.	42
Tabla 8. Comparativa de competidores.....	45
Tabla 9. Valores marginales e ideales.	46
Tabla 10. Caja morfológica diseño 1, “Tobillo no articulado”.....	48
Tabla 11. Caja morfológica diseño 2, “Tobillo articulado”.....	49
Tabla 12. Caja morfológica diseño 3, “Tobillo biónico”.....	49
Tabla 13. Combinaciones conceptuales, diseño 1.	50
Tabla 14. Combinaciones conceptuales, diseño 2.	50
Tabla 15. Combinaciones conceptuales, diseño 3.	51
Tabla 16. Tabla de pertenencia DC1.....	56
Tabla 17. Tabla de pertenencia DC2.....	57
Tabla 18. Tabla de pertenencia DC3.....	57
Tabla 19. Selección diseños conceptuales 1.....	58
Tabla 20. Selección diseños conceptuales 2.....	58
Tabla 21. Selección diseños conceptuales 3.....	59
Tabla 22. Características de diseños conceptuales mejor evaluados.	59
Tabla 23. Características del motor seleccionado.....	61
Tabla 24. Características del puente H seleccionado.	62
Tabla 25. Consumo de corriente de los componentes.	65
Tabla 26. Dimensiones para engranaje de corona y tornillo sinfín.	66
Tabla 27. Magnitud de las cargas sobre la corona.....	66
Tabla 28. Cargas sobre rodamiento.	66
Tabla 29. Resultados para rodamiento seleccionado.....	67
Tabla 30. Dimensiones y características del rodamiento.	67
Tabla 31. Cálculo del diseño del resorte.	69
Tabla 32. Ángulos para articulación.	80
Tabla 33. Relación ángulo deseado con pulsos del encoder.	91
Tabla 34. Componentes y costos.	100

I. INTRODUCCIÓN

El desarrollo de este proyecto engloba el rediseño y construcción de una prótesis biónica que ayude a pacientes con amputación transtibial, enfocada a una población masculina adulta de 18 a 60 años, ya que el 75% de los amputados son hombres [1]. El presente trabajo tiene como finalidad que el paciente recupere su movilidad en actividades de bajo impacto, es decir, marcha natural. Desarrollando un dispositivo no invasivo que se coloque a un acoplamiento que posteriormente entre en contacto con el muñón del miembro amputado.

El proyecto principal desarrollado consiste en un sistema mecatrónico constituido por una estructura que brinde soporte y retorno de energía al caminar, un mecanismo energizado con un motorreductor que permita el movimiento de la articulación del tobillo permitiendo movimientos de plantarflexión y dorsiflexión del pie. Y la parte electrónica que permita la interconexión, control y monitoreo de los dispositivos y elementos que compongan al sistema. A través del cual sea posible la reproducción del ciclo de marcha.

Dando seguimiento al trabajo previo existente, y partiendo de las modificaciones en las especificaciones de diseño y necesidades del cliente PROBIONICS S.A. de C.V. Se trabajó a la par del diseño de la prótesis biónica, en el diseño de dos modelos no biónicos, uno con tobillo articulado sin componentes electrónicos y el segundo con tobillo no articulado. El desarrollo del presente trabajo tiene objetivos a cumplir que se muestran a continuación.

Objetivo General

Rediseñar y construir una prótesis biónica de pie con articulación en el tobillo que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.

Objetivos Específicos

- Mejorar el diseño mecánico de la prótesis de pie, para darle mayor soporte, amortiguamiento e impulso mecánico al caminar.
- Mejorar y reducir el espacio de la electrónica y el control del dispositivo.
- Mejorar el monitoreo de la posición de la prótesis para generar una marcha natural para probar en estructura.
- Reducir la altura del acoplamiento de la prótesis, para lograr un acople al socket que permita su uso en pacientes con un nivel de amputación más bajo.

II. JUSTIFICACIÓN

Una de las necesidades básicas a las que se enfrenta cualquier individuo es la independencia de movimiento, el poder caminar con libertad y facilidad. Para las personas que padecen amputaciones, esta actividad esencial se vuelve complicada, trayendo consigo consecuencias físicas y psicológicas.

La Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) del 2012, registra que son más de 5 millones de personas las que tienen incapacidad para desplazarse, aunque no distingue los que padecen de una amputación. El Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) reporta un número de amputados cerca de 780,000. En el 2014 se registran cerca de 900,000 amputados en México, aproximadamente 75 personas diarias según la Academia Mexicana de Cirugía (AMC) [1].

En Zacatecas las personas con discapacidad representan el 6.56% de la población [2]. En la Tabla 1 se muestran las principales causas de limitación del movimiento.

Tabla 1. Causas de limitación del movimiento en pacientes Zacatecanos [3].

Población con limitación en la actividad			Nacimiento	Enfermedad	Accidente	Edad Avanzada	Otra causa	No especificado
Zacatecas	Caminar o moverse	100.00	5.71	45.72	16.73	27.06	3.71	1.07

Existen diversas causas de amputación, las enfermedades vasculares pertenecen al primer grupo de causas y la principal patología es la diabetes mellitus tipo 2 (DM2) la cual contribuye al 81% de los casos, y de estos el 97% son de extremidad inferior. El 90% de los pacientes amputados por DM2 empieza con una ampolla en el pie, y la falta de tratamiento y atención adecuada provoca la pérdida del miembro por el desconocimiento del padecimiento. Las amputaciones traumáticas representan solamente el 16%. Y el tercer grupo de causas de amputación es por tumores malignos o causas congénitas y representa el 3% de los casos [1]. Se calcula que el costo directo de una amputación asociada al pie diabético está entre los 30,000 y los 60,000 USD [4]. Solo 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita y solo el 30% de ellos saben usar prótesis [1]. Las estadísticas muestran que de 75,000 amputados solo se rehabilitan 7,500 (10%) y de ellos 5,250 no saben usar prótesis.

Una amputación de extremidades inferiores puede considerarse como mayor o menor, dependiendo del sitio de la amputación. Aunque no existe una definición estándar a nivel internacional, se define a la amputación mayor como proximal (más cercana) a la articulación del tobillo y a la amputación menor como distal (más

distante) a la articulación del tobillo. La Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE) considera que una amputación menor de extremidades inferiores refleja una mejor calidad de la atención con respecto a una amputación mayor. Las edades promedio del país para pacientes con amputación mayor ronda los 64.5 años y para amputación menor 61.7 años [4].

Existen diferentes instituciones en el país que apoyan a la rehabilitación de personas amputadas y fabricación de prótesis, entre ellas el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), solo atiende a los amputados por accidentes de trabajo, que son minoría. El Sistema Nacional para el Desarrollo Integral de la Familia (DIF), cuenta con 11 delegaciones de algunos estados que fabrican prótesis, pero no tienen el presupuesto adecuado, por lo que solo se fabrican alrededor de 400 prótesis al año. El Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) da prótesis a 120 pacientes al año. El hospital militar también participa, pero no proporciona datos sobre el número de pacientes que atiende. El Centro para Rehabilitación Integral de Minusválidos Del Aparato Locomotor (CRIMAL IAP) Querétaro es una institución privada que produce prótesis para 130 pacientes al año. Los Centros de Rehabilitación e Inclusión Infantil Teletón (CRIT) no tienen fabricantes de prótesis, sino que las mandan a hacer con proveedores externos y llegan a producir prótesis para 775 pacientes al año [1]. Considerando dichos datos, la producción de prótesis no llega a 1,500 al año, y hay más de 27,000 amputados por año, es evidente que la mayoría de los pacientes amputados no son atendidos. Representando un problema económico y de salud importante que no es enfrentado adecuadamente.

En el mercado existen diferentes prótesis que van desde funciones mecánicas y de soporte para los pacientes con amputación, ya sean estéticas, robóticas o hasta las más sofisticadas como las mioeléctricas y las que actualmente permiten percibir el sentido del tacto en el miembro fantasma. Unas de las más conocidas son la C-Leg, 3R80 y otros modelos desarrollados por la compañía Alemana Otto bock, Hybrid Knee por la compañía Fillauer Europe, Rheo Knee por Össur Iberia y Adaptive 2 por O&P Edge, estas prótesis son una articulación de rodilla para amputados transfemorales controlada por microprocesador, que permite caminar por diferentes superficies sin importar la irregularidad del terreno, caminar hacia atrás, subir y bajar escaleras o rampas [5]. Las prótesis de pies, que son rígidos o dinámicos, tienen un tobillo por lo que se adapta a las condiciones del terreno. El costo de estos pies diseñados para corredores es de alrededor de 250,000 pesos [1].

La empresa 100% mexicana PROBIONICS S.A. de C.V. ha trabajado en el desarrollo de prótesis mioeléctricas de brazo desde el año 2000. Dicha empresa planea expandir su área de investigación a prótesis biónica de pierna. Por lo que

este proyecto se trabaja en conjunto y con asesoramiento de la empresa, con el objetivo de mejorar el diseño previo con tecnología mexicana y satisfacer las necesidades de la población con amputación transtibial. Por este motivo, se considera un problema que amerita ser estudiado. Y es importante contribuir de manera positiva al desarrollo de la tecnología en la medicina para el bienestar y mejora de vida de pacientes con este tipo de pérdida y problema en miembros inferiores, en específico con amputación transtibial, en el país. Por ello se llevará a cabo el rediseño y construcción de una prótesis que permita realizar movimientos de manera sencilla y más naturales durante la marcha para el paciente. El rediseño se basa en el prototipo realizado de manera previa dentro de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería Campus Zacatecas (UPIIZ), este rediseño se llevará a cabo para mejorar el prototipo ya existente. Por lo cual será sometido a mejoras en la parte mecánica, de control y electrónica principalmente. Se busca obtener mejoras en estética, reducción de espacio, y lograr mayor semejanza a la marcha natural.

III. MARCO TEÓRICO

Para comenzar con el estudio de este proyecto es necesario comprender y estar en contexto con algunos términos que se utilizarán en la investigación. Se debe conocer de manera general algunos temas como las amputaciones transtibiales y las prótesis, el ciclo de marcha y los componentes del sistema.

1. Amputaciones y prótesis

La palabra amputar viene del latín *amputāre*, que significa cortar y separar enteramente del cuerpo un miembro o una porción de él [6]. La amputación es una complicación que, tanto pacientes como médicos se esfuerzan por evitar. Se calcula que cerca del 85 por ciento de las amputaciones son prevenibles mediante la educación y la intervención temprana. La amputación no siempre debe verse como un fracaso del tratamiento, sino como un medio de rehabilitación más rápido y la manera más confiable de controlar una infección grave que podría necesitar una amputación más traumática en el futuro o que, de otra manera, podría resultar fatal para el paciente [7].

Las intervenciones quirúrgicas se realizan en diferentes niveles. El término 'nivel de amputación' describe el sitio por el que se amputa una parte del cuerpo. Además de otros factores, el nivel de amputación se utiliza para elegir una prótesis adecuada a cada caso [8]. Según la clasificación de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS, por sus siglas en inglés), las amputaciones a través del muslo y la pierna se denominan respectivamente transfemoral y transtibial; las amputaciones que se realizan a través de las articulaciones de rodilla y tobillo se designan como desarticulación de rodilla y de tobillo, respectivamente [9].

De acuerdo con el Centro Nacional de Información Biotecnológica (NCBI, por sus siglas en inglés) las prótesis de miembro inferior se pueden clasificar en niveles según sus necesidades y posibilidades del paciente [10].

Tabla 2. Niveles de clasificación de pacientes candidatos a prótesis.

Nivel 0	No tiene la habilidad o el potencial de caminar o trasladarse seguramente con o sin asistencia y una prótesis no mejora su calidad de vida o movilidad.
Nivel 1	Tiene la habilidad o el potencial de usar una prótesis para trasladarse o deambular al nivel de la superficie en cadencia fija. Caminado doméstico limitado e ilimitado.
Nivel 2	Tiene la habilidad o el potencial de deambular con la habilidad en ambientes de bajo nivel, como bordos, escaleras o superficies irregulares. Caminado limitado en la comunidad.
Nivel 3	Tiene la habilidad o el potencial para deambular con cadencia variable. Caminado en la comunidad, tienen la habilidad de atravesar obstáculos, del ambiente, puede realizar actividades que exijan la utilización de prótesis más allá de la simple locomoción.
Nivel 4	Tiene la habilidad o el potencial para la deambulación con prótesis, que requieren habilidades básicas de caminado, alto impacto, esfuerzos o niveles de energía. Típico para las demandas de los niños, un adulto activo o un atleta.

Una amputación transtibial, o amputación abajo de la rodilla, supone la remoción de la extremidad inferior a la altura de la tibia y peroné. Al realizarse una amputación, el paciente pierde la retroalimentación sensorial de posición de la extremidad al caminar, lo que posa un desafío a la hora de ambular con una pierna protésica [11].

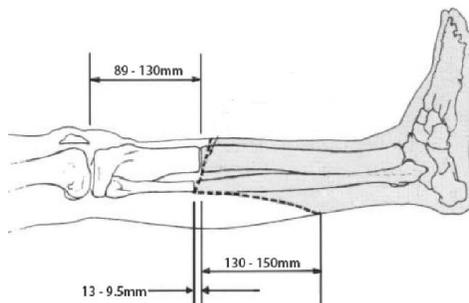


Figura 1. Corte típico de amputación transtibial [11].

Para la adaptación protésica se necesitan un pie protésico, adaptadores y elementos de unión con el encaje protésico. El encaje es el componente que une la prótesis con el muñón. Lo que se conoce con el nombre de 'funda cosmética' puede ponerse sobre una prótesis para hacerla discreta visualmente [8].

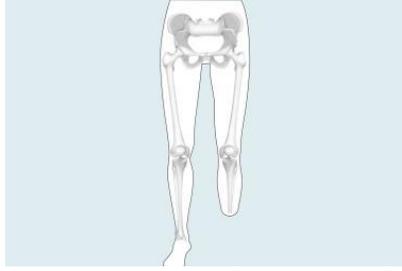


Figura 2. Amputación transtibial [8].

Según la Real Academia Española (RAE), prótesis del latín tardío *prothēsis*, y este del griego *πρόσθεσις* *prósthesis*, alterado por influjo de *πρόθεσις* *próthesis* 'exposición'. En la medicina es la pieza, aparato o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos, o también el procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; como la de un diente, un ojo, etcétera [12]. Una de las ingenierías especializadas en la producción de herramientas tecnológicas que simulan el funcionamiento o modelo de los seres vivos es la biónica, y su objetivo es la combinación de sistemas electrónicos y biológicos, potenciando sus ventajas y características.

2. Fundamentos de la marcha natural

Por otra parte, el ciclo de marcha comienza cuando el pie entra en contacto con el suelo, y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de balanceo (40% del ciclo) [13].

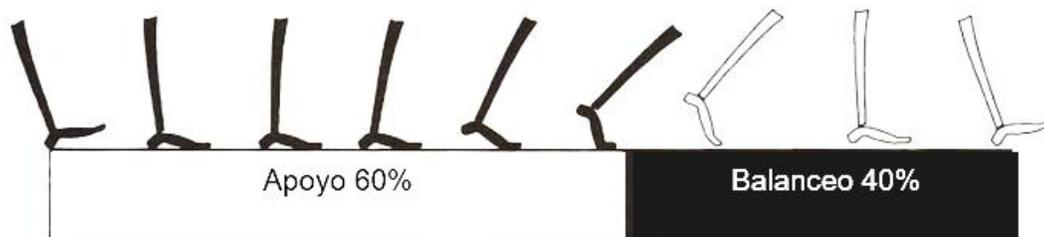


Figura 3. División del ciclo de marcha [13].

Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo. Y se encuentra en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. El apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo

de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

La fase de apoyo se subdivide de la siguiente manera:

- a) Contacto del talón: instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. Conocida también como (*Controlled Plantar Flexión, CP*) en inglés.
- b) Apoyo plantar: contacto de la parte anterior del pie con el suelo. (*Controlled Disflexion, CD*).
- c) Apoyo medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital¹.
- d) Apoyo terminal: ocurre cuando el talón se eleva del suelo.
- e) Despegue: ocurre cuando los dedos se elevan del suelo. (*Powered Plantar Flexion, PP*).



Figura 4. Anatomía del pie. 1) Talón 2) Dedos 3) Parte anterior del pie. 4) Trocánter mayor [14].

La fase de balanceo se subdivide de la siguiente manera:

- a) Balanceo inicial: se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. (*Swing phase, SW*).
- b) Balanceo medio: la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo.
- c) Balanceo terminal: se da la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo.

En un análisis de marcha, se estudian las posiciones angulares de los segmentos en cada uno de los planos: sagital, frontal y horizontal. Para las articulaciones de rodilla estos movimientos en cada plano se conocen como flexo/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa. En la pelvis se

¹ Plano sagital: plano vertical que pasan a través del cuerpo, paralelamente al plano medio, este plano cruza a través del punto medio de la clavícula.

llaman inclinación, oblicuidad y rotación interna y externa. Para el tobillo, dorsiflexión (o extensión), plantar flexión (flexión o flexión plantar) y progresión del pie [14].

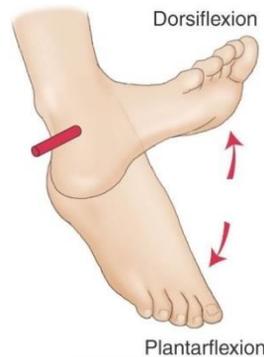


Figura 5. Movimiento de tobillo, dorsiflexión y plantar flexión [14].

Los amputados transtibiales tienen velocidad de marcha un poco por debajo de la de las personas sin amputación (80 contra 71 m/min), con un consumo de oxígeno muy similar entre ambos [9]. A continuación, se muestra el diagrama del ciclo de la marcha con cada una de sus fases y funciones principales.

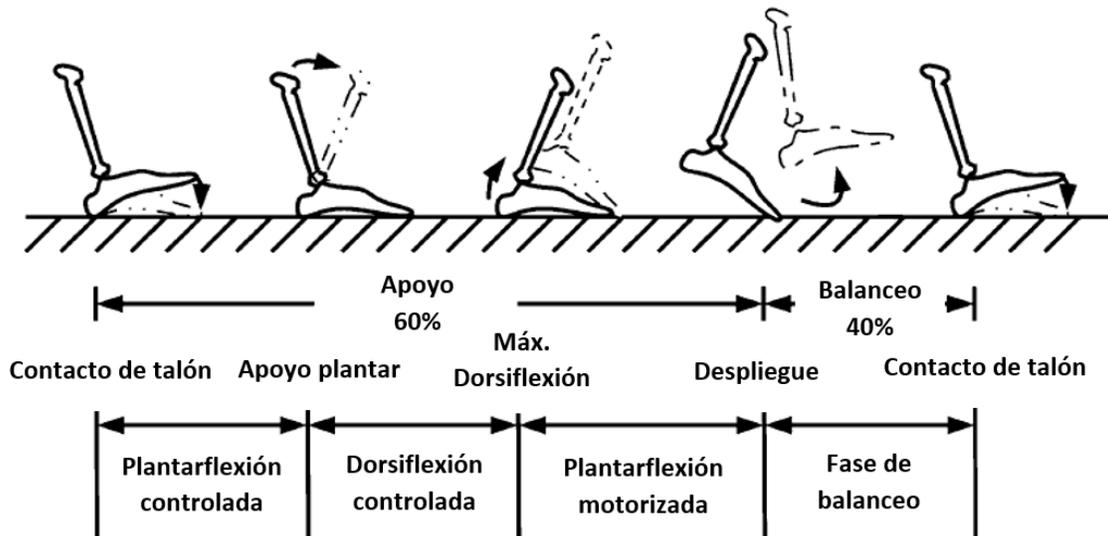


Figura 6. Ciclo de marcha de tobillo-pie humano normal caminando, biomecánica [15, 16].

La pierna, tobillo y pie de una persona de 78 kg tiene un peso de aproximadamente 2 kg, mientras que la potencia máxima y el par en el tobillo al caminar puede alcanzar 350 W y 140 Nm, respectivamente [17].

Existen datos registrados del comportamiento de una persona analizando las fuerzas necesarias y los ángulos según cada etapa del ciclo de marcha. Los datos

de la Figura 7 muestran el comportamiento par-ángulo de una persona de 75 kg, caminado a una velocidad de 1.25 m/s, en la línea el comportamiento del par-ángulo del tobillo durante la fase de apoyo mientras que la línea punteada muestra el comportamiento durante la fase de balanceo. Los puntos (1), (2), (3) y (4) representan las condiciones del piso al golpe del talón, pie plano, máxima dorsiflexión y levantamiento del pie respectivamente. Los segmentos (1)-(2), (2)-(3), (3)-(4) y (4)-(1) representan el comportamiento del par-ángulo del tobillo durante las fases de marcha CP, CD, PP y SW, respectivamente. Como se puede ver en los segmentos (1)-(2) y (2)-(3) revela los diferentes comportamientos de los resortes de la unión del tobillo humano durante CP y CD, respectivamente. El área W encerrada por los puntos (2), (3) y (4) muestra el trabajo neto positivo hecho en la unión [16].

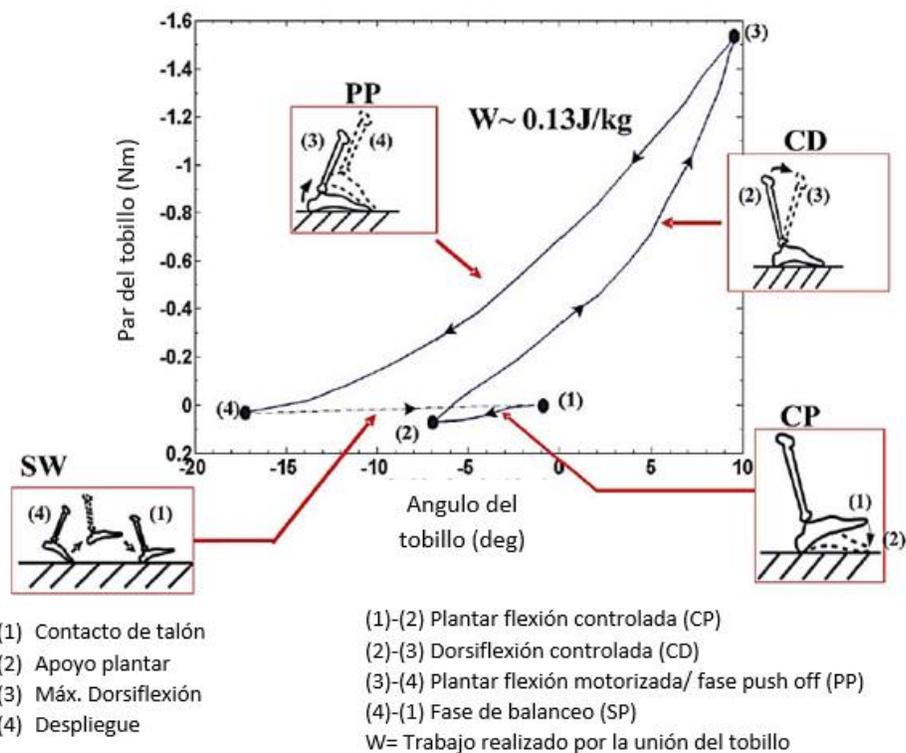


Figura 7. Típico comportamiento par-ángulo de una persona [17].

3. Componentes que integran el sistema

El proyecto está compuesto por un sistema mecatrónico, el cual estará integrado por mecanismos, sensores, actuadores y componentes electrónicos. A continuación, se mencionan componentes principales del sistema.

Microcontrolador

En algunos proyectos tanto de robótica como de prótesis para la implementación del control se usan microcontroladores (los más comerciales) y computadoras embebidas [18]. Un microcontrolador es un circuito integrado que puede usarse con diversos fines, una de sus cualidades es que se puede programar de acuerdo con las necesidades del sistema en que se use. Un microcontrolador cuenta con memorias RAM (*Random Access Memory*) y ROM (*Read Only Memory*), líneas de entrada y salida que son llamados periféricos y una unidad central de procesamiento (CPU, por sus siglas en inglés). Estos se comunican entre sí por medio de líneas eléctricas llamadas buses ya sean de datos, direcciones o control [19].

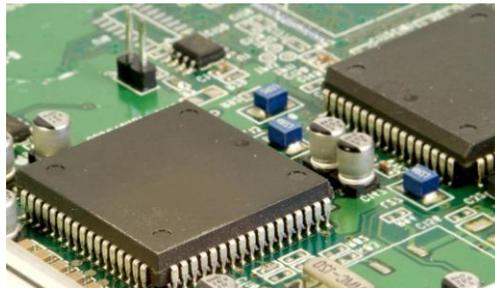


Figura 8. Microcontrolador [20].

El CPU se encarga de obtener las instrucciones del programa desde la memoria, leerlas y ejecutarlas. El uso de un microcontrolador reduce notablemente el tamaño, el volumen y el peso de los equipos.

Motorreductor

Un motorreductor es un dispositivo compacto formado por un reductor y un motor eléctrico. La principal función de un motorreductor se debe al reductor y a sus fases, mientras menor sea la velocidad final de giro de la flecha del motorreductor, más alto será el par, aunque la potencia sea la misma [21]. Este es un componente esencial ya que permitirá la trasmisión de movimiento en el mecanismo.



Figura 9. Motorreductor [21].

Sensores

Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, da una señal de salida en función de la variable medida. Los sensores permiten la medición de magnitudes físicas, trabajan con señales mecánicas, térmicas, magnéticas, electrónicas, ópticas y moleculares [22].

La articulación del tobillo describe un movimiento angular a lo largo de la marcha, por lo que resulta necesario conocer su posición angular, siendo el principal comportamiento que se desea replicar en la prótesis biónica mediante componentes eléctricos y mecánicos [23].

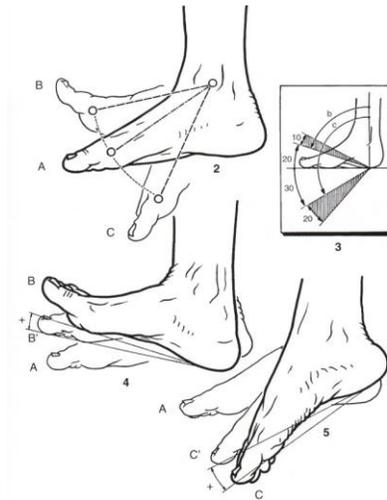


Figura 10. Movimientos de articulación de tobillo [23].

Por ese motivo un acelerómetro es un dispositivo que permite medir aceleraciones, actualmente se pueden encontrar circuitos integrados que realizan mediciones en los ejes X, Y y Z. Son capaces de generar una salida analógica que indica el valor de la aceleración para cada uno de los ejes. Y la implementación de un giroscopio permite medir la velocidad angular, por lo que la implementación de este sensor puede ser favorable.

Existen también sensores casi digitales como los denominados codificadores de posición incremental que contienen un elemento lineal o un disco como se muestra en la Figura 11, que se desplaza junto a la pieza cuya posición se desea determinar, dicho elemento contiene dos zonas, dispuestas de forma alternativa y equidistante, por lo que un incremento en la posición produce un cambio en la salida [24]. La implementación de este sensor conocido también como encoder permite medir la posición angular, velocidad y aceleración de un eje.

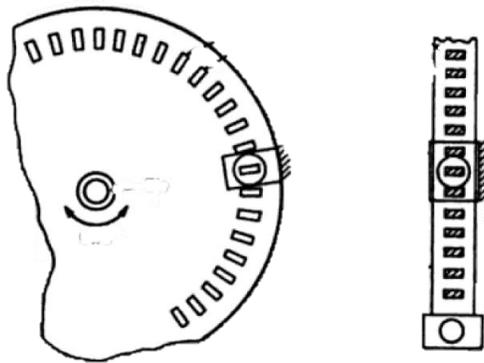


Figura 11. Elemento lineal o disco de codificador de posición incremental [24].

Engranés sinfín y corona

Los engranes de gusano o de tornillo sinfín, son utilizados para la transmisión de movimiento y potencia entre ejes que forman 90° entre sí. La transmisión inicia en el sinfín que tiene aspecto de tornillo, este es el eje que gira por lo general a alta velocidad, impulsa una corona, de aspecto similar al de un engrane helicoidal.

En la Figura 12 se observa la unión de un tornillo sinfín con un engrane de corona que tiene dientes cóncavos y abrazan parcialmente las cuerdas del sinfín, el contacto entre los dos componentes genera la transmisión de potencia [25].



Figura 12. Conjunto de corona y tornillo sinfín [26].

Una consideración importante al momento de instalar es la alineación de sinfín en dirección radial a la corona, esto para aprovechar la acción envolvente de los dientes. En cuanto a la alineación axial se tiene una mayor tolerancia.

Un tornillo impulsor sinfín tiene la capacidad de retener a la corona en una posición fija, si se aplicara un par torsional al eje de la corona el sinfín no permitirá el libre giro debido a que se trabará. Este fenómeno se debe a las fuerzas de fricción

que existen entre los dientes de la corona y la o las roscas que contenga el sinfín. Esta capacidad de retención depende mucho del ángulo de avance, se recomienda uno no mayor que 5° para que la autorretención se garantice. Debido al ángulo de avance tan pequeño se puede llegar a requerir un sinfín con una sola rosca. Esto repercute en la eficiencia de la transmisión llegando incluso a un 60%. Para que el sinfín y la corona puedan engranar correctamente es necesario que el paso axial del sinfín y el paso circular de la corona sean iguales [25].

La implementación de un mecanismo corona-sinfín permitirá emular el movimiento de plantar flexión y dorsiflexión en la prótesis. El movimiento de este mecanismo será accionado por el motorreductor.

Rodamiento

Al usarse un mecanismo de corona-sinfín, es necesario implementar un soporte. Un rodamiento permite un movimiento relativo entre dos elementos del mecanismo, en el que son soportadas una o más cargas, simultáneamente.

Existen diferentes tipos de rodamientos que se observan en la Figura 13, a) de ranura profunda, b) con ranura de entada para las bolas, c) de contacto angular, d) protegido, e) sellado, f) rodillo recto, g) rodillo esférico (empuje), h) rodillo cónico, i) autoalineación externa, j) con doble fila, k) autoalineante, l) de empuje, m) de empuje autoalineante, n) de agujas, ñ) rodillo cónico, o) rodillo cónico de ángulo agudo [25].

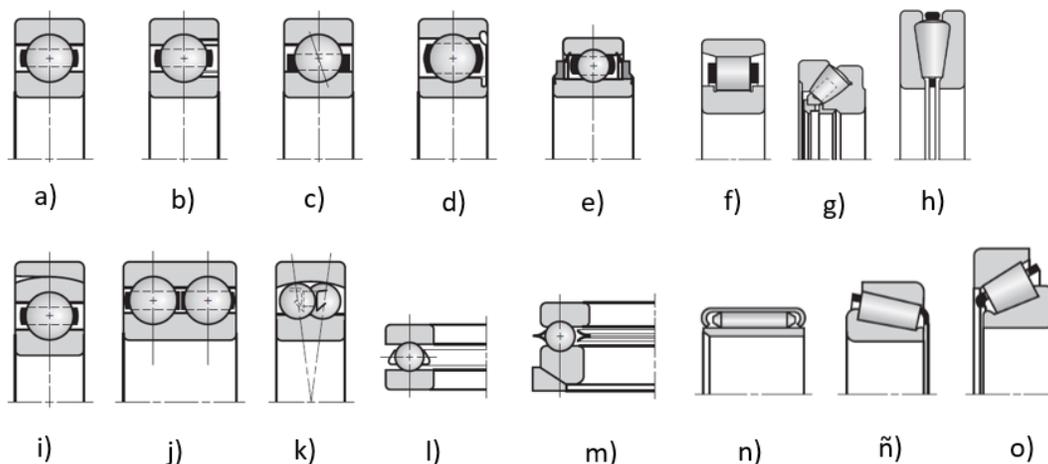


Figura 13. Tipos de rodamientos [25].

Las principales consideraciones al momento de seleccionar un rodamiento son las cargas a las que será sometido. Dependiendo de la configuración de este puede presentar mejores características. La implementación del diseño propuesto para la prótesis biónica requiere un rodamiento capaz de soportar cargas axiales y radiales.

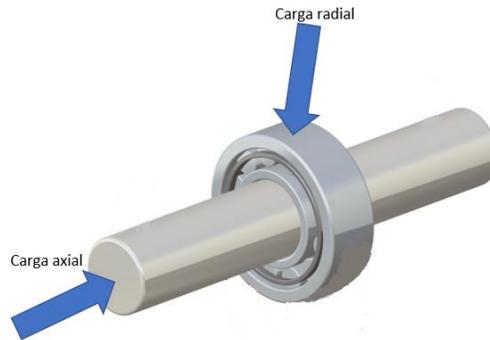


Figura 14. Carga axial y carga radial.

IV. ANTECEDENTES

Dentro de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería Campus Zacatecas (UPIIZ) se presentó la primera etapa de este proyecto como Trabajo Terminal para poder obtener el grado de Ingeniero en Mecatrónica por los entonces estudiantes Juan Ortiz Miranda y Carlos Eduardo Acosta Montoya desarrollando el “Diseño y construcción de una prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial” en 2015. El resultado de este proyecto fue la elaboración de un prototipo funcional de una prótesis que se muestra en las Figuras 14, 15, 16 y 17.



Figura 15. Prototipo funcional conectado a estructura para pruebas.



Figura 16. Vista lateral de prótesis biónica, se muestra en blanco el contenedor con la electrónica del sistema.



Figura 17. Estructura de la prótesis sin componentes electrónicos.



Figura 18. Estructura de la prótesis sin componentes electrónicos, vista lateral.

Este prototipo es un área de oportunidad ya que cuenta con características que se pretenden mejorar, en el desarrollo de este proyecto que conformaría la segunda etapa de la prótesis biónica para pacientes con amputación transtibial.

V. ESTADO DEL ARTE

Existen diferentes prótesis que actualmente están en desarrollo o en el mercado, a continuación, se muestran algunas de las más representativas.

1. Prótesis biónica de tobillo-pie

Se ha desarrollado una prótesis biónica que emula la función de un tobillo-pie biológico durante la marcha. La prótesis biónica tobillo y pie ha sido diseñada con componentes pasivos y activos que facilitan la generación de trabajo neto positivo en la articulación protésica del tobillo durante la marcha. La base de la prótesis consta de un pie compuesto de fibra de carbono que se muestra en la Figura 19 [27].

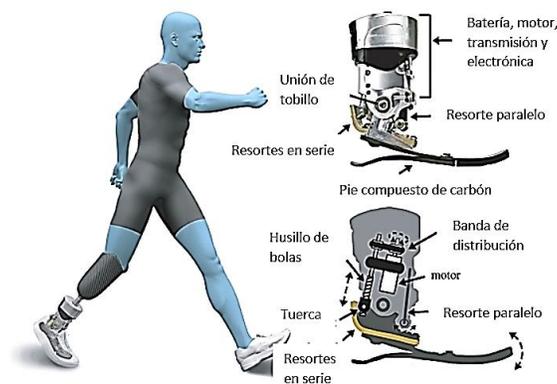


Figura 19. Prótesis biónica de tobillo-pie [22].

La configuración general es autónoma. Todos los componentes electrónicos y una batería de polímero de litio que proporciona energía al motor están alojados dentro de la prótesis. Sus creadores compararon los costos de energía metabólica, las velocidades óptimas y los patrones biomecánicos de siete personas con una amputación transtibial unilateral, utilizando una prótesis biónica, y el uso de su propia prótesis elástica pasiva, con las de siete no amputados durante la marcha. En comparación con el uso de una prótesis elástica pasiva, alternativa anterior a las prótesis biónicas, el uso de la prótesis biónica disminuyó el costo metabólico en un 8%, aumentó el trabajo mecánico de la pierna protésica en un 57% y disminuyó el trabajo mecánico de la pierna biológica en un 10%.

2. Prótesis biónica de rodilla

Para desarrollar una rodilla artificial controlada por un microprocesador se centró en la combinación de microelectrónica y nanotecnología que funciona aprendiendo los pasos del usuario a medida que avanzan. Se encuentra disponible en el mercado como "Rheo Knee". La rodilla Rheo Knee contiene sensores incorporados que pueden medir el grado de doblez de la rodilla, así como la cantidad de fuerza que el usuario aplica mientras camina. Posteriormente un chip de computadora analiza el

caminar del usuario y adapta, en consecuencia y continuamente, el movimiento y la resistencia de la rodilla. Se realizó un análisis biomecánico comparativo de varias articulaciones de rodilla protésicas controladas por microprocesador, se evaluaron e identificaron las diferencias funcionales de 4 articulaciones que se muestran en la Figura 20, C-Leg, Hybrid Knee (también llamada Energy Knee), Rheo Knee y Adaptive 2. La comparativa muestra que la prótesis Rheo Knee proporciona suficiente extensión terminal; sin embargo, las resistencias a la flexión de la fase de oscilación parecen ser demasiado bajas. Los valores del consumo de energía metabólica muestran sólo ligeras diferencias durante el nivel de marcha. Este consumo no varía significativamente entre las rodillas probadas. Estudios de estas articulaciones, muestran que la fase de balanceo durante la marcha nivelado con Rheo Knee, era más fácil para el usuario que con C-Leg, especialmente para amputados con miembros residuales transfemorales cortos [27].



Figura 20. Prótesis de rodilla controladas por microprocesador, C-Leg, Rheo Knee, Hybrid Knee y Adaptive 2 (De izquierda a derecha) [27].

3. Prótesis biónica de pierna

El proyecto EU FP7, CYBERLEGS (*The cybernetic lower-Limb cognitive ortho prosthesis*), tiene como objetivo global, científico y tecnológico, el desarrollo de un sistema cognitivo artificial para el reemplazo funcional de miembros inferiores transfemorales, así como la asistencia en actividades cotidianas. Es un sistema robótico constituido por una pierna artificial cognitiva activa para el reemplazo funcional de la extremidad amputada y una órtesis activa para poder ayudar a la extremidad sana contralateral. Permite al amputado caminar hacia adelante y hacia atrás, subir y bajar escaleras, moverse de un lugar a otro y pararse para sentarse con un mínimo esfuerzo cognitivo y energético, este proyecto se muestra en la Figura 21 [27, 28].



Figura 21. Prótesis biónica de pierna. Proyecto EU FP7 CYBERLEGS [27, 28].

VI. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1. Descripción del trabajo propuesto

El proyecto consistió en rediseñar y construir una prótesis para miembro inferior para pacientes con amputación transtibial, que pueda ser usado en pierna derecha o izquierda sin distinción, conformada por materiales ligeros y resistentes, que permitan la unión de la prótesis con la pierna por medio de un acoplamiento personalizado al paciente para ensamble con el socket.

La prótesis, esta destinada a pacientes adultos (entre 18 y 65 años) con dimensiones y peso promedio de la población mexicana de sexo masculino, al ser los datos de la población femenina de menor magnitud, al cubrir especificaciones de la población masculina, también cubre para la población femenina [29].

Las dimensiones de la prótesis deben asemejar a la extremidad amputada del paciente. Así mismo permitir la movilidad y funcionamiento, dentro de las posibilidades, lo más parecido a la marcha natural de una persona.

El rediseño de la parte mecánica se enfocó en modificar algunas piezas estructurales de la prótesis que permita funcionar de manera similar a la articulación de tobillo. Una reorganización y el acoplamiento de nuevos de componentes que permiten un diseño más compacto. De manera similar en la parte electrónica se deberá reducir espacio por medio de la implementación o reemplazo de componentes, así como un reacomodo en ellos.

2. Productos o resultados esperados

Al terminar el proyecto se tendrá una prótesis biónica de pie mejorada, que facilite al paciente caminar en marcha natural. Logrando una optimización de diseño con base en el espacio disponible sin afectar la estética y funcionalidad. Esta prótesis servirá como base de investigación y desarrollo a la empresa PROBIONICS S.A. de C.V. para futuras prótesis de pierna buscando mejoras en sofisticación, adaptabilidad y personalización a cada paciente, se podrá usar el documento con fines educativos o didácticos.

VII. DESARROLLO DEL TRABAJO

1. Identificación de necesidad

El diseño y construcción de prótesis de miembro inferior en México representa una gran área de oportunidad, por las siguientes razones:

1. No existen suficientes empresas que se dediquen al desarrollo de prótesis de miembro inferior.
2. Las prótesis en el mercado mexicano son extranjeras y de altos costos, o bien, rudimentarias.

Para dar continuación al trabajo de la prótesis desarrollado dentro de la UPIIZ en 2015 es necesario conocer las condiciones con las que cuenta el prototipo. A continuación, se presenta la condición actual del dispositivo, sus retos y algunas modificaciones esperadas. En la Figura 22 se muestra dicha prótesis desde distintos ángulos, de esta manera se conoce y documenta con base en qué se trabajará.

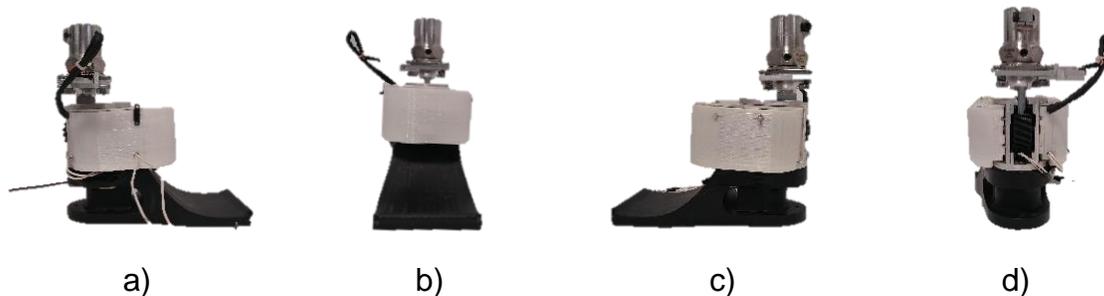


Figura 22. Prótesis biónica desarrollada dentro de la UPIIZ en 2015, de izquierda a derecha a) vista lateral derecha b) vista frontal c) vista lateral izquierda d) vista trasera.

La prótesis presenta algunos componentes electrónicos expuestos, que por un mal uso, accidente o movimiento brusco podrían dañarse. En la Figura 23 se observan los componentes electrónicos expuestos, en el inciso a) se observa el giroscopio y su base expuesta, así como en el inciso b) se observar el motor descubierto.



Figura 23. Prótesis vista de arriba y abajo.

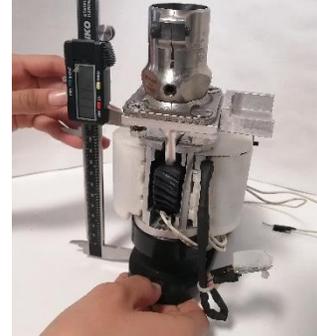
La prótesis cuenta con espacio bastante amplio para la electrónica, los componentes están separados dejando un amplio espacio entre sí. Además, cuenta con algunos cables externos que pueden dificultar el funcionamiento de la prótesis, para lo cual se pretende generar un diseño que permita tener el mínimo de componentes expuestos y mantener en un espacio más compacto.



Figura 24. Componentes electrónicos de la prótesis, en a) se muestra el espacio de la electrónica cubierto. En b) se muestra el espacio de electrónica descubierto, se pueden observar los componentes y espacios que lo conforman.

Se realizó la medición con un vernier digital de algunos elementos críticos que componen la prótesis el día 04 de diciembre de 2019, la Tabla 3 muestra las medidas.

Tabla 3. Medidas importantes de la prótesis.

Imagen	Componente	Dimensión (mm)
	Largo de la caja de componentes electrónicos.	110.97
	Ancho de la caja de componentes electrónicos.	97.78
	Altura de la base de la prótesis hasta la tapa de la caja de componentes electrónicos.	111.92
	Altura de la base de la prótesis hasta donde termina el soporte de aluminio.	118.93

Es importante mencionar que el prototipo carece de algún código y sistema de control, en el documento existente del trabajo se expresa el funcionamiento, sin embargo, no está registrado y no se cuenta con algún manual de usuario.

2. Análisis de necesidad

En esta sección se hace un análisis de la necesidad a mayor profundidad esquematizando las etapas generales de cómo fue cubierta la necesidad. Para realizar el análisis se seleccionó la herramienta IDEF-0, la cual permite representar la necesidad como un sistema e interpretar sus funciones principales de manera jerárquica. Este método permite establecer y observar de manera general limitaciones, detalles, recursos y componentes esenciales, entradas y salidas respetando una secuencia en el proceso.

IDEF-0

En la Figura 25 se observa el primer nivel del diagrama IDEF-0 donde las entradas al sistema de la prótesis son el ciclo de marcha y es controlado por la posición y por el sistema mecatrónico, se observan también los mecanismos que rigen el sistema como la fuente de alimentación, el microcontrolador, el sensor, el actuador y el sistema de transmisión mecánica. Obteniendo como salida del sistema un movimiento similar a la marcha natural.

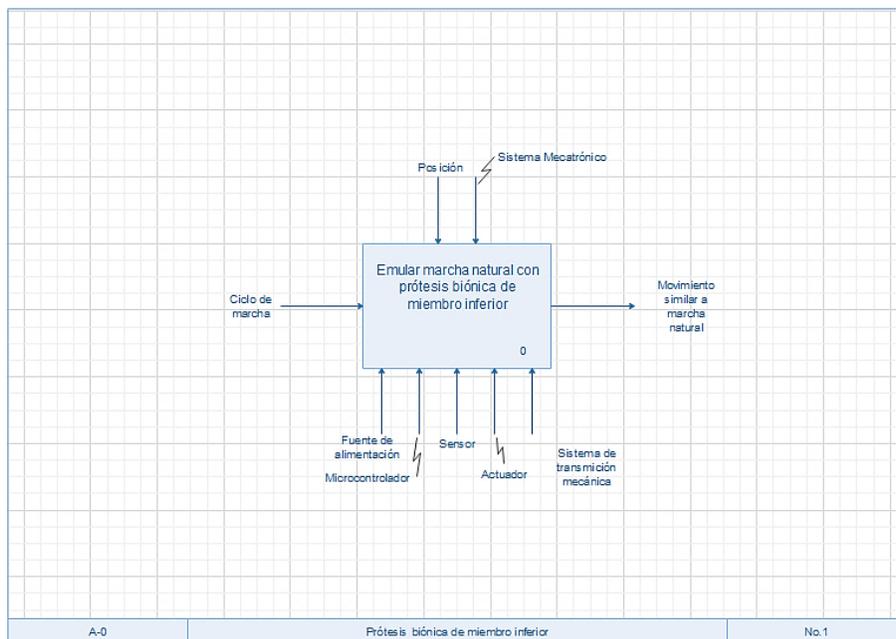


Figura 25. Diagrama A-0, IDEF-0.

En el siguiente nivel del diagrama IDEF-0, se observan en manera de subsistema las etapas necesarias para generar un movimiento semejante de la marcha natural. Donde la primera etapa es detectar la posición de la prótesis e identificar la etapa del ciclo de marcha, seguido de un procesamiento de señal que active una reacción para generar el movimiento deseado, se observa en la Figura 26.

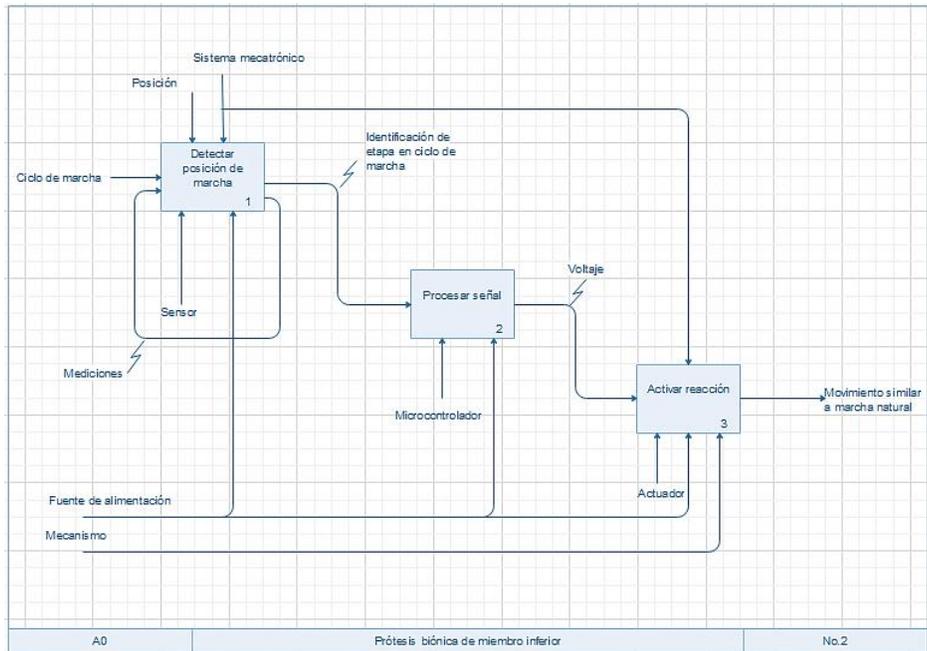


Figura 26. Diagrama A0, IDEF-0.

En la Figura 27 se detecta la posición en un determinado instante, y se identifica la fase correspondiente del ciclo de marcha que está siendo realizado.

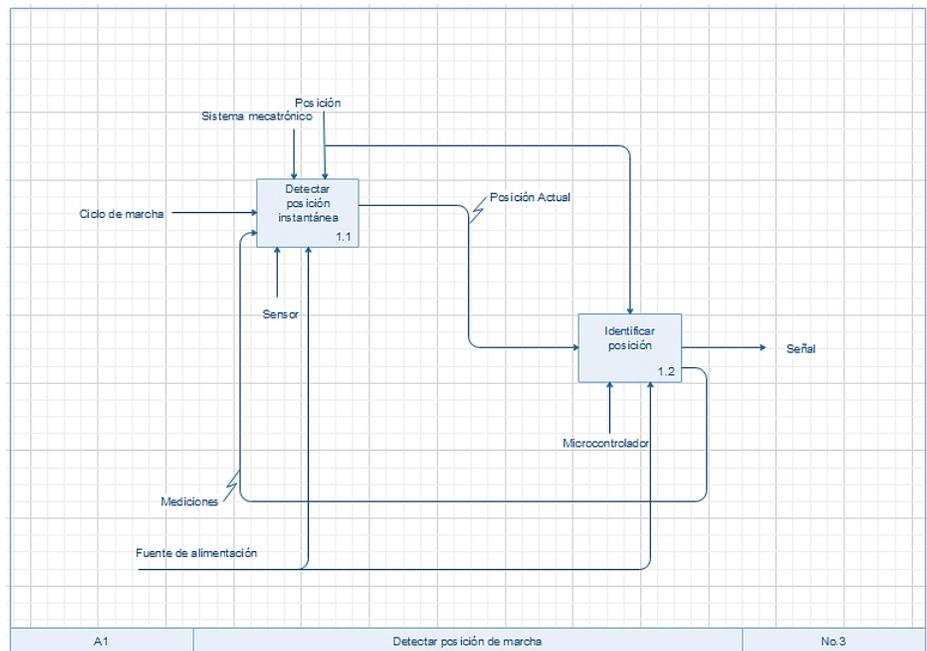


Figura 27. Diagrama A1, IDEF-0.

En el procesamiento de la señal, que se muestra en la Figura 28, primero se debe de leer la señal que identifica la posición, después se filtra la señal para poder

trabajarla, terminado con el envío de una señal por medio de voltaje para activar la etapa siguiente.

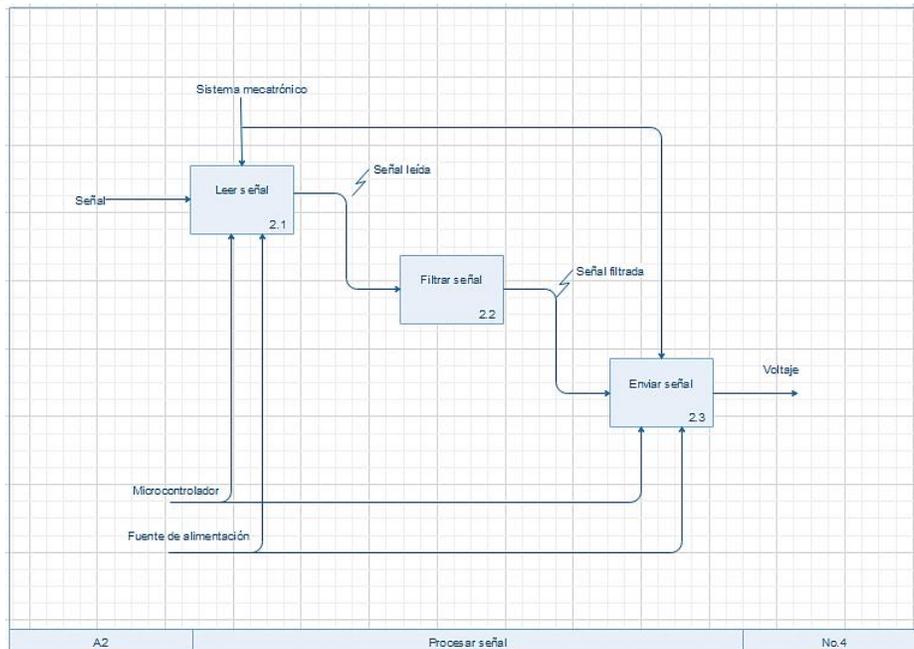


Figura 28. Diagrama A2, IDEF-0.

El último subsistema es la activación de una reacción, conformada por: recibir la señal y accionar el motor de la articulación del tobillo generando la modificación de la posición de la prótesis, ayudando a obtener un caminado más natural, Figura 29.

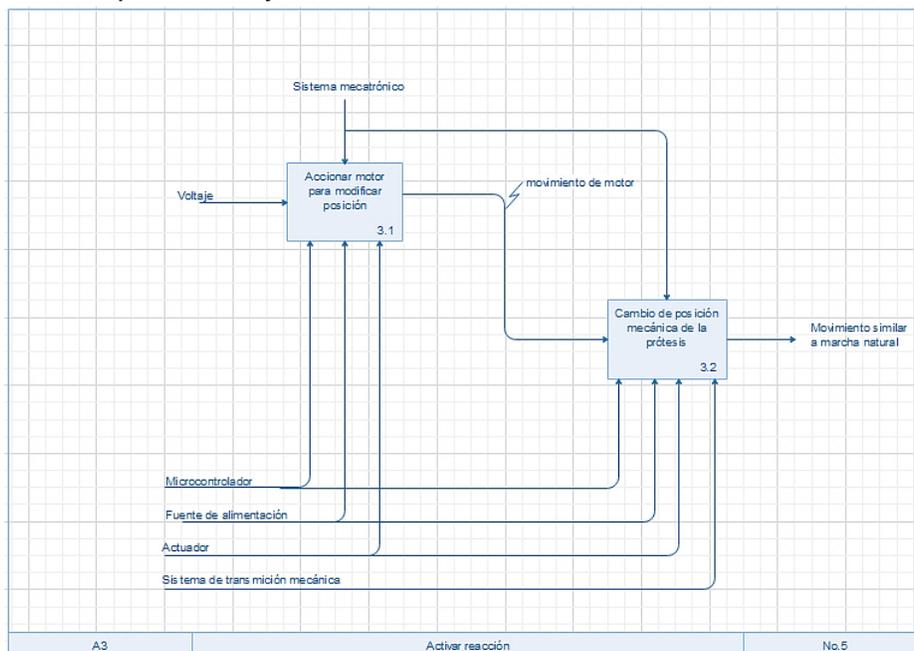


Figura 29. Diagrama A3, IDEF-0.

3. Preparación de especificaciones

En esta sección se presentan las especificaciones del sistema según las necesidades y observaciones del cliente. El día 4 de diciembre de 2019 hubo comunicación con el director general de PROBIONICS S.A. de C.V. el Ingeniero Luis Armando Bravo Castillo y uno de los asesores del proyecto, que permitió establecer los requerimientos del sistema.

Requerimientos del sistema

Al ser un rediseño se espera conservar en esta etapa el mecanismo de tornillo y sinfín, con la finalidad de en un futuro implementar otro mecanismo de articulación. Por medio de análisis, el rediseño será en los siguientes componentes:

1. Estructura del pie y articulación:

Se deberán considerar tres posibles diseños y analizar las mejores cualidades de cada uno y obtener un comparativo metatarsofalángico entre un sistema real (pie) y uno artificial (prótesis) y seleccionar las mejores características e implementarlas en los tres diseños. Los diseños de estudio son los siguientes:

- 1.- Articulado en falange-tobillo.
- 2.- Estructura rígida o flexible, no articulado.
- 3.- Biónico, similar al proyecto existente.

2. Materiales:

Proponer cambio de materiales y seleccionar los que mejor se adapten a las necesidades tomando en cuenta la disponibilidad y fácil acceso que se tenga a cada uno de ellos. Considerando la impresión 3D de materiales resistentes como ónix y ónix con fibra de carbono.

3. Estética y espacio:

Generar un diseño más compacto (principalmente en el sistema electrónico), haciendo uso eficiente del espacio y mantener el cableado, espacio para baterías y sensores de manera interna, ya que en el modelo actual algunos de estos elementos son inexistentes o se encuentran instalados de manera externa. Buscar una manera adecuada de modificar la unión directa entre la prótesis y el socket dependiendo del nivel de amputación del usuario y permitir una marcha natural en actividades cotidianas. Se busca generar en un futuro un diseño donde el cliente tenga la libertad de usar la prótesis de manera discreta (ocultándola) o no. Por lo que se propone modificar la suela para uso en contacto con el suelo o en contacto a un pie prostético, o zapato.

4. Especificaciones en términos del cliente

En síntesis, todas las especificaciones se pueden representar en Tabla 4, considerando necesidades previas y actuales de la prótesis. Las necesidades se ponderan de acuerdo con la importancia de cada una en un rango del 1 al 5, siendo 1 lo más importante.

Tabla 4. Necesidades de la prótesis para miembro inferior.

No.		Necesidad	Importancia relativa
1	El sistema	Debe soportar el peso y fuerza que se aplique por el usuario.	1
2	El sistema	Debe ser lo más estético y antropomórfico posible.	4
3	El sistema	Debe ser económico y seguir los principios de PROBIONICS S.A de C.V. siendo accesible principalmente a la sociedad mexicana.	3
4	El sistema	Debe ser ergonómico y cómodo para evitar lesiones al paciente.	2
5	El sistema	Debe permitir una marcha natural del paciente en actividades cotidianas.	2
6	El sistema	Debe ser seguro para el paciente.	1
7	El sistema	Debe ajustarse a diferentes niveles de amputación transtibial, según la necesidad del paciente.	2
8	El sistema	Debe ser ligero y similar al peso del miembro original del paciente	3
9	El paciente	Debe aprender a usar la prótesis	3

Lista de métricas

La lista de métricas refleja, el grado en el que el producto satisface las necesidades del cliente o consumidor, lo que permite traducir las necesidades del consumidor en un conjunto de especificaciones precisas y poder satisfacerlas. Las métricas del sistema y las variables deben ser prácticas y cuantificables en criterios populares para una comparación en el mercado. En la Tabla 5 se muestran la lista de métricas y se elabora con la relación de la tabla de necesidades (Tabla 4) y las métricas que caracterizan a cada necesidad.

Tabla 5. Lista de métricas de las necesidades.

No.	No. De necesidad	Métrica	Importancia
1	1,6,8	Peso de usuario	4
2	4,5,8	Peso de prótesis	3
3	2,7	Longitud del socket	4
4	2,4,7	Altura máxima de prótesis	1
5	2,4,7,8	Dimensiones del miembro faltante	3
6	1,5,6	Velocidad de avance	1
7	3,5,6	Tiempo de procesamiento de señales	3
8	5,9	Tiempo de recarga	3
9	4,5,9	Tiempo máximo de uso por el usuario	3
10	4,5,6	Duración de la batería	2
11	2,3	Costo de manufactura	1
12	2	Estética	1
13	6,9	Rango de movimientos	1

Matriz de necesidades y métricas

Para conocer de una manera más completa las necesidades del sistema a desarrollar, se crea una matriz de necesidades y métricas que ayuda a identificar cómo se podrá medir el desarrollo del proyecto. Los resultados obtenidos se observan en la Tabla 6.

Tabla 6. Métricas y necesidades del sistema.

Métricas													
Necesidades	Peso de usuario	Peso de prótesis	Longitud del socket	Altura máxima de prótesis	Dimensiones del miembro faltante	Velocidad de avance	Tiempo de procesamiento de señales	Tiempo de recarga	Tiempo máximo de uso por el usuario	Duración de la batería	Costo de manufactura	Estética	Rango de movimientos
El sistema debe soportar el peso y fuerza que se aplique por el usuario.	X					X							
El sistema debe ser lo más estético y antropomórfica posible.			X	X	X					X	X		
El sistema debe ser económico y seguir los principios de PROBIONICS S.A de C.V. siendo accesible principalmente a la sociedad mexicana.							X			X			
El sistema debe ser ergonómico y cómodo para evitar lesiones al paciente.		X		X	X			X	X				
El sistema debe permitir una marcha natural del paciente en actividades cotidianas.		X				X	X	X	X	X			
El sistema debe ser seguro para el paciente.	X					X	X		X				X
El sistema debe ajustarse a diferentes niveles de amputación transtibial, según la necesidad del paciente.			X	X	X								
El sistema debe ser ligero y similar al peso del miembro original del paciente.	X	X		X									
El paciente debe aprender a usar la prótesis.							X	X					X

Tabla comparativa de competidores

En la Tabla 7 se muestra la comparación de los productos existentes en el mercado y permite observar desde el punto de vista del cliente. Se basa en seis modelos enfocados a tres diseños, dos modelos de prótesis comparando solamente la estructura de la prótesis siendo el modelo de tobillo no articulado, otros dos modelos se comparan por tener tobillo articulado y ser más sofisticados y los últimos dos modelos se comparan por ser prótesis de tobillo biónico. Las prótesis seleccionadas son de diferentes marcas. Todas las prótesis siguientes se pueden cubrir con un pie protésico para ocultar la prótesis, brindando al usuario la libertad de elegir su apariencia.

Tabla 7. Prótesis de competidores seleccionados.

Imagen	Nombre y Fabricante	Características
	Empower Ankle BIONX/ Ottobock	Tipo de actividad: bajo a alto. Terreno: escaleras y superficies planas e inclinadas. Peso máximo del usuario: NM. Batería: litio. Tiempo de uso: 8 horas aproximadamente. Tiempo de carga: 90 minutos. Características: sensores en tiempo real y brinda energía de propulsión por medio de actuadores, reemplazando el esfuerzo que los músculos gastrocnemio y sóleo proveen. Usa una interfaz en una tableta por medio de bluetooth para establecer y configurar los parámetros del paciente y de la marcha, el programa registra los movimientos del paciente. Aplicación: BIOM [30] [31].
	Proprio foot Össurs	Tipo de actividad: bajo a moderado (caminata suave y con velocidad constante y cambios en la velocidad de la marcha). Terreno: escaleras y superficies planas e inclinadas. Peso máximo del usuario: NM. Batería: integrada. Tallas: 22-30. Peso del pie: 1.5 kg incluyendo la cobertura de pie. Altura de talón regulable: hasta 50 mm.

		<p>Peso añadido al sistema: 130 g aproximadamente (unión, socket, tubo). Altura de montaje perfil estándar: 180 mm. Características: Tobillo flexible controlado por microprocesador, resistente a condiciones climáticas adversas, altura de talón regulable, dedo separado para sandalia, producto a prueba de agua. Aplicación: Össur Logic para control, ajustes e información [32].</p>
	<p>Pro-Flex Pivot Össurs</p>	<p>Tipo de actividad: bajo a moderado. Terreno: escaleras y superficies planas e inclinadas. Nivel de amputación: transfemoral y transtibial. Peso máximo del usuario: 125 kg. Batería: NA. Tallas: 22-30. Peso del pie: 920 g. Altura de talón regulable: hasta 50 mm. Peso añadido al sistema: 75 g aproximadamente (unión, socket, tubo). Altura de montaje perfil estándar: 180 mm. Características: Permite movimiento del tobillo de 27°, el pie imita muy de cerca la biomecánica regular, evita la carga al pie funcional en un 11%. Aplicación: NA [33].</p>
	<p>Pro-flex XC Össurs</p>	<p>Tipo de actividad: bajo a alto Terreno: escaleras y superficies planas e inclinadas. Nivel de amputación: transfemoral y transtibial. Peso máximo del usuario: 166 kg. Batería: NA. Tallas: 22-30. Peso del pie: 670 g incluyendo la cobertura de pie. Peso añadido al sistema: 91 g aproximadamente (unión, socket, tubo). Altura de montaje perfil estándar: 155 mm. Características: dedo separado para sandalia, talón absorbe energía y quilla de fibra de carbono separada que da soporte y estabilidad. Aplicación: NA [34].</p>

	<p>Triton 1c60 Ottobock</p>	<p>Tipo de actividad: bajo a alto. Terreno: escaleras y superficies planas e inclinadas, permite practicar deportes. Nivel de amputación: transfemoral y transtibial. Peso máximo del usuario: NM. Batería: NA. Tallas: 22-30. Peso del pie: 1.5 kg incluyendo la cobertura de pie. Altura de talón regulable: hasta 50 mm. Peso añadido al sistema: 130 g aproximadamente (unión, socket, tubo). Altura de montaje perfil estándar: 180 mm. Características: tres resortes interconectados, punta el pie separada, almacenamiento y retorno de energía mecánica. Aplicación: NA [35].</p>
	<p>Senator Freedom Innovations/ Maverick Xtream AT</p>	<p>Tipo de actividad: bajo a alto Terreno: escaleras, superficies planas e inclinadas y permite practicar deportes. Nivel de amputación: transfemoral y transtibial. Peso máximo del usuario: 136 kg. Batería: NA. Tallas: 22-31. Peso del pie: 520, 655, 780 (g) incluyendo la cobertura de pie, depende de la altura. Altura de talón: 10 mm. Peso añadido al sistema: NA. Altura de montaje perfil estándar: 130 mm, 140 mm, 152 mm. Características: diseño de quilla dividida, estabilidad en terrenos irregulares, fibra de vidrio aeroespacial, diseño innovador de talón, pie personalizable, seis categorías de rigidez, fácil acoplamiento. Aplicación: NA [36].</p>

NA: No aplica. NM: No se menciona.

En la Tabla 8 se observa una comparación entre las prótesis existentes en el mercado y como cada uno de los modelos cumplen las necesidades especificadas para el desarrollo de este proyecto, evaluando en cada uno de ellos con asteriscos del uno al cinco según su desempeño.

Tabla 8. Comparativa de competidores.

	Necesidad	IR	The em-POWER ankle	Proprio Foot	Proflex Pivot	Proflex XC	Triton 1c60	Senator
1	Debe soportar el peso y fuerza que se aplique por el usuario.	1	*****	*****	*****	*****	*****	*****
2	Debe ser lo más estético y antropomórfico posible.	4	****	*****	*****	*****	*****	***
3	Debe ser económico y siguiendo los principios de PROBIONICS S.A de C.V. siendo accesible principalmente a la sociedad mexicana.	3	-	-	-	-	-	-
4	Debe ser ergonómico y cómodo para evitar lesiones al paciente.	2	*****	*****	****	****	***	***
5	Debe permitir una marcha natural del paciente en actividades cotidianas.	2	*****	*****	*****	*****	*****	*****
6	Debe ser seguro para el paciente.	1	*****	*****	*****	*****	*****	*****
7	Debe ajustarse a diferentes niveles de amputación transtibial, según la necesidad del paciente.	2	***	***	***	***	*****	*****
8	Debe ser ligero y similar al peso del miembro original del paciente.	3	-	*****	****	****	***	***
9	Debe aprender a usar la prótesis.	3	*****	*****	****	****	*****	*****

Valores marginales aceptables y valores ideales

Se establece una serie de valores que se observan en la Tabla 9, los cuales sirven como una guía de diseño, estableciendo rangos de valores aceptables relacionados con las necesidades a satisfacer.

Tabla 9. Valores marginales e ideales.

No.	No. Necesidades	Métrica	Importancia	Valor marginal	Valor ideal
1	1, 6, 8	Peso de usuario	4	80 kg	<97.66 kg
2	4, 5, 8	Peso de prótesis	3	1.5 kg	1.8 kg
3	2, 7	Longitud del socket	4	26 mm	20-24 mm
4	4,5,6	Plantar-flexión permitida		30-40°	30°
5	4,5,6	Dorsiflexión permitida		20-30°	25°
6	2, 4, 7	Altura máxima de prótesis	1	20 cm	10-15 cm
7	2, 4, 7, 8	Altura de miembro faltante	3	20 a 37.4 cm	22-38 cm
8	1, 5, 6	Velocidad de avance	1	1.472 m/s	1 m/s
9	3, 5, 6	Tiempo de procesamiento de señales	3	20 MIPS	20 MIPS
10	5,9	Tiempo de recarga	3	2 horas	1-2 horas
11	4,5,9	Tiempo máximo de uso por el usuario	3	5 horas	8 horas
12	4,5,6	Duración de la batería	2	5 horas	8 horas
13	2,3	Costo de manufactura	1	8000	<10,000 pesos
14	2	Estética	1	*	*
15	6, 9	Rango de movimientos	1	20° a 40°	30° a -50°

*Al no contar con una unidad para medir la estética, los valores se basan en un diseño que no exceda por mucho las dimensiones de una pierna humana.

Limitaciones

Una de las principales limitaciones del diseño de la prótesis es que no se planea para un paciente en específico, ya que debe de ser algo personalizado pero estándar al mismo tiempo, por lo que establecer dimensiones y velocidad de avance en marcha natural dependen del paciente particular, por lo cual los diseños se basarán respetando cierto rango de bibliografías.

5. Diseño conceptual

Pensamiento divergente

En esta etapa de proceso creativo se realizó una lluvia de ideas de algunos factores importantes a considerar de la prótesis, para cada uno de los tres diseños que se muestran en las Figuras 30, 31 y 32.

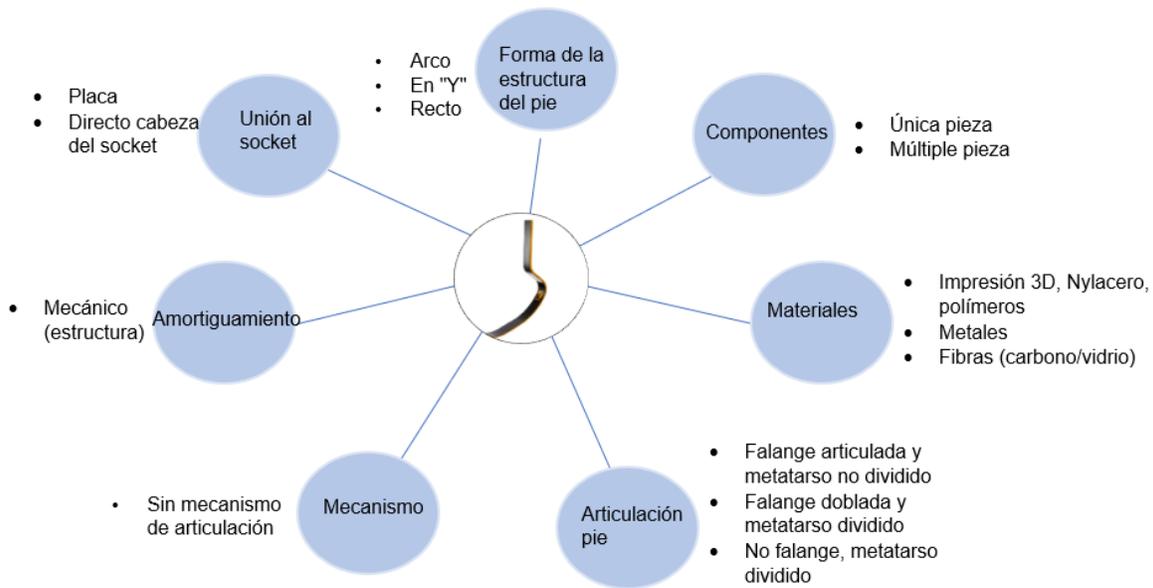


Figura 30. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 1, "Tobillo no articulado".

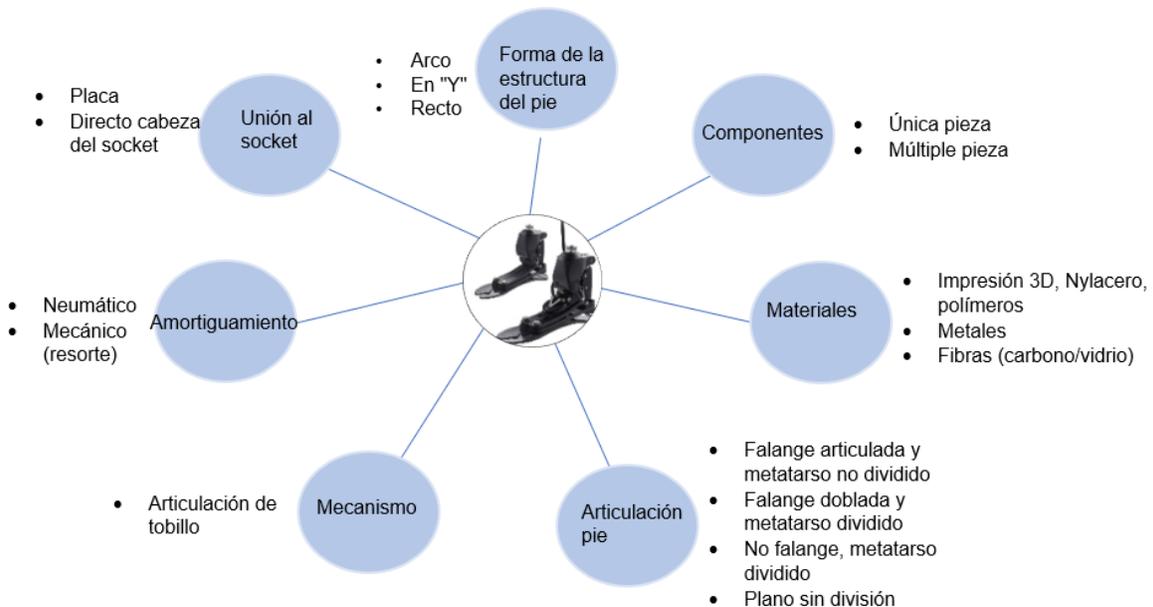


Figura 31. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 2, "Tobillo articulado".

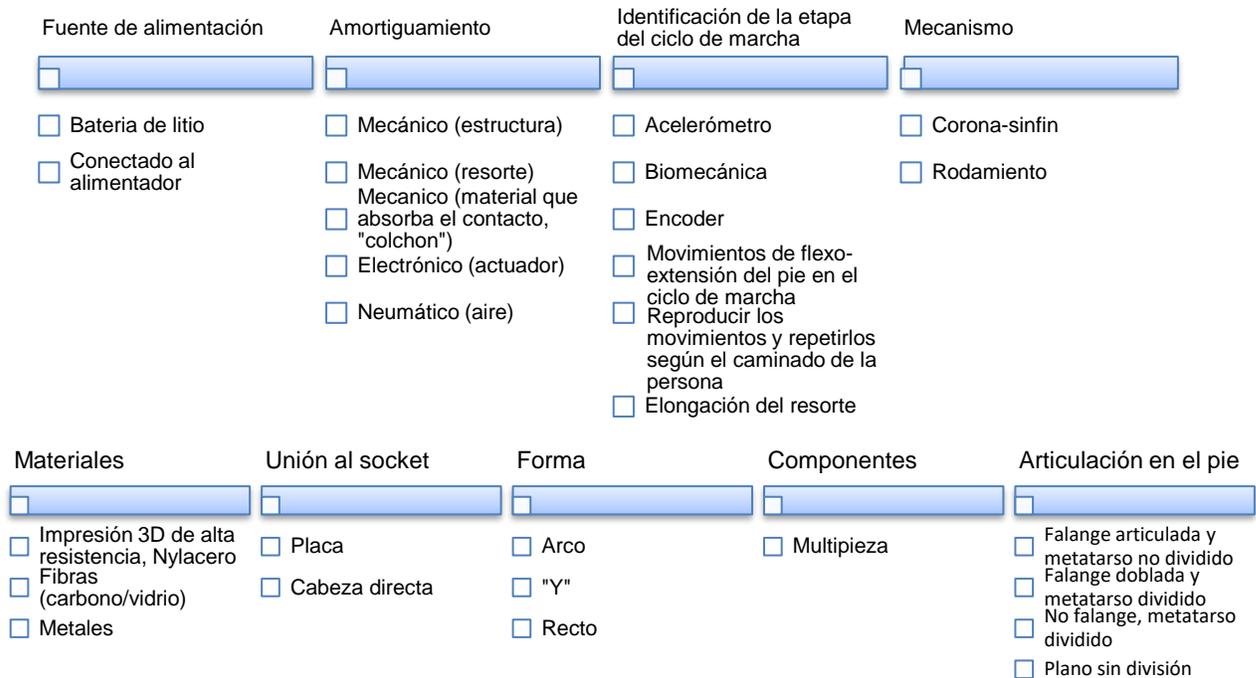


Figura 32. Diagrama resultado de lluvia de ideas, diseño 3, "Tobillo biónico".

Pensamiento convergente

1. Análisis morfológico

En esta etapa del proceso se aterriza la lluvia de ideas en componentes concretos, analizando las partes que componen a través de una lista de atributos que se ingresan en una matriz (caja morfológica) con cada una de las categorías creadas.

2. Cajas morfológicas

Esta herramienta permite agrupar en categorías cada una de las ideas desarrolladas en el pensamiento divergente. Permitiendo así un análisis de las distintas ideas y poder formular diseños diferentes.

Tabla 10. Caja morfológica diseño 1, "Tobillo no articulado".

Amortiguamiento	Mecánico (estructura)			
Articulación del pie	Falange articulada y metatarso no dividido	Falange doblada y metatarso dividido	Sin falange y metatarso dividido	Plano sin división
Componentes	Una pieza	Múltiples piezas		
Forma	Arco	"Y"	Recto	
Materiales	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Fibras (vidrio/carbono)	Metales	
Mecanismo	Sin mecanismo de articulación			
Unión al socket	Placa	Cabeza directa		

Tabla 11. Caja morfológica diseño 2, "Tobillo articulado".

Amortiguamiento	Mecánico (resorte)	Neumático (aire)		
Articulación del pie	Falange articulada y metatarso no dividido	Falange doblada y metatarso dividido	Sin falange y metatarso dividido	Plano sin división
Componentes	Una pieza	Múltiples piezas		
Forma	Arco	"Y"	Recto	
Materiales	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Fibras (vidrio/carbono)	Metales	
Mecanismo	Tobillo articulado			
Unión al socket	Placa	Cabeza directa		

Tabla 12. Caja morfológica diseño 3, "Tobillo biónico".

Amortiguamiento	Mecánico (estructura)	Mecánico (resorte)	Neumático (aire)	Mecánico ("colchón")	Electrónico (Actuador)	
Articulación del pie	Falange articulada y metatarso no dividido	Falange doblada y metatarso dividido	Sin falange y metatarso dividido	Plano sin división		
Componentes	Múltiples piezas					
Forma	Arco	"Y"	Recto			
Fuente de alimentación	Batería de Litio	Sin Batería, cableado				
Identificación de la etapa del ciclo de marcha	Análisis biomecánico	Encoder	Flexo-extensión Movimientos	Reproducción de rutina preestablecida	Elongación de resorte	Acelerómetro
Materiales	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Fibras (vidrio/carbono)	Metales			
Mecanismo	Corona-sinfin	Rodamiento				
Unión al socket	Placa	Cabeza directa				

3. Tablas de combinaciones conceptuales

En estas tablas se crean diseños a partir de la combinación de componentes.

Tabla 13. Combinaciones conceptuales, diseño 1.

Amortiguamiento	Articulación del pie	Componentes	Forma	Materiales	Mecanismo	Unión al socket
Mecánico (estructura)	Falange articulada y metatarso no dividido	Única pieza	Arco	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Sin mecanismo de articulación	Placa
	Falange doblada y metatarso dividido	Múltiples piezas	"Y"	Fibras (vidrio/carbono)		Cabeza directa
	Sin falange y metatarso dividido		Recto	Metales		
	Plano sin división					

No. Diseño	Color	Nombre
1	A	DC1.1
2	B	DC1.2
3	C	DC1.3

Tabla 14. Combinaciones conceptuales, diseño 2.

Amortiguamiento	Articulación del pie	Componentes	Forma	Materiales	Mecanismo	Unión al socket
Mecánico (resorte)	Falange articulada y metatarso no dividido	Única pieza	Arco	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Tobillo articulado	Placa
Neumático	Falange doblada y metatarso dividido	Múltiples piezas	"Y"	Fibras (vidrio/carbono)		Cabeza directa
	Sin falange y metatarso dividido		Recto	Metales		
	Plano sin división					

No. Diseño	Color	Nombre
1	A	DC2.1
2	B	DC2.2
3	C	DC2.3

Tabla 15. Combinaciones conceptuales, diseño 3.

Amortiguamiento	Articulación del pie	Componentes	Forma	Fuente de alimentación	Identificación de la etapa del ciclo de marcha	Materiales	Mecanismo	Unión al socket
Mecánico (estructura)	Falange articulada y metatarso no dividido	Múltiples piezas	Arco	Batería de litio	Análisis biomecánico	Impresión 3D alta resistencia, Nylacero, Polímeros	Corona-sinfín	Placa
Mecánico (resorte)	Falange doblada y metatarso dividido		"Y"	Sin batería, cableado	Encoder	Fibras (vidrio /carbono)	Rodamiento	Cabeza directa
Mecánico (colchón)	Sin falange y metatarso dividido		Recto		Flexo-extensión Movimientos	Metales		
Neumático	Plano sin división				Reproducción de rutina preestablecida			
Electrónico (actuador)					Elongación de resorte			
					Acelerómetro			

No. Diseño	Color	Nombre
1	A	DC3.1
2	B	DC3.2
3	C	DC3.3

Diseños conceptuales 1

El diseño conceptual 1.1 presenta una estructura en forma de “Y” con falange doblada y metatarso dividido, con múltiples piezas y acople directo.

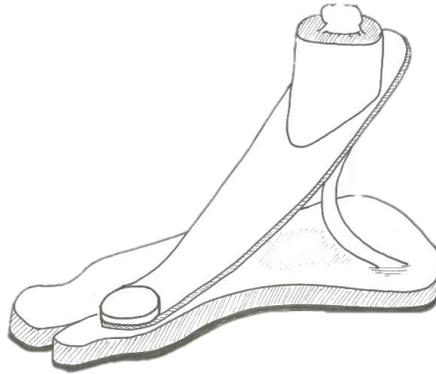


Figura 33. Diseño conceptual 1.1.

El diseño conceptual 1.2 presenta una estructura en forma recta con falange articulada y metatarso no dividido, con múltiples piezas y acople en placa.

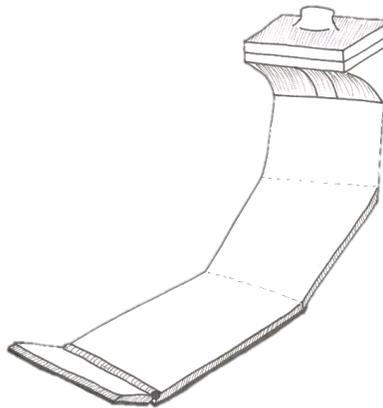


Figura 34. Diseño conceptual 1.2.

El diseño conceptual 1.3 presenta una estructura en forma de arco con no falange y metatarso no dividido, de una pieza y acople directo.



Figura 35. Diseño conceptual 1.3.

Diseños conceptuales 2

El diseño conceptual 2.1 presenta una estructura en forma de arco con falange doblada y metatarso dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado y resorte de amortiguamiento.

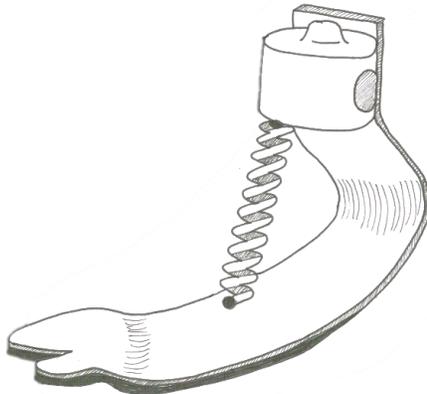


Figura 36. Diseño conceptual 2.1.

El diseño conceptual 2.2 presenta una estructura en forma de “Y” con falange doblada y metatarso dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado y amortiguamiento de colchón.

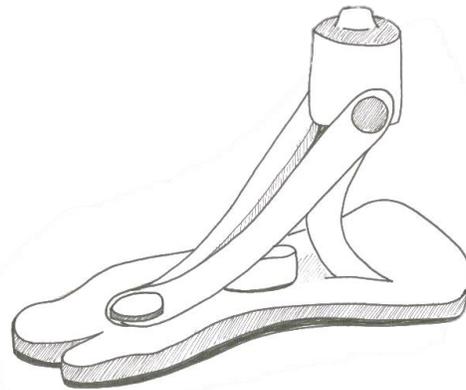


Figura 37. Diseño conceptual 2.2.

El diseño conceptual 2.3 presenta una estructura en forma de “Y” con falange articulado y metatarso no dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado y amortiguamiento neumático.

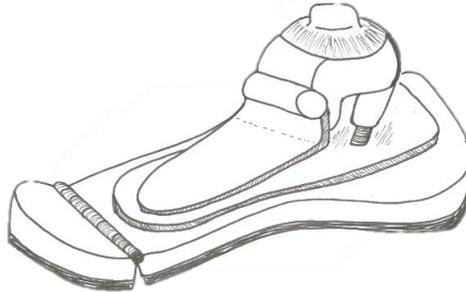


Figura 38. Diseño conceptual 2.3.

Diseños conceptuales 3

El diseño conceptual 3.1 presenta una estructura en forma de “Y” con falange doblada y metatarso dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado con mecanismo de corona y sinfín, baterías, motor, acelerómetro y amortiguamiento de colchón.

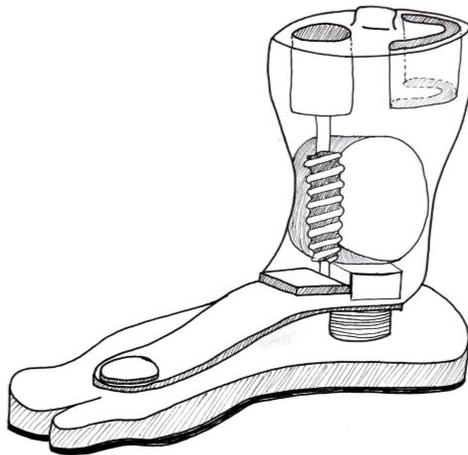


Figura 39. Diseño conceptual 3.1.

El diseño conceptual 3.2 presenta una estructura en forma de “Y” con falange articulada y metatarso no dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado con mecanismo de corona y sinfín, cableado, motor, acelerómetro y amortiguamiento de estructura.



Figura 40. Diseño conceptual 3.2.

El diseño conceptual 3.3 presenta una estructura en forma recta con falange articulada y metatarso no dividido, de múltiples piezas y acople en placa. Con tobillo articulado con mecanismo de corona y sinfín, baterías, motor, acelerómetro y amortiguamiento de estructura.

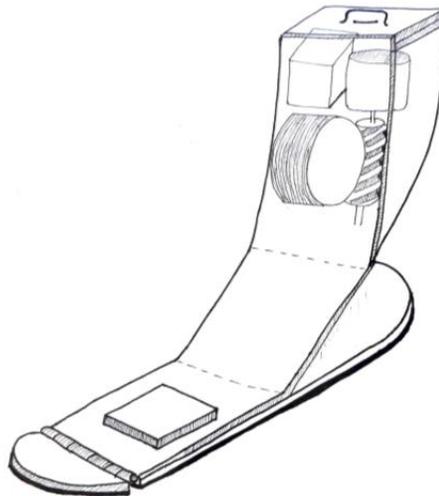


Figura 41. Diseño conceptual 3.3.

6. Selección de la solución adecuada

Para la selección del diseño, se usa la metodología de objetivos ponderados, se crea una lista de los objetivos del diseño, se determinan los pesos relativos de cada objetivo, se define la importancia de cada criterio, generando así una tabla de pertenencia para cada diseño, ya que cada uno es diferente, contando con menos características el primer diseño conceptual que el tercero.

Lista de objetivos

1. Amortiguamiento.
2. Cableado.
3. Ensamble.
4. Ergonomía.
5. Espacio.
6. Estética.
7. Manufactura de piezas.
8. Peso.
9. Seguridad.
10. Velocidad de respuesta.

Para definir la importancia en las tablas de pertenencia se define un 1 ó 0 dependiendo cual represente mayor o menor importancia en el sistema. Si ambos representan la misma importancia se asigna un valor de 0.5 a ambos. Para definir la pertenencia se divide el total de la fila entre el total de puntos obtenidos. La suma de todas las pertenencias debe ser igual a 1.

Tablas de pertenencia

Tabla 16. Tabla de pertenencia DC1.

Criterio de selección	A	B	C	D	E	F	G	Total	Pertenencia
A. Espacio		1	0.5	0.5	1	1	0	4	0.1904
B. Manufactura de piezas	0		1	0	0	0.5	0	1.5	0.0714
C. Peso	0.5	0		1	0	0	0	1.5	0.0714
D. Ergonomía	0.5	1	0		1	1	0	3.5	0.1666
E. Ensamble	0	1	1	0		0	0	2	0.0952
F. Estética	0	0.5	1	0	1		0	2.5	0.1190
G. Seguridad	1	1	1	1	1	1		6	0.2857
								TOTAL	21
									0.9997

Tabla 17. Tabla de pertenencia DC2.

Criterio de selección	A	B	C	D	E	F	G	H	Total	Pertenencia
A. Espacio		1	0.5	0.5	1	1	0	0	4	0.1428
B. Manufactura de piezas	0		1	0	0	0.5	0	0.5	2	0.0714
C. Peso	0.5	0		1	0	0	0	0.5	2	0.0714
D. Ergonomía	0.5	1	0		1	1	0	1	4.5	0.1607
E. Ensamble	0	1	1	0		0	0	0.5	2.5	0.0892
F. Estética	0	0.5	1	0	1		0	0.5	3	0.1071
G. Seguridad	1	1	1	1	1	1		1	7	0.25
H. Amortiguamiento	1	0.5	0.5	0	0.5	0.5	0		3	0.1071
								TOTAL	28	0.9997

Tabla 18. Tabla de pertenencia DC3.

Criterio de selección	A	B	C	D	E	F	G	H	I	Total	Pertenencia	
A. Espacio		1	1	0.5	0.5	1	1	0	0.5	5.5	0.1527	
B. Manufactura de piezas	0		1	1	0	0	0.5	0	0.5	3	0.0833	
C. Cableado	0	0		0	0	0.5	0	0	0	0.5	0.0138	
D. Peso	0.5	0	1		1	0	0	0	0	2.5	0.0694	
E. Ergonomía	0.5	1	1	0		1	1	0	1	5.5	0.1527	
F. Ensamble	0	1	0.5	1	0		0	0	0	2.5	0.0694	
G. Estética	0	0.5	1	1	0	1		0	1	4.5	0.1250	
H. Seguridad	1	1	1	1	1	1	1		1	8	0.2222	
I. Velocidad de respuesta	0.5	0.5	1	1	0	1	0	0		4	0.1111	
										Total	36	0.9996

Tablas de selección

Teniendo las tablas de pertenencia, se asignan ponderaciones relativas a cada una de las posibles soluciones. Representando con un valor numérico el peso de los objetivos de un diseño con relación a los demás, representado en porcentajes.

Excelente	85%
Bueno	65%
Pésimo	45%

Se incluye la pertenencia y pesos en la tabla de selección, esto se obtiene multiplicando la pertenencia por el porcentaje asignado a cada peso.

Tabla 19. Selección diseños conceptuales 1.

Objetivo	DC1.1	DC1.2	DC1.3	PERTENENCIA
Espacio	0.85	0.85	0.85	0.1904
	0.16184	0.16184	0.16184	
Manufactura de piezas	0.85	0.45	0.45	0.0714
	0.06069	0.03213	0.03213	
Peso	0.65	0.85	0.85	0.0714
	0.04641	0.06069	0.06069	
Ergonomía	0.85	0.45	0.65	0.1666
	0.14161	0.07497	0.10829	
Ensamble	0.65	0.65	0.65	0.0952
	0.06188	0.06188	0.06188	
Estética	0.65	0.45	0.65	0.1190
	0.07735	0.05355	0.07735	
Seguridad	0.65	0.65	0.65	0.2857
	0.185705	0.185705	0.185705	
TOTAL	0.735485	0.630765	0.687885	0.9997

Tabla 20. Selección diseños conceptuales 2.

Objetivo	DC2.1	DC2.2	DC2.3	PERTENENCIA
Espacio	0.65	0.85	0.85	0.1428
	0.09282	0.12138	0.12138	
Manufactura de piezas	0.65	0.65	0.65	0.0714
	0.04641	0.04641	0.04641	
Peso	0.65	0.65	0.65	0.0714
	0.04641	0.04641	0.04641	
Ergonomía	0.45	0.85	0.85	0.1607
	0.072315	0.136595	0.136595	
Ensamble	0.65	0.65	0.65	0.0892
	0.05798	0.05798	0.05798	
Estética	0.45	0.65	0.85	0.1071
	0.048195	0.069615	0.091035	
Seguridad	0.65	0.65	0.65	0.2500
	0.1625	0.1625	0.1625	
Amortiguamiento	0.65	0.65	0.65	0.1071
	0.069615	0.069615	0.069615	
TOTAL	0.596245	0.710505	0.731925	0.9997

Tabla 21. Selección diseños conceptuales 3.

Objetivo	DC3.1	DC3.2	DC3.3	PERTENENCIA
Espacio	0.85	0.85	0.65	0.1527
	0.129795	0.129795	0.099255	
Manufactura de piezas	0.65	0.65	0.65	0.0833
	0.054145	0.054145	0.054145	
Cableado	0.65	0.45	0.65	0.0138
	0.00897	0.00621	0.00897	
Peso	0.65	0.65	0.65	0.0694
	0.04511	0.04511	0.04511	
Ergonomía	0.85	0.85	0.45	0.1527
	0.129795	0.129795	0.068715	
Ensamble	0.65	0.65	0.85	0.0694
	0.04511	0.04511	0.05899	
Estética	0.85	0.85	0.65	0.1250
	0.10625	0.10625	0.08125	
Seguridad	0.65	0.65	0.65	0.2222
	0.14443	0.14443	0.14443	
Velocidad de respuesta	0.65	0.65	0.65	0.1111
	0.072215	0.072215	0.072215	
TOTAL	0.73582	0.73306	0.63308	0.9996

7. Especificaciones finales

Las especificaciones finales que deberá tener el sistema, de acuerdo con los análisis realizados, se apegan al diseño conceptual 1.1, 2.3 y 3.1. Los tres diseños comparten algunas características en común.

Tabla 22. Características de diseños conceptuales mejor evaluados.

Diseño	Características
DC1.1	Estructura en forma de “Y” con falange doblada y metatarso dividido, con múltiples piezas y acople directo.
DC2.3	Estructura en forma de “Y” con falange articulado y metatarso no dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado y amortiguamiento neumático.
DC3.1	Estructura en forma de “Y” con falange doblada y metatarso dividido, de múltiples piezas y acople directo. Con tobillo articulado con mecanismo de corona y sinfín, baterías, motor, acelerómetro y amortiguamiento de colchón.

La prótesis biónica al ser de múltiples piezas se buscará el material que mejor se adapte a las necesidades, contará con acelerómetro para la identificación de la etapa del ciclo de marcha, señales que serán enviadas al motor para activar el mecanismo y generar los movimientos requeridos. El diseño busca ahorrar espacio en la altura del acoplamiento. La alimentación será por medio de baterías de litio y el mecanismo de articulación (corona y sinfín) que son usadas por la empresa PROBIONICS S.A. de C.V. para las prótesis de miembro superior. Así mismo se hará uso de componentes que se usaron en la prótesis previa como el motorreductor.

8. Diseño detallado

En esta sección se aborda a detalle los componentes y elementos necesarios para el desarrollo del proyecto, los cuales, fueron sometidos a adaptaciones y cambios debido a las actuales condiciones y limitaciones existentes por la contingencia sanitaria, aunado a la sobrecarga de trabajo a la que se encontraba PROBIONICS, S.A. de C. V. cabe mencionar que cualquier modificación fue consultada y aprobada por los asesores y la empresa para hacer posible la realización del proyecto en el tiempo establecido.

Una de las condiciones importantes a considerar es que por ser un prototipo en desarrollo y con el objetivo de probar su funcionamiento en una estructura, es decir, no probarse en un paciente, se decidió que algunos materiales y elementos se cambiarían con la finalidad de hacer un prototipo únicamente demostrativo, así como construir únicamente el modelo biónico.

El diseño del modelo biónico fue modificado en los últimos tres meses del desarrollo del proyecto para cumplir con especificaciones que pidió la empresa. Los cambios solicitados al modelo fue implementar un sistema de amortiguamiento en el talón, y crear una suela más gruesa. El diseño final fue aprobado el 12 de octubre de 2020, lo que permitió dar seguimiento con las demás actividades del proyecto.

Selección de componentes

Selección de motorreductor

El motorreductor seleccionado debe ser capaz de proveer la potencia necesaria para asemejar la marcha natural, es necesario que el motor genere un par considerable y que su consumo de energía pueda ser suministrado por baterías recargables. Con el análisis del comportamiento del tobillo en la marcha natural, se conoce que el tobillo es capaz de desarrollar una velocidad angular máxima de 40 rpm, aproximadamente.

Considerando los requerimientos, el motorreductor seleccionado es el mismo que el proyecto anterior, siendo un motor de marca Pololu®, modelo *Metal Gearmotor 37Dx52Lmm*. Sus principales características se muestran en la Tabla 23.

Tabla 23. Características del motor seleccionado.

Característica	Valor
Voltaje	12 V
Relación	30:1
Velocidad	330 RPM
Corriente sin carga	200 mA
Par máximo	14 kg*cm



Figura 42. Motorreductor Pololu®.

Selección del puente H

El presente diseño conservará el puente H implementado en el proyecto anterior, haciendo uso del modelo VNH5019 de la marca Pololu®. La selección del modelo se conserva principalmente por el tamaño del componente y sus características que se muestran en la Tabla 24, este componente permitirá hacer el cambio en el sentido de giro del motor.

Tabla 24. Características del puente H seleccionado.

Característica	Valor
Tipo de motor	Motor DC con escobillas
Rango de voltaje	5.5 a 24 V
Canales	1
Máxima corriente continua	12 A
Pico de corriente soportada	30 A
Tamaño	1.5 in x 1.1 in



Figura 43. Puente H seleccionado.

Selección del microcontrolador

El microcontrolador que se usará será el ATMEGA 328P de montaje superficial, este brinda facilidad en el desarrollo de nuevas aplicaciones y contiene bastantes recursos en línea, es un componente compacto que se adapta al espacio disponible dentro de la prótesis, lenguaje de programación amigable, cantidad considerable de puertos de entrada y salida adecuados para su funcionamiento con sensores y la modulación del ancho de pulso. Este microcontrolador se puede encontrar en la placa de desarrollo de Arduino en la versión Nano.

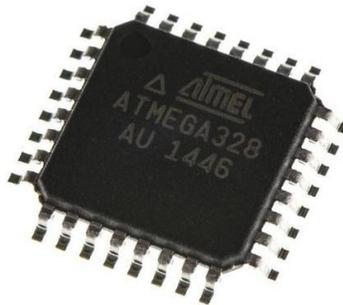


Figura 44. Microcontrolador ATMEGA328P.

Las principales características de este microcontrolador son las siguientes:

- Fabricante: Atmel® (Microchip Technology).
- Voltaje de operación: 1.8 a 5.5 VDC.
- Arquitectura de CPU: 8 bit AVR.
- Memoria flash: 32 KB.
- Memoria RAM: 2 KB.
- EEPROM: 2 KB.
- Frecuencia de operación: 20 MHz.
- Pines de IO: 23.
- Canales ADC: 10.
- Temperatura de Operación: -40° a 85° C.

Selección de acelerómetro y giroscopio

Para el desarrollo del proyecto es necesario conocer la orientación del pie para saber el comportamiento de la articulación del tobillo, durante la marcha. Por este motivo se puede implementar un componente electrónico que contiene acelerómetro y giroscopio integrado *Inertial Measurement Unit* (IMU), como el seleccionando en el proyecto previo el MPU-6050.

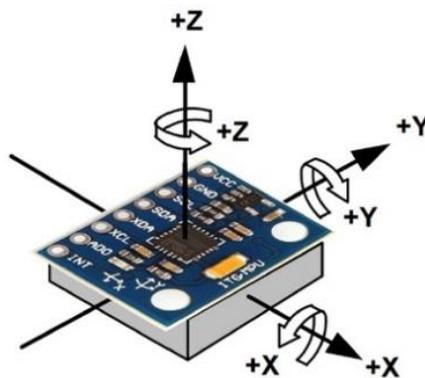


Figura 45. Sensor MPU-6050.

Selección de codificador incremental

Uno de los sensores necesarios para realizar el control del sistema de manera precisa y de rápida respuesta es el codificador incremental. Este encoder permitirá monitorear y controlar las rotaciones del motorreductor, y así poder activar el mecanismo de tornillo sinfín y corona, para mover el acople al socket en la posición deseada y emule de esta manera el ciclo de marcha. Se seleccionó el módulo de encoder incremental KY-040, cabe mencionar que es un dispositivo que no se usó en el diseño previo.



Figura 46. Codificador incremental seleccionado.

Selección de alimentación

Una de las mejoras necesarias de la prótesis es la implementación de baterías para lograr un diseño más compacto y real a la implementación por PROBIONICS S. A. de C. V. por lo que se seleccionó la batería de dos celdas de litio de 1300mAh que se muestra en la Figura 47, un factor importante para determinar la selección de la batería fue el espacio con el que se cuenta dentro del diseño de la prótesis, así como las accesibilidad de compra y costo.



Figura 47. Celdas de litio.

Para proveer la energía necesaria al circuito, es necesario determinar la corriente total que consume, esta se obtiene con la suma de las corrientes de los componentes que integran el circuito. En la

Tabla 25 se observan los componentes y la corriente que consume cada uno.

Tabla 25. Consumo de corriente de los componentes.

Componente	Corriente
Motorreductor	$I_m = 0.78 A$
Microcontrolador	$I_n = 65 mA$
Puente H	$I_h = 30mA$
Sensor MPU-6050	
Acelerómetro	$I_a = 500 \mu A$
Giroscopio	$I_g = 3.6mA$
Sensor encoder KY-040	$I_e = 10mA$

$$I = I_m + I_n + I_h + I_a + I_g + I_e = 0.8891 A$$

Para la duración de una hora:

$$C_{carga1} = t_1 * I = 1 * 0.8891A = 0.8891Ah$$

Considerando la corriente obtenida por hora y la batería seleccionada, la duración de funcionamiento sería de 1.4622 horas.

$$C_{bat} = 1.3Ah \left(\frac{60 \text{ min}}{0.8891 Ah} \right) = 87.73 \text{ min}$$

Si la batería solamente alimenta al motor, la duración será de 100 minutos.

Selección de engranaje corona y tornillo sinfín

Los elementos del mecanismo de engranaje, corona y tornillo sinfín, son implementados directamente de PROBIONICS S.A. de C.V., los cuales se usaron en el diseño anterior y por especificaciones del cliente se seguirá utilizando en este diseño. Las características que tiene el mecanismo se muestran en la Tabla 26. El mecanismo está fabricado en Nylamid SL.

Tabla 26. Dimensiones para engranaje de corona y tornillo sinfín.

Componente	Medida	Dimensión
	Radio del engrane	6:1
	Ángulo de avance	18° 13'
	Modulo	1.3
Tornillo sinfín	Número de hilos	5
	Diámetro de paso	20.8
	Diámetro de la cabeza	23.4
Engranaje de sinfín	Número de dientes	30
	Diámetro de paso engranaje	41.2
	Diámetro máximo del engranaje	45

Selección de rodamiento

El uso del mecanismo corona y tornillo sinfín, en esta aplicación implica la implementación de un rodamiento que permita al eje del sinfín estar en movimiento y mantener el apoyo. El rodamiento seleccionado es el mismo que se seleccionó con anterioridad, para conocer las fuerzas que actúan en el rodamiento es necesario obtener las fuerzas que afectan a la corona y transferirlos a los apoyos.

Tabla 27. Magnitud de las cargas sobre la corona.

Fuerza tangencial sobre la corona	W_{tg}	124.537608 N
Fuerza axial sobre la corona	W_{xg}	39.75620 N
Fuerza radial sobre la corona	W_{rg}	46.07226 N

La fuerza tangencial se transmite a los apoyos y se transforma en fuerza axial y radial. Las fuerzas resultantes en el rodamiento se muestran en la Tabla 28.

Tabla 28. Cargas sobre rodamiento.

Fuerza	Unidad	Valor
Fuerza axial sobre los apoyos	lb	124.53
Fuerza radial sobre los apoyos	lb	57.71

Las cargas se ubican en el centro del sinfín, por lo que las fuerzas se dividen equitativamente entre los apoyos. Se elige un rodamiento del catálogo SKF®, modelo 619/8. El rodamiento presenta reducciones en los extremos. Los cálculos efectuados para la selección del rodamiento se muestran en la Tabla 29 y las dimensiones y características del rodamiento se muestran en la Tabla 30.

Tabla 29. Resultados para rodamiento seleccionado.

Modelo	d	D	C	Co	L10 1x10e6	L10h
619/8	8	19	1.9 kN	0.735 kN	122 revoluciones	40800

Tabla 30. Dimensiones y características del rodamiento.

Dimensiones Principales			Capacidades de carga		Límite carga fatiga	Velocidades		Masa	Designación
			Dinámica	Estática		Velocidad de referencia	Límite de velocidad		
d	D	B	C	C_0	P_u				
8	16	4	0.819	0.3	0.012	90000	56000	0.003	618/8
	19	6	1.46	0.465	0.02	85000	53000	0.0071	619/8

Selección de elementos para uniones

Para la sujeción de las piezas existen diferentes tipos de uniones principalmente rígidas y móviles, como la aplicación requiere que el sistema permanezca estable, se analizan las uniones rígidas, las cuales pueden ser fijas o desmontables. Como la prótesis requiere el ensamble de diferentes piezas y componentes que interactúan y a la vez debe ser hermética, se seleccionan las uniones desmontables en donde se encuentran las uniones que emplean tornillos.

Los tornillos seleccionados para el diseño presentan huella hexagonal y cabeza de botón ya que el espacio de ensamble es reducido. Se seleccionaron tornillos ISO 7380 y tuercas ISO 4035. El modelo y dimensiones del tornillo y tuerca se muestra en la Figura 48, donde: l - Largo de tornillo, d - diámetro nominal de hilado, k -altura de la cabeza de tornillo, dk - diámetro de la cabeza, s - tamaño del hexágono interno.

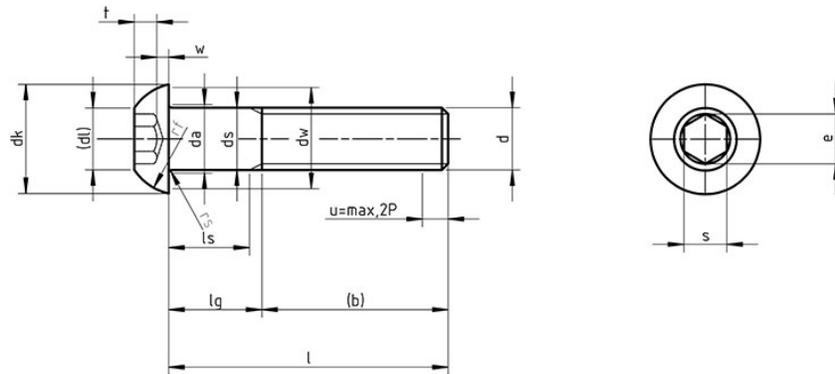


Figura 48. Dimensiones de tornillo ISO 7380.

En la Figura 49 se muestran las dimensiones de la tuerca ISO 4038 donde d es el diámetro nominal, s distancia entre planos, m espesor.

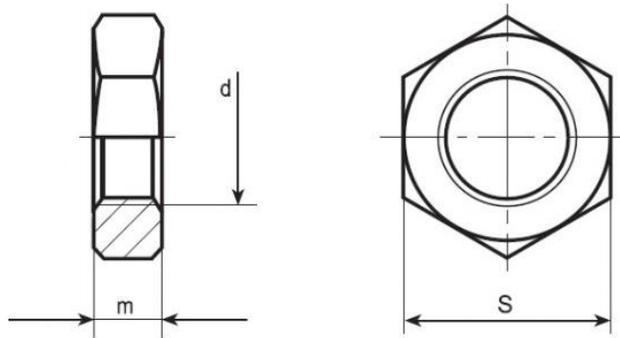


Figura 49. Dimensiones de tuerca ISO 4035.



Figura 50. Tornillo y tuerca ISO seleccionados en diseño.

Para la sujeción real de las piezas del prototipo se usaron tornillos similares a los implementados en la prótesis anterior, ya que todas las piezas de aluminio existentes contaban con rosca, y no era posible modificarlas. Los tornillos son de rosca métrica de acero al carbón de cabeza plana para llave tipo Allen de 3 y 5 milímetros de diámetro, con longitud variable.



Figura 51. Tornillos del prototipo real.

Diseño y selección de resorte

Una de las nuevas especificaciones del diseño fue adaptar un sistema de amortiguamiento en el talón por lo que se decidió solventar esta petición con la implementación de un resorte, uno de los retos fue adaptarlo al espacio disponible y las cargas a soportar, aunque se estableció que para este prototipo el resorte puede ser meramente demostrativo. Los cálculos se basaron en el libro de diseño de elementos de máquinas de Robert L. Mott [37] y se observan en la Tabla 31, y se obtienen las siguientes características: resorte de compresión con extremos escuadrados y rectificadas de Acero ASTM A401 al cromo silicio, con una longitud libre de 53 mm, un diámetro medio de 13 mm, con un diámetro del alambre de 2.5 mm (Calibre número 13).

Tabla 31. Cálculo del diseño del resorte.

Paso						
1	Material	A401				
	G=	7.72E+10				
2	Lo=	4.52E-02	Kg_o=	30	Fo=	294.3
	Li=	5.30E-02	Kg_i=	0	Fi=	0
3	k=	37827.7635				
4	Lf=	0.06079	5.30E-02			
5	Dmest=	1.30E-02				
6	Test=	8.25E+08				
7	Dw=	0.002421031				
8	Dwstand=	2.50E-03				
	Tdño=	8.50E+08				
9	C=	5.2				>5
	Kw=	1.296840659				
10	Treal=	8.09E+08		3.14E+00		CUMPLE
11	Na=	4.535724065				
12	Ls=	0.01633931				Cumple longitud
	Ts=	1.04E+11				

Selección de amortiguador (DC2)

De acuerdo con el diseño conceptual inicialmente se sugería algún componente neumático para el amortiguamiento. El componente seleccionado es un componente hidráulico comercial para absorber impactos en dispositivos médicos, siendo un componente relativamente pequeño. Con el catálogo de ENIDINE® [38] y el procedimiento mostrado a continuación se seleccionó el modelo STH.25.

Teniendo en cuenta que la masa máxima del paciente es $m = 97.66 \text{ kg}$, la velocidad de avance promedio de un amputado es de 71 m/min es decir $v = 1.1833 \text{ m/s}$ y considerando la aceleración de la gravedad $g = 9.81 \text{ m/s}^2$. Y analizando el ciclo de marcha como una actividad donde se repiten las etapas cierto periodo lo que permite calcular la frecuencia con la que el amortiguador actuará, ya que este se activará cada que el usuario de un paso con la prótesis.



Figura 52. Diagrama de ciclo de marcha [13].

Se tiene entonces que en promedio una mujer da una zancada de 67 cm mientras que un hombre da una zancada de 76.2 cm . Se selecciona la zancada de la mujer ya que al ser menor la distancia en cada zancada para recorrer una distancia igual entre un hombre y una mujer, la mujer daría más pasos, por lo que su frecuencia es mayor. Se calcula entonces el tiempo en que una mujer repite un ciclo al caminar (tomando en cuenta el ciclo, como pisar con el mismo pie).

$$t = \frac{d}{v}$$
$$t = \frac{1.34 \text{ m}}{1.1833 \text{ m/s}}$$
$$t = 1.1324 \text{ s} = T$$

Se calcula entonces la frecuencia de uso:

$$f = \frac{1}{T}$$

$$f = \frac{1}{1.1324 \text{ s}}$$

$$f = 0.883 \text{ Hz}$$

De acuerdo con el diseño, se propone que el amortiguador actúe de manera vertical, estando inicialmente separado de las piezas 1 mm y teniendo un peso del paciente de $W=961.38 \text{ N}$ y los ciclos por hora calculados con la frecuencia de $C=52.9848 \text{ C/h}$. Calculando la energía cinética:

$$Ek = WxH$$

$$Ek = (961.38 \text{ N})(0.001 \text{ m})$$

$$Ek = 0.96138 \text{ Nm}$$

Se busca un amortiguador con una $ET > Ek$ y se usa el desplazamiento del vástago para calcular la energía de trabajo (STH.25).

$$Ew = WxS$$

$$Ew = (961.38 \text{ N})(0.006 \text{ m})$$

$$Ew = 5.7683 \text{ Nm}$$

Calculando la energía total a soportar por ciclo:

$$ET = Ek + Ew$$

$$ET = (0.96138 \text{ Nm}) + (5.7683 \text{ Nm})$$

$$ET = 6.73 \text{ Nm/C}$$

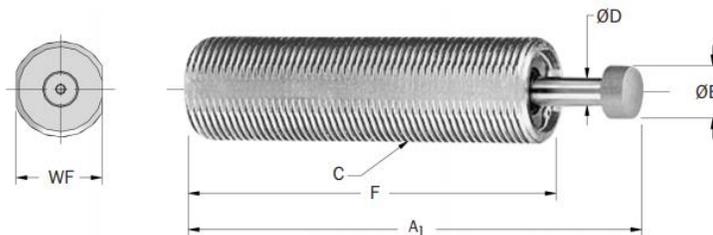
Como el amortiguador soporta más ET que la calculada, se prosigue a calcular el total de energía requerida por una hora:

$$ETC = ET \times C$$

$$ETC = (6.73 \text{ Nm/C})(52.9848 \text{ C/h})$$

$$ETC = 356.569 \text{ Nm/h}$$

El modelo seleccionado tiene una capacidad de $ETC=4420 \text{ Nm/h}$ por lo que el modelo cumple para la aplicación.



Para futuras simulaciones se necesitará la constante de Hooke del amortiguador para simular su comportamiento como un resorte, para ello se toman valores del catálogo y se calcula k , donde x será el desplazamiento del vástago y F la fuerza soportada por el amortiguador.

$$k = \frac{F}{x}$$
$$k = \frac{2,730 \text{ N}}{0.006 \text{ m}}$$
$$k = 455,000 \text{ N/m}$$

Selección de Materiales

En la búsqueda de materiales se investigaron polímeros que se pueden maquinar y se seleccionó Acetron® ya que es el polímero usado por PROBIONICS S.A de C.V. Este material se usa en piezas maquinadas como la corona.

Para las piezas más complicadas están diseñadas para imprimirse en 3D en filamento de ónix de Markforged® el cual es un material termoplástico de alta resistencia, compuesto por nylon, y microfibra de carbono.

Las piezas sometidas a mayores esfuerzos están maquinadas en aluminio 1060 H16, que es el único material que se conserva del diseño anterior. Para más información ver Apéndice A.

Por las condiciones en las que se realizó el prototipo, las nuevas piezas diseñadas se realizaron en impresión 3D con PLA.

Diseño CAD

Rediseño de planta de la prótesis

Se rediseñó la estructura de la planta del pie el cual se basa en un análisis de presión plantar del pie al caminar [23]. Tomando en cuenta que las zonas con mayor presión plantar se presenta en metatarso, talón y hallux (dedo gordo del pie).

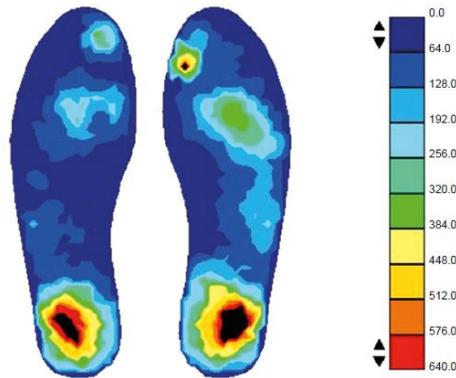


Figura 53. Presión plantar, pie derecho e izquierdo, en colores la fuerza pisada promedio.

Fuerzas por aplicar

El dispositivo deberá ser capaz de soportar de manera segura el peso de un paciente de hasta 97.66 kg. Se sabe que:

$$Fuerza = (masa) \times (aceleración)$$

Donde $m = 97.66 \text{ kg}$ (se redondea el valor de la masa) y $a = 9.81 \text{ m/s}^2$

Sustituyendo los valores se tiene que:

$$F = (98 \text{ kg})(9.81 \text{ m/s}^2)$$
$$F = 961.38 \text{ N}$$

Esta será la fuerza aplicada cuando el paciente este en fase de apoyo, y todo el peso del paciente esté en un solo pie, donde la posición de la pierna respecto al suelo es perpendicular. Los futuros análisis solo se presentan en esta posición ya que es cuando hay mayor esfuerzo aplicado en la prótesis.

Para otras posiciones, el apoyo y distribución del peso es en ambos pies, en futuros análisis se podrán realizar considerando un ángulo de inclinación. Para el apoyo en talón se propone un ángulo $\Theta = 10^\circ$ respecto a la horizontal de lado derecho y para el apoyo en el metatarso se propone una fuerza también con inclinación de $\Theta = 10^\circ$ respecto a la horizontal de lado izquierdo y se descompone la fuerza en sus componentes "X" y "Y". Este ángulo de estudio es propuesto ya que es un rango

permitido tanto en dorsiflexión (20° a 30°) como plantarflexión (30° a 40°), y los análisis realizados en la primera prótesis se tomó este ángulo como referencia, lo que permitirá en un futuro comparar ambos resultados.

$$F_x = F \cos \theta$$

$$F_x = (961.38N) \cos(10^\circ)$$

$$F_x = 946.774 N$$

$$F_y = F \sin \theta$$

$$F_y = (961.38N) \sin(10^\circ)$$

$$F_y = 166.94 N$$

Modelos CAD

Los tres modelos CAD realizados se muestran en las Figuras 54, 55 y 56. Para los diseños de las suelas se siguió el patrón de un pie sano tanto en arco como en proporciones [39], los tres modelos pueden usarse en ambos pies, ya que siguen un patrón de simetría en lado derecho e izquierdo, estos diseños presentan un acople directo al conector piramidal, lo que ahorra componentes de unión y espacio.

Los modelos DC1 y DC3 presentan similitudes en la suela, ya que presentan una división metatarsal y curvatura en falanges, lo que brindará mejor adaptación a la superficie del terreno. Por otro lado, el modelo DC2 presenta dos articulaciones, la primera en falanges y la segunda en el tobillo.

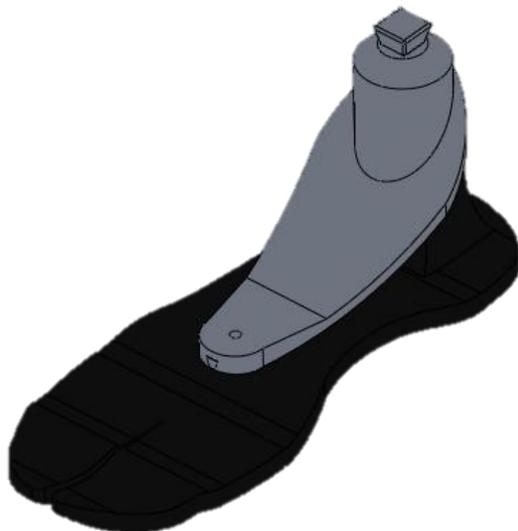


Figura 54. Modelo CAD de DC1 ensamblado.

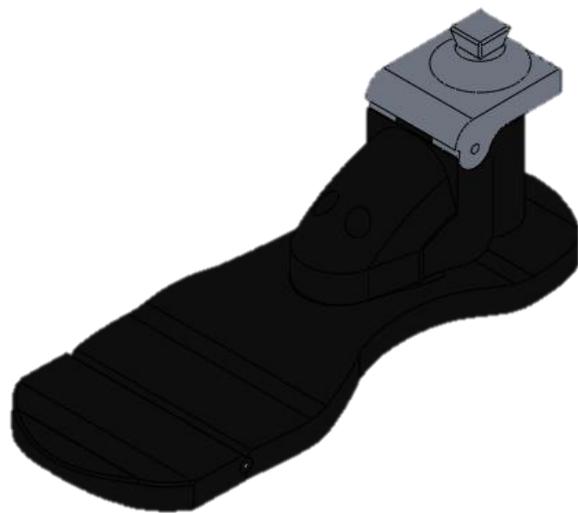


Figura 55. Modelo CAD de DC2 ensamblado.

Durante el desarrollo de este proyecto se propuso un modelo biónico inicial, que se muestra en la Figura 56, pero la empresa solicitó hacer modificaciones para que el diseño presentara una mejor respuesta a las necesidades.

El diseño biónico inicial, contaba con una altura de 165.69 mm, la suela era de una sola pieza con grosor mínimo de 7 mm, espacio para el motor y compartimiento para colocar sensores, una cubierta estética sobre el empeine, además de permitir un cableado interno y discreto. La caja de la electrónica por las dimensiones de la batería propuesta ofrece un tamaño amplio que permite mantener todos los componentes del circuito electrónico dentro. Aun así, las dimensiones son menores a la prótesis diseñada en 2015.

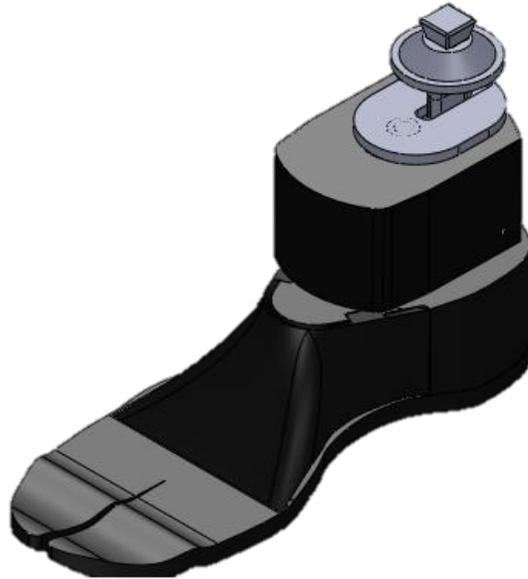


Figura 56. Modelo CAD de DC3 inicial ensamblado.

El diseño final se muestra en la Figura 57, para hacer posible las modificaciones que la empresa solicitó se engrosó la suela a 12 mm. Se dividió la suela en dos piezas (talón y suela) unidas por un eje en forma de articulación, con topes mecánicos que limitan el movimiento, se agregó 18.11 mm altura para proteger el motor y se añadió amortiguación al diseño agregando un resorte, todo sin comprometer las piezas de la estructura ni los componentes electrónicos. Las modificaciones efectuadas se muestran con más claridad en la Figura 58.



Figura 57. Modelo CAD final de DC3 ensamblado.

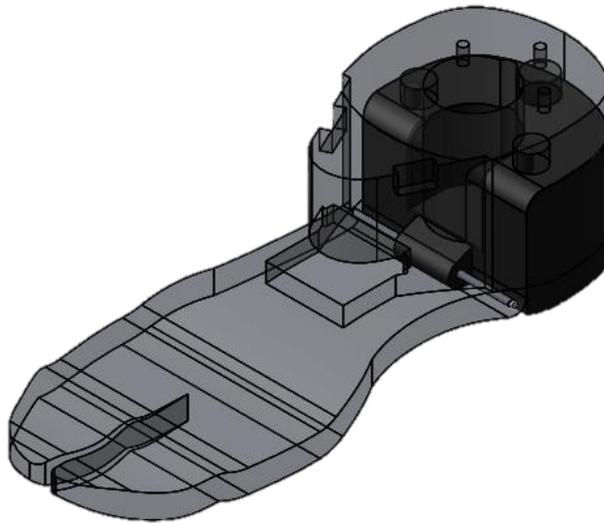


Figura 58. Modificaciones en la suela.

Diseño electrónico

Para el tercer modelo, se trabajará en el espacio designado para la electrónica la cual consta de un espacio irregular que irá sujeta a las piezas estructurales de la prótesis. En este espacio se deberán incluir la batería, el puente H y el circuito electrónico.

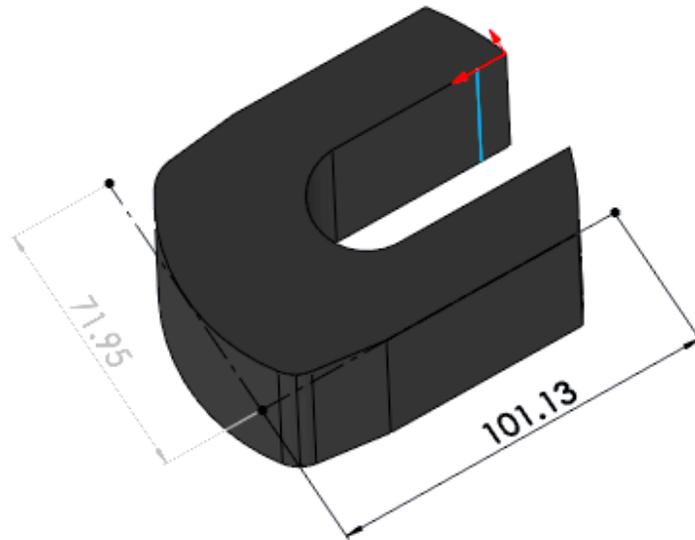


Figura 59. Caja designada para electrónica.

El diseño de la electrónica está compuesto por un circuito central que va a controlar a todos los componentes como se muestra en la Figura 60. El sistema electrónico consiste en un microcontrolador atmega328p, un motorreductor marca Pololu® (el mismo del proyecto anterior), un puente H marca Pololu®, un encoder rotativo KY040, conexiones para sensor MPU-6050 para usarse en un futuro, y una batería de 7.4 V.

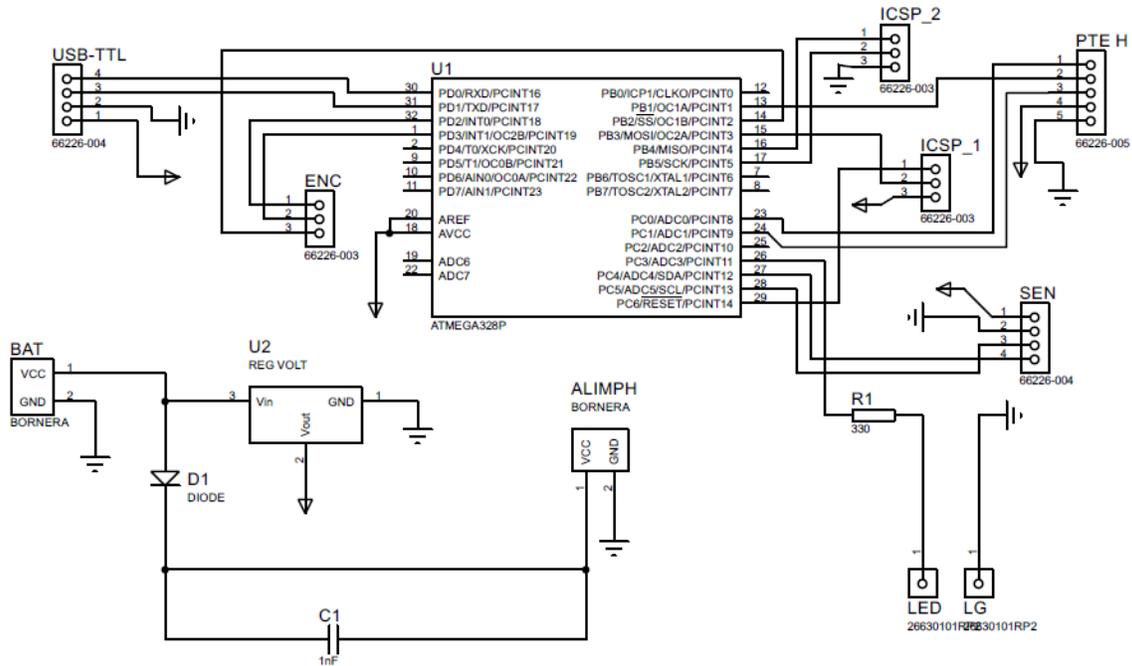


Figura 60. Circuito electrónico de prótesis.

Como el espacio para la placa del circuito impreso (*PCB*, por sus siglas en inglés) es reducido (35 mm por 53 mm) es necesario utilizar componentes pequeños por lo que el diseño implementa un microcontrolador de montaje superficial, siendo el centro de la *PCB*. La *PCB* es la unión y comunicación entre todos los componentes, en ella se encuentran los pines para conectar los componentes mencionados además de los pines del puerto serial (USB-TTL), los pines de programación ICSP, los pines para un led indicador, un regulador de voltaje, y la conexión a un switch para energizar el sistema. Para poder adaptar los componentes al espacio de la *PCB*, se realizó un ruteo a doble capa. El diseño final de la *PCB* tiene dimensiones de 25 mm por 43 mm.

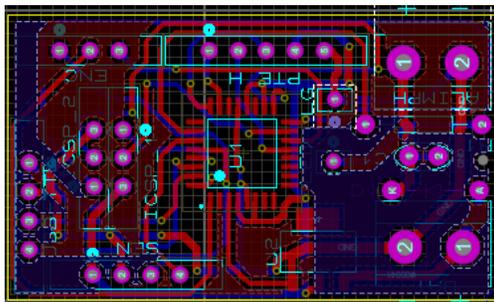


Figura 61. Ruteo de *PCB*.

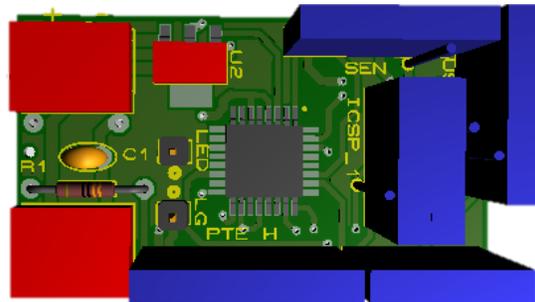


Figura 62. Modelo CAD de *PCB*.

Debido a las condiciones en las que se desarrolló el prototipo, se generó un diseño alternativo a la *PCB*, donde se implementó un Arduino Nano ya que utiliza el

mismo microcontrolador y sus dimensiones permite poder usarse en el diseño, además de permitir facilidad de pruebas. Este nuevo diseño sigue el mismo circuito, solo que adapta un switch que permite la alimentación del Arduino Nano con la conexión USB para facilitar el monitoreo en etapa de pruebas. El circuito se muestra en la Figura 63.

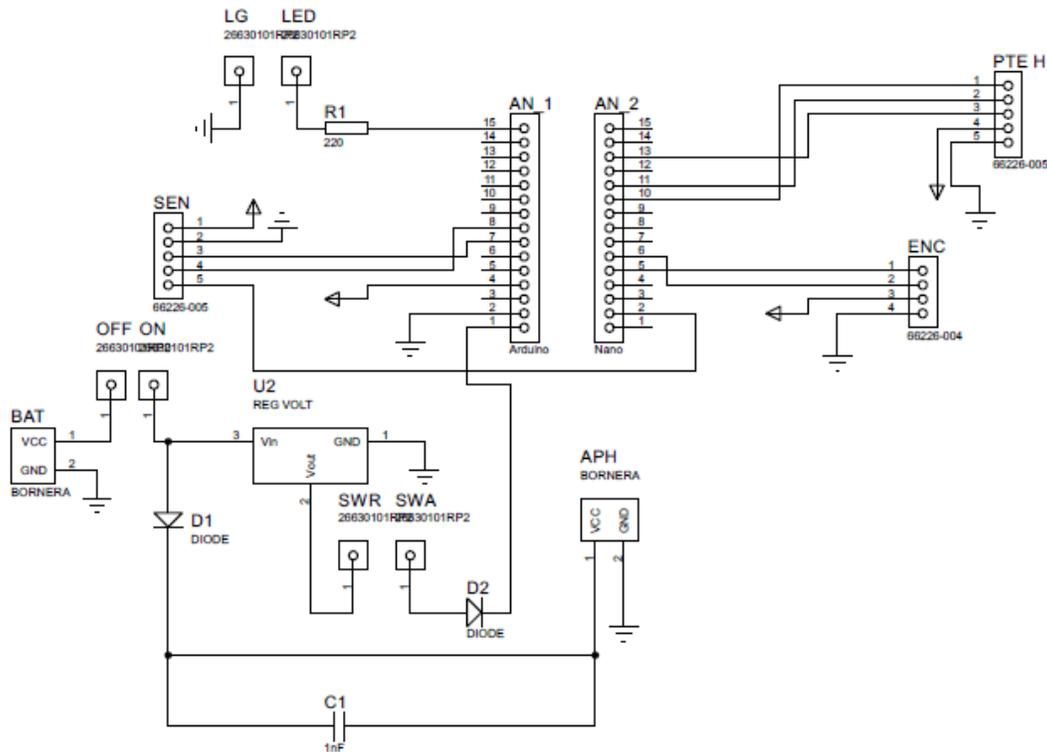


Figura 63. Circuito electrónico, Arduino Nano.

El diseño de la PCB se observa en las Figura 64 y 65. Se trató de conservar el mínimo de espacio y las dimensiones de esta PCB son de 35 mm por 43 mm.

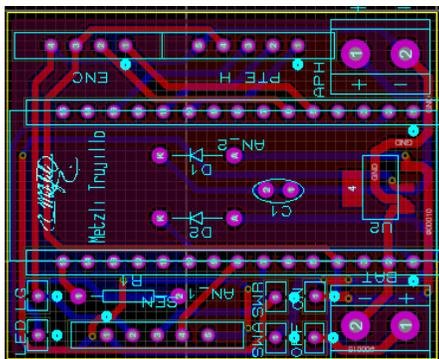


Figura 64. Ruteo de PCB, Arduino Nano.

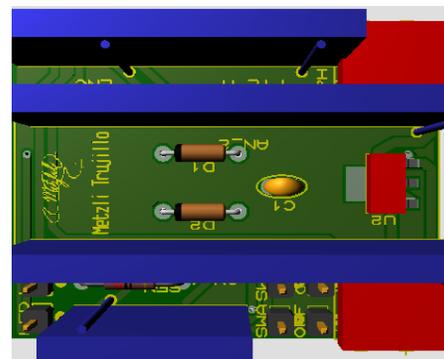


Figura 65. Modelo CAD de PCB, Arduino Nano.

Diseño de control

Es necesario implementar un sistema de control para regular la posición de la prótesis. La prótesis deberá lograr la emulación de la marcha natural, por medio de la reproducción de las etapas del ciclo de marcha. El movimiento de interés de la prótesis es la articulación del tobillo, la cual modificará el ángulo entre el acople y la suela cuya representación se observa en la Figura 66, donde de izquierda a derecha cada prótesis representa una etapa del ciclo comenzando con el contacto talón, apoyo plantar, máxima dorsiflexión, despliegue y nuevamente contacto talón, respectivamente. Es indispensable que el motor gire en ambos sentidos para reiniciar el ciclo de marcha.



Figura 66. Emulación ciclo de marcha con prótesis.

Para conocer la posición de la prótesis, se debe controlar el motor, para esto se hará uso de un encoder alineado al eje del motor, sobre el tornillo sinfín. Uno de los detalles debido a la ubicación del encoder en el sistema, ya que este se encuentra al frente de la unión al encaje lo que limita el espacio de movimiento, por lo que, para hacer visible la activación de la articulación es necesario generar los movimientos a partir de la posición inicial, es decir colocar la unión del socket de manera perpendicular al piso, y que esta posición sea la mínima necesaria. Debido a esta condición se recorren los ángulos propuestos inicialmente con un desfase que se muestra en la Tabla 32.

Tabla 32. Ángulos para articulación.

Etapa del ciclo de marcha	Ángulo propuesto inicialmente	Nuevo ángulo con el desfase
Contacto talón	0°	15°
Apoyo plantar	25°	40°
Máxima dorsiflexión	-15°	0°
Despliegue	-8°	7°

El prototipo está diseñado para que el motor mueva el tornillo sinfín, que está engranado a la corona, la corona se mueve simultáneamente con el acople, siendo necesario, conocer la relación que existe entre el ángulo entre el acople y la suela, con las revoluciones del motor.

Para reproducir el ciclo de marcha, cada una de las etapas se efectuará por un determinado tiempo dependiendo de la velocidad de avance del paciente. La velocidad de avance de una persona amputada es de 71m/min, como se espera realizar las pruebas en una caminadora con unidades americanas, se deberá sincronizar la velocidad de la prótesis a la velocidad de la caminadora. Se espera usar una velocidad de 2.6 millas/h es decir obtener una velocidad de 69.738 m/min, siendo una velocidad cercana a la de una persona con amputación, considerando también la longitud de la zancada promedio de 76.2 cm.

Para el diseño del sistema de control es necesario la obtención del modelo matemático de la planta, y aplicar un control proporcional derivativo. El diagrama de bloques del control de lazo cerrado se muestra en la Figura 67.

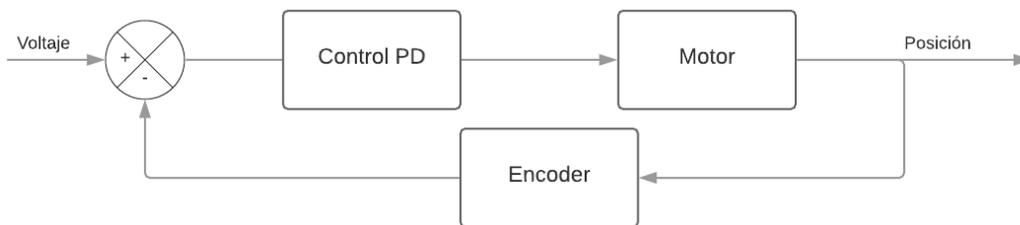


Figura 67. Diagrama de bloques de lazo cerrado.

Es necesario obtener la función de transferencia generalizada de primer orden de manera experimental a partir de registrar el comportamiento del motor al darle un impulso, como se muestra en la Figura 68, la línea azul es la respuesta real del motor, la línea en gris es la respuesta con los datos ajustados y la línea punteada es la línea de tendencia. En esta etapa se alimentó el motor con el voltaje que suministraría la batería.

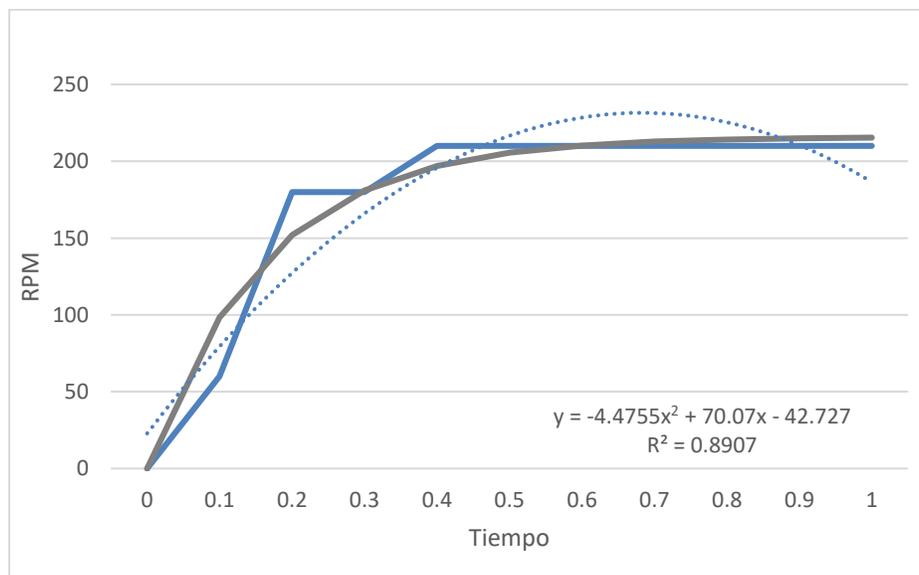


Figura 68. Caracterización de motor.

$$\frac{d}{s + b} = \frac{177.436038}{s + 6.08230955}$$

Como el motor deberá ser controlado en modo posición y conociendo los valores de d y b , se agrega un polo en cero para obtener una función de transferencia de segundo orden. Haciendo uso de MATLAB se aplica el control proporcional derivativo y se obtienen las constantes de interés, con el objetivo de obtener una respuesta deseada ante una entrada escalón, en una respuesta transitoria adecuada.

Diseño de estructura de pruebas

Para realizar las pruebas del prototipo se diseñó una estructura a manera de exoesqueleto que se pueda colocar en una persona no amputada, y que permita reproducir los movimientos en marcha natural. La estructura de pruebas debe de ir paralela a la pierna y mantener el prototipo elevado para no someterlo a ningún tipo de esfuerzos.

La estructura se diseñó en Solidworks® y está compuesta de dos eslabones uno como si fuera el fémur y otro la tibia, además cuenta con dos articulaciones uno para cadera y otro para rodilla. El eslabón de la tibia es el que se unirá a la prótesis., por medio de un encaje universal. Se diseñó la estructura con materiales ligeros, MDF y tubo de PVC, y para las uniones unos pernos diseñados e impresos en 3D y dos rodamientos ocultos. La estructura de pruebas se colocará a la persona con tres cintos.

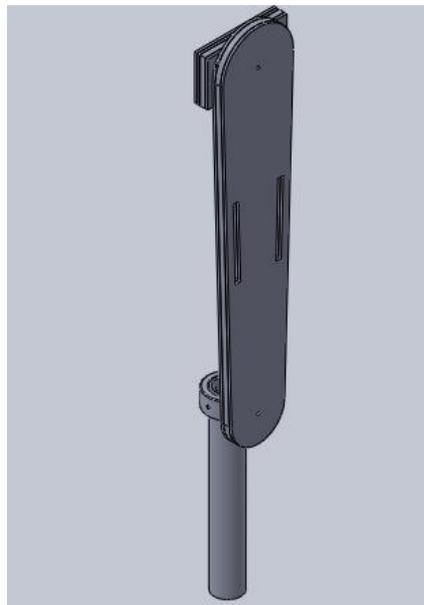


Figura 69. Estructura de pruebas CAD.

9. Análisis y validación de resultados

En este apartado se muestra la validación y justificación de diseño, presentando pruebas a los diseños propuestos por medio de la Ingeniería Asistida por Computadora (CAE, por sus siglas en inglés) y análisis del comportamiento del motor al agregar un controlador PD.

Análisis estáticos

Diseño 1: Prótesis no articulada

La primera prueba realizada al diseño fue un Análisis de Elemento Finito (FEA, por sus siglas en inglés). Para la implementación de este estudio se analizó la prótesis sometida a la fuerza aplicada por el peso de un paciente mediante un análisis estático. La posición analizada en este primer estudio es en fase de apoyo donde la prótesis soporta todo el peso del paciente en un solo pie, esto quiere decir sin ángulo de inclinación, manteniendo la pierna perpendicular al suelo.

Los resultados de los análisis estáticos se muestran en las Figuras 70, 71 y 72.

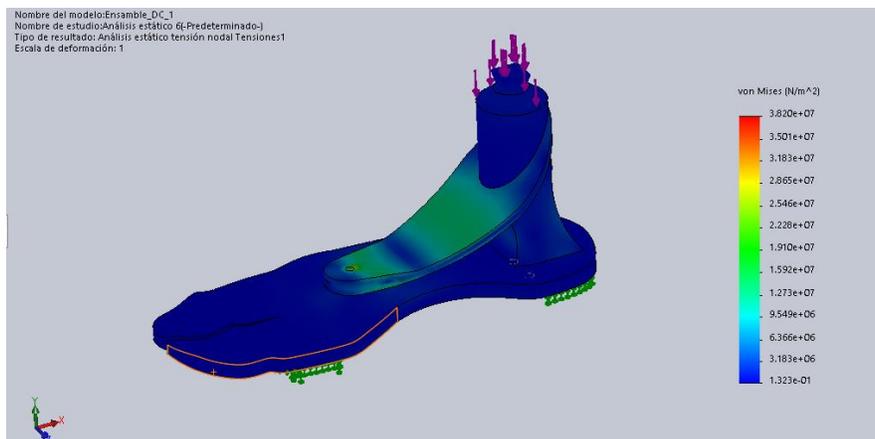


Figura 70. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.

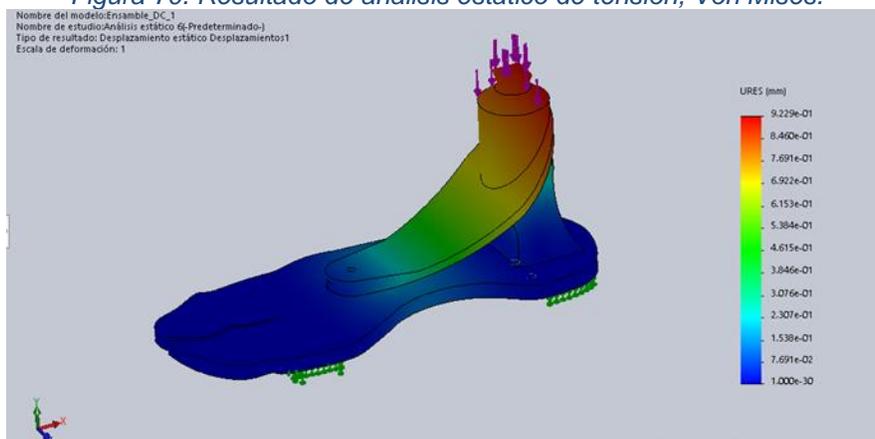


Figura 71. Resultado de análisis estático de deformación.

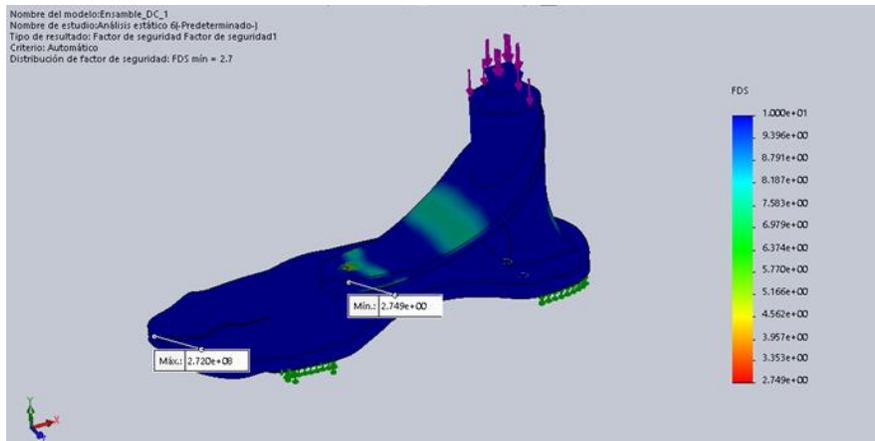


Figura 72. Factor de seguridad del DC1.

Diseño 2: Prótesis articulada

Para el segundo diseño de prótesis articulada se planea añadir un componente hidráulico que permita el amortiguamiento y balanceo del paciente al caminar. El análisis estático se realizó en fase de apoyo, es decir el pie normal al suelo, teniendo un ángulo cero de inclinación, y soportando todo el peso del paciente. Para simular el comportamiento del amortiguador, se usó un muelle para poder distribuir la fuerza en el área de contacto. Los resultados se muestran en las Figuras 73, 74 y 75.

Según el diseño y contemplando el comportamiento de los componentes, el desplazamiento que puede tener la prótesis es únicamente los 6 mm permitidos por el amortiguador, el amortiguador seleccionado es concéntrico a donde se aplica la fuerza, por lo que se puede observar en la Figura 74 la máxima deformación (en la orilla, no en el centro) no rebasa 1 mm, lo que indica una detención de movimiento por parte del amortiguador, absorbiendo la fuerza generada por el apoyo plantar.

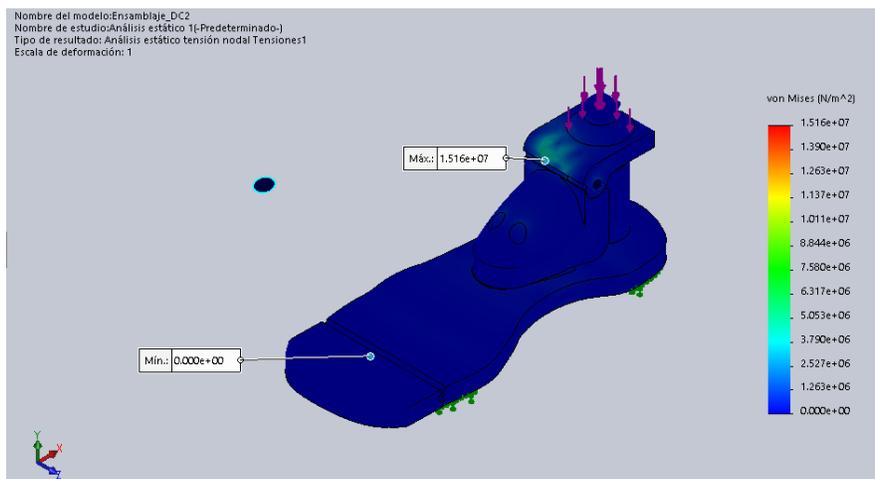


Figura 73. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.

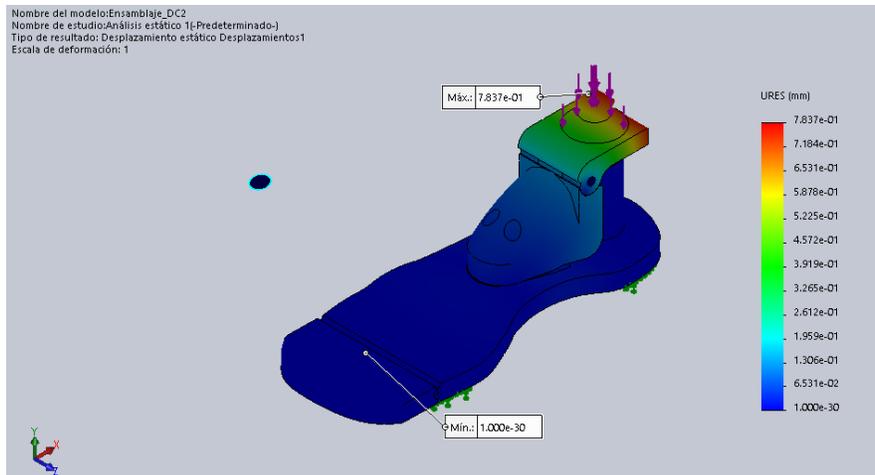


Figura 74. Resultado de análisis estático de deformación.

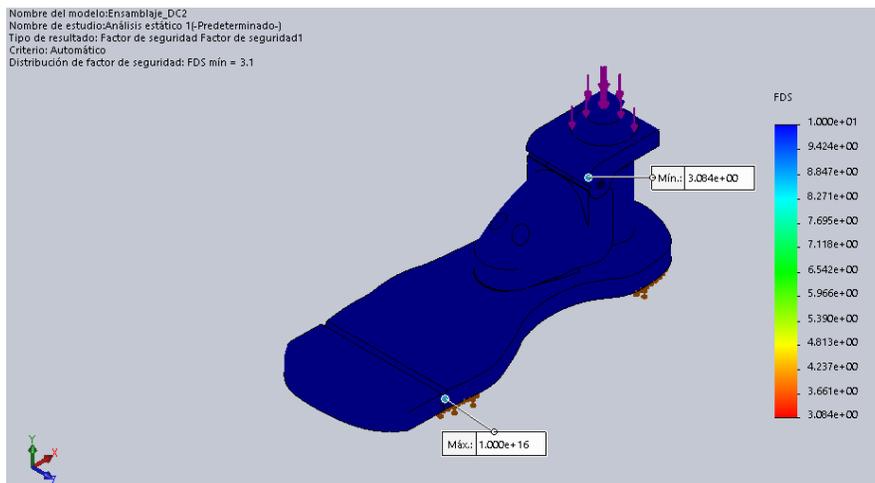


Figura 75. Factor de seguridad del DC2.

Diseño 3: Prótesis biónica

Para el tercer diseño, prótesis biónica, los análisis se realizaron considerando el mínimo de elementos estructurales necesarios. Por lo que los análisis no se muestran componentes de cobertura. La posición de estudio fue realizada en apoyo plantar, soportando todo el peso del paciente en la prótesis de manera perpendicular al suelo.

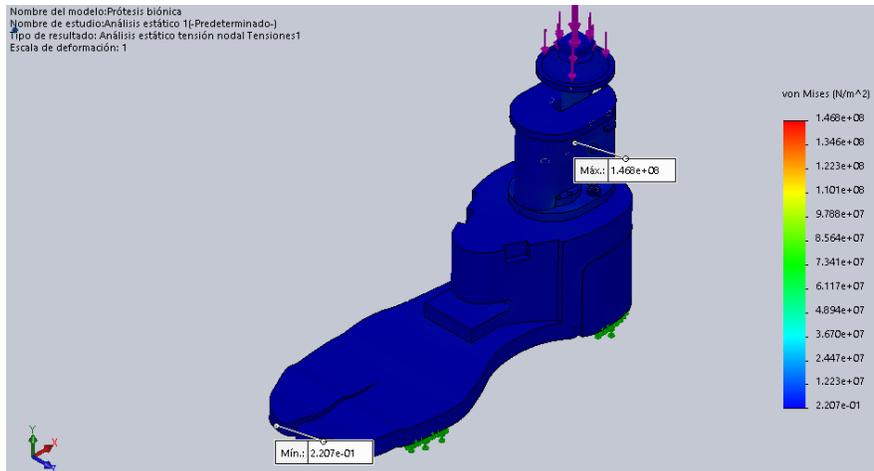


Figura 76. Resultado de análisis estático de tensión, Von Mises.

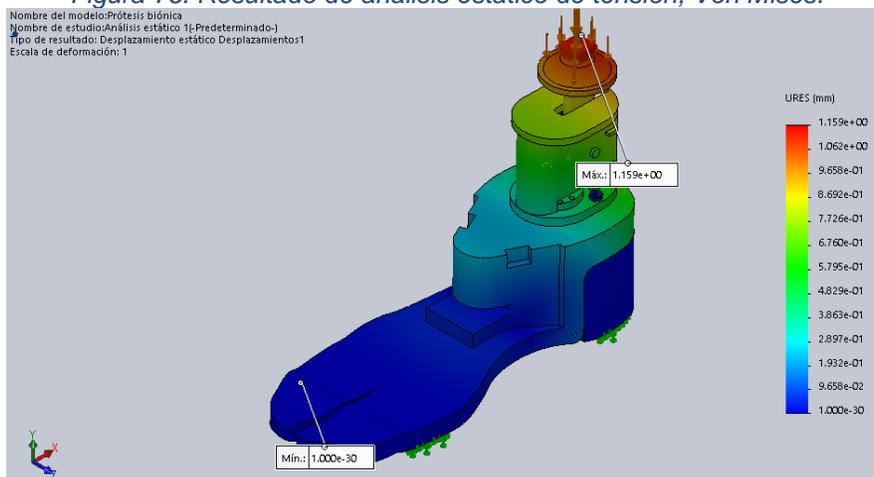


Figura 77. Resultado de análisis estático de deformación.

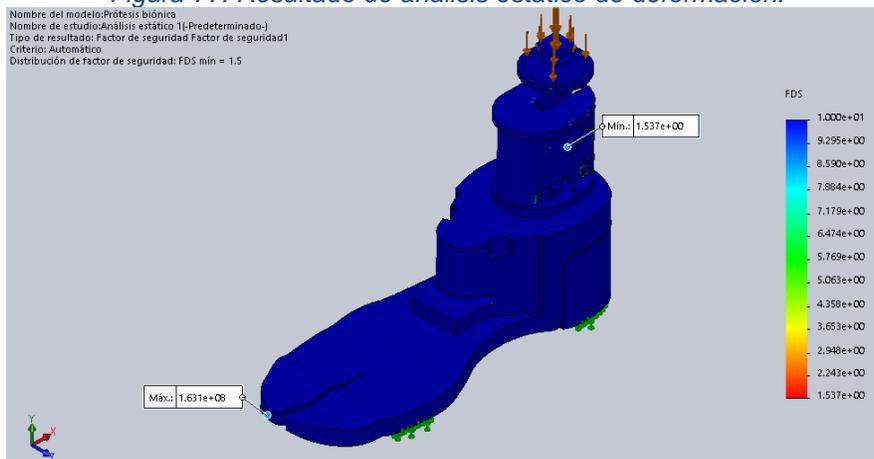


Figura 78. Factor de seguridad del DC3.

Como el área donde el factor de seguridad es menor es interno se observa en la Figura 79 un gráfico ISO de las áreas que son afectadas primero.

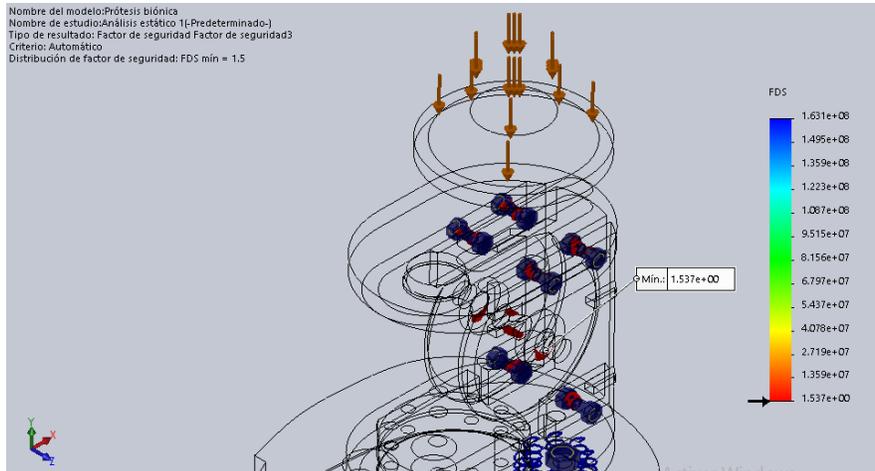


Figura 79. Factor de seguridad gráfico ISO.

Al diseño se le realizó un análisis de fatiga el cual muestra los ciclos de vida del ensamble sometido a las condiciones de diseño, cada ciclo es el equivalente a un paso. Los resultados se muestran en la Figura 80, el ensamble se ve en color rojo, lo que indica que la mayoría de las piezas tendrán una vida mayor de 1,000,000 de ciclos, es decir, vida infinita.

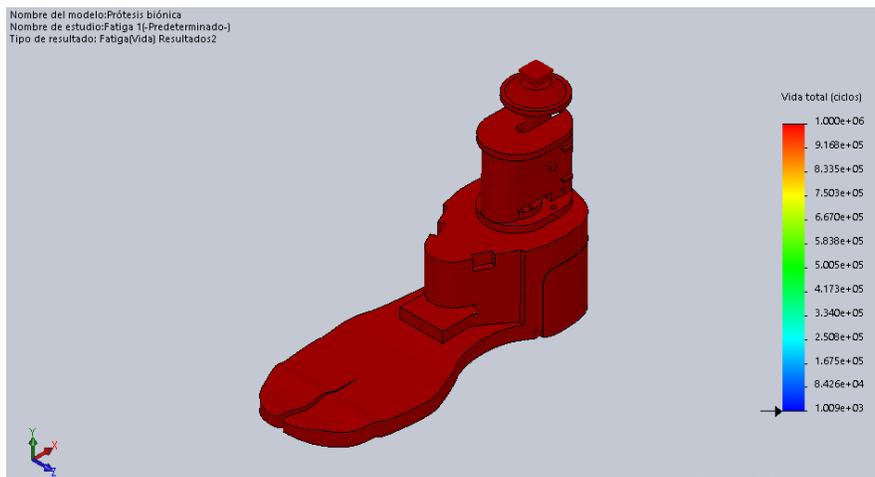


Figura 80. Resultados de fatiga.

Pero existen piezas que fallan en menor tiempo, en la Figura 81, se observa un gráfico ISO de las piezas que fallan 1,009 ciclos. Lo que muestra un área de oportunidad para mejorar el prototipo, esta falla se ve principalmente en la unión de la pieza del talón y la suela por las modificaciones realizadas en el diseño.

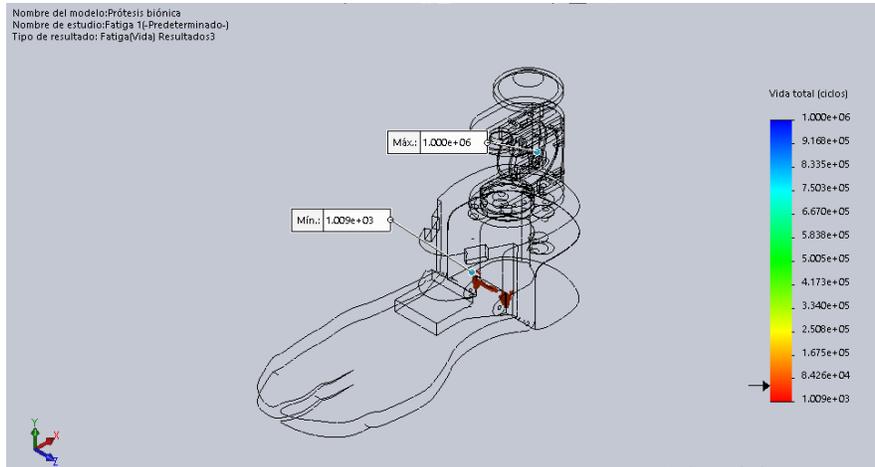


Figura 81. Análisis de fatiga, gráfico ISO.

Comparación con pierna

Los tres diseños de prótesis se diseñarán en talla 27 como una medida inicial, cómo proyecto futuro se podrá crear un diseño paramétrico para modelos de menor o mayor dimensión. Por lo que se buscó el diseño de una pierna escaneada en modelo CAD (*Diseño Asistido por Computadora*, por sus siglas en inglés) para usar como medidas de referencia, el modelo seleccionado presenta las siguientes dimensiones más grandes, siendo necesario escalar el modelo para comparar el diseño de la prótesis y la pierna escaneada. Los resultados de observan en las Figuras 82 y 83.



Figura 82. Comparación lateral de prótesis-pierna escaneada.

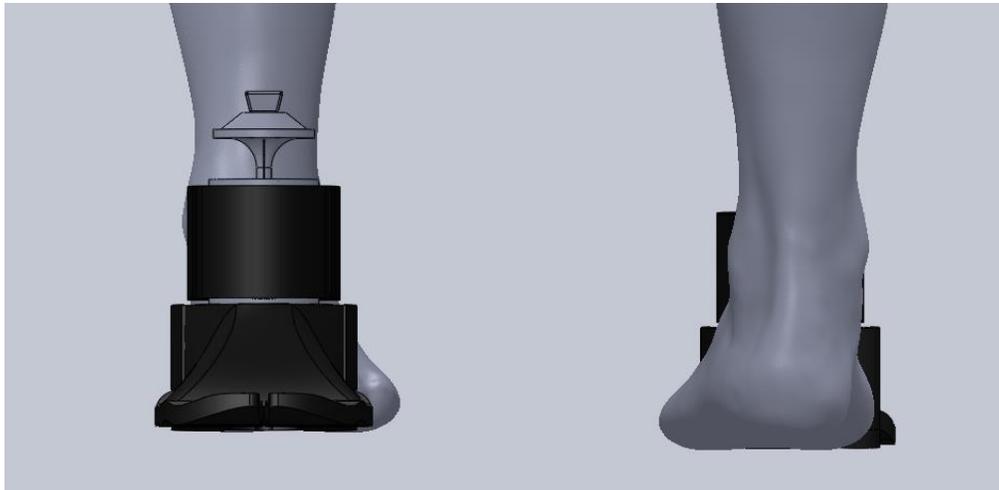


Figura 83. Comparación frontal y trasera de prótesis-pierna escaneada.

La Figura 84 muestra la comparación de las alturas de los diseños DC1, DC2 Y DC3 en una pierna real de un individuo masculino de talla 27, esta comparación permite observar las alturas en comparación de los tres diseños y observarlos de una manera más directa. La altura de acople para el DC1 es de 121.26 mm, para el DC2 es 105.19 mm y para el DC3 es de 183.54 mm.

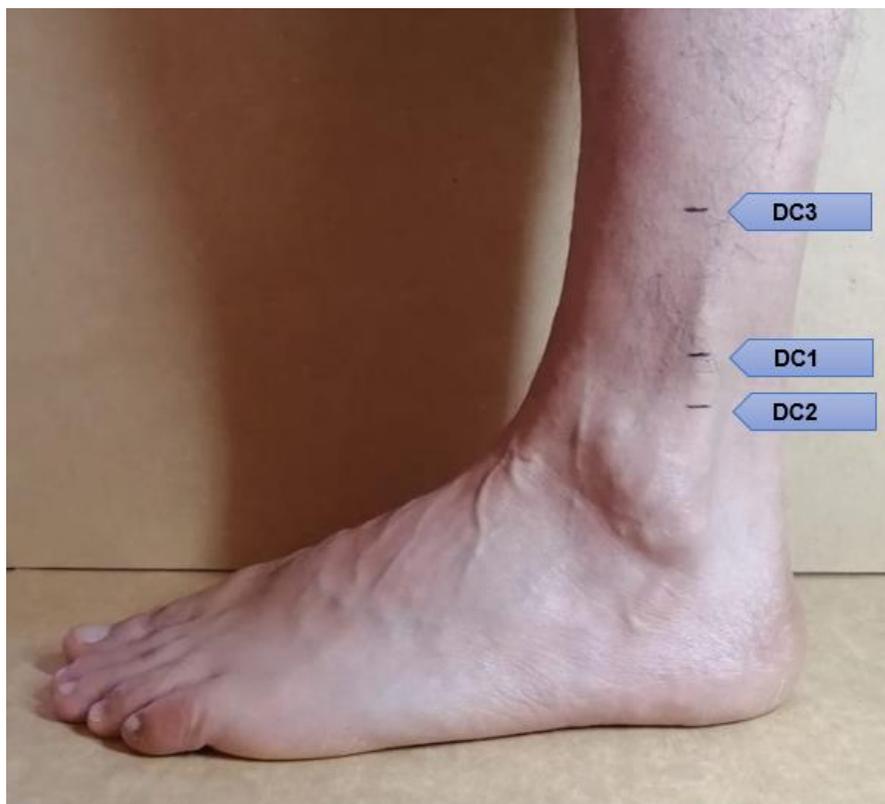


Figura 84. Pie real con altura de acople de los tres diseños.

Simulación de control

Para visualizar la respuesta del sistema aplicando control, se realizaron simulaciones en MATLAB, donde se implementó el diagrama de bloques ingresando la planta y sometiénola a un control proporcional derivativo. En la Figura 85 se observa el diagrama de bloques de control implementado en MATLAB, poniendo como ejemplo 15 como posición angular deseada.

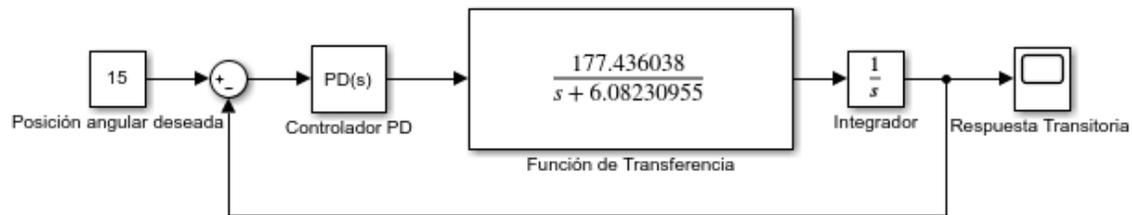


Figura 85. Lazo cerrado en MATLAB.

En la Figura 86, se observa la respuesta transitoria del sistema al ingresar una posición deseada y aplicar control proporcional derivativo al motor, en la gráfica tenemos la posición angular contra el tiempo, donde se aprecia que el motor sobrepasa la posición, pero se estabiliza rápidamente, mostrando que para la aplicación en el prototipo la respuesta es favorable.

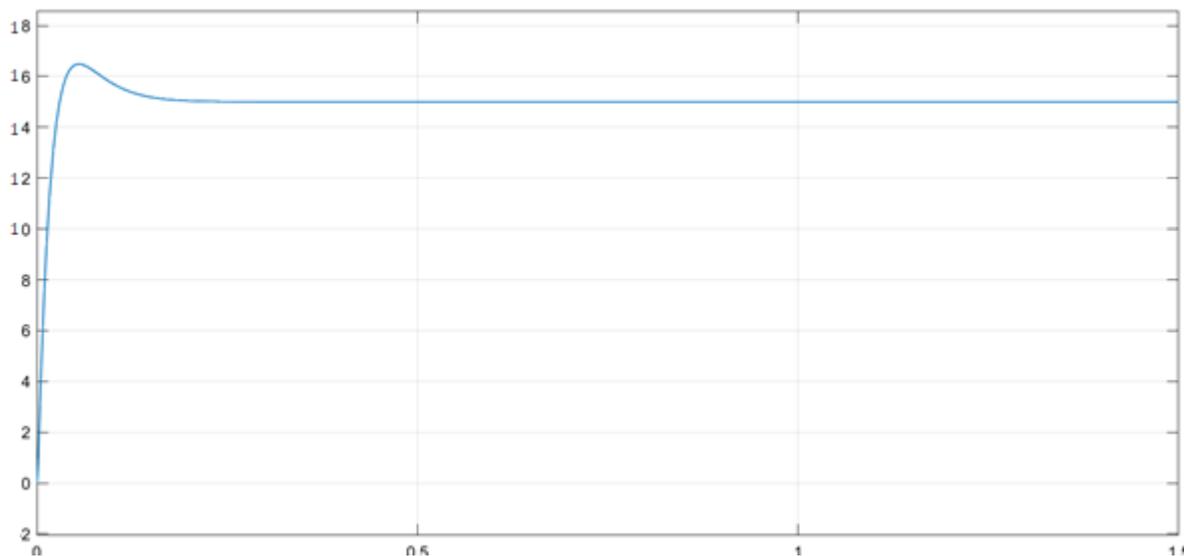


Figura 86. Respuesta transitoria del sistema.

Lógica de programación

Se estudiaron y definieron las etapas del ciclo de marcha a reproducir, y se establecieron los ángulos de movimiento permitidos en el prototipo. Una vez que se definieron estas condiciones se estudió la relación existente entre los pulsos del encoder y el ángulo generado entre la pieza de unión al socket y la posición inicial, de manera experimental y los resultados se observan en la Tabla 33.

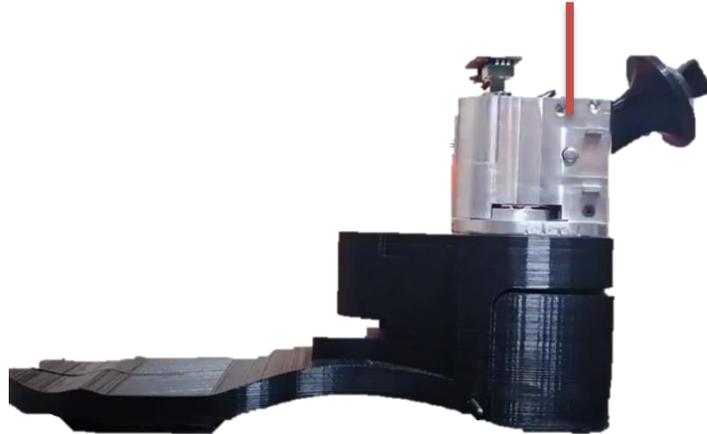


Figura 87. Ángulos de movimiento en prototipo.

Tabla 33. Relación ángulo deseado con pulsos del encoder.

Etapa	Ángulo deseado	Pulsos del encoder
Contacto talón	15°	25
Apoyo plantar	40°	55
Máxima dorsiflexión	0°	0
Despliegue	7°	5

El código implementa una librería del control PID, donde se ingresan las constantes definidas para el prototipo, como el control que se aplicará es PD no se considera la constante integral.

El funcionamiento del sistema se basa en una máquina de estados, donde cada estado es una posición deseada, cada estado está activo por determinado tiempo para poder pasar a la siguiente posición siempre y cuando la primera posición sea alcanzada.

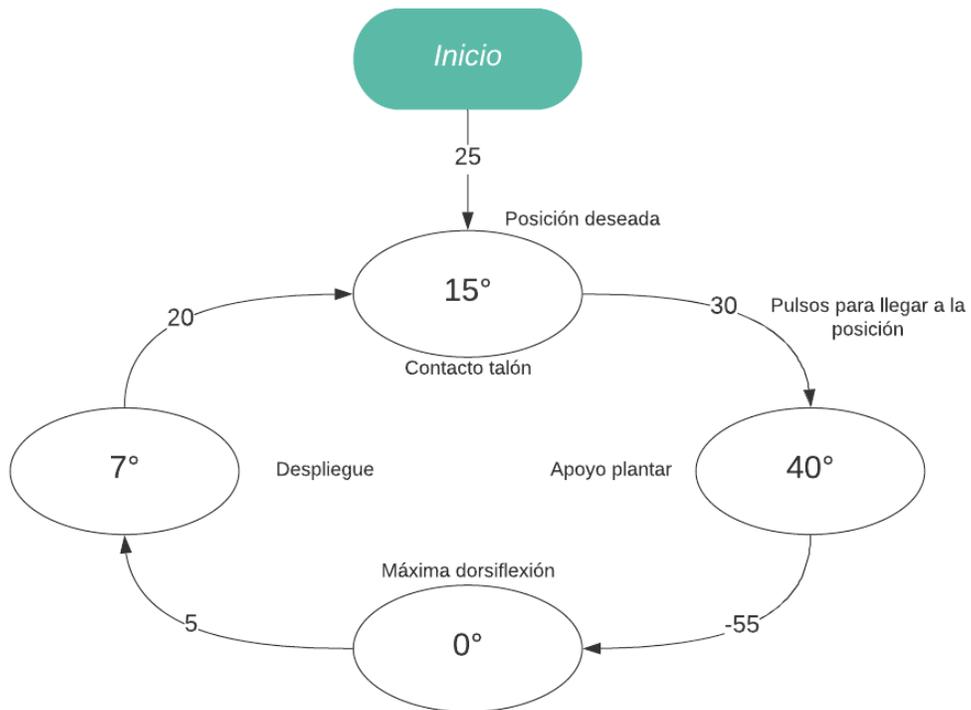


Figura 88. Lógica de programación.

Como el ciclo de marcha está diseñado para reproducirse a una velocidad de 1.44 millas por hora o 0.644 metros por segundo y considerando que la zancada promedio de un sujeto masculino es de 76.2 metros, se obtiene un tiempo de 1.2 s en cada ciclo.

10. Construcción del prototipo

Dentro de esta sección se abordan cada una de las etapas necesarias para la construcción del prototipo, incluyendo la parte mecánica, electrónica y la estructura de pruebas.

Construcción mecánica

Debido a la situación y por indicaciones de la empresa solamente se construyó el tercer diseño, es decir el biónico, y modificando algunas características de diseño para hacer posible su construcción el tiempo establecido, y lograr un funcionamiento únicamente demostrativo.



Figura 89. Elementos mecánicos de la prótesis.

El prototipo conserva las piezas maquinadas en aluminio del prototipo anterior, y las piezas nuevas se fabricaron en impresión 3D en PLA. Las piezas impresas se muestran en la Figura 90 y son la cubierta del empeine, talón, caja de electrónica, tapa de electrónica, suela y acople a encaje. La pieza que más tiempo tardó fue la suela con 28 horas 31 minutos.

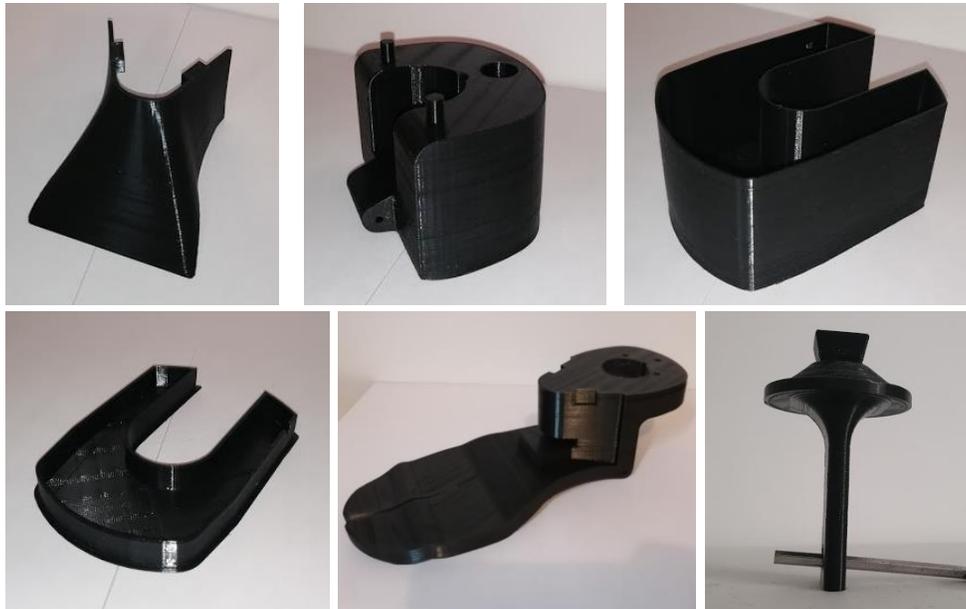


Figura 90. Piezas impresas en 3D, PLA.

Debido a detalles de impresión con las tolerancias algunas piezas se lijaron para lograr el correcto ensamblaje entre ellas. Se uso un Dremel con lija en grano 80 y con lijas de grano 100, 220, 320, 400 y 600 en los acabados. Para unir las piezas de suela y talón fue necesario usar un alambre galvanizado de calibre 12.5 como eje para la articulación. Para el resorte se implementó uno de plástico con dimensiones similares al diseñado que se colocó en el espacio disponible para el componente.

Una de las adaptaciones que el diseño requería fue la implementación de un encoder alienado al tornillo sinfín, por lo que se perforaron dos piezas de aluminio, la tapa de la estructura y el tornillo sinfín para poder adaptarlo con un pequeño opresor, este elemento de manera externa.



Figura 91. Perforación de tornillo sinfín y tapa de estructura para encoder.

En la suela se añadieron tiras de Nylon para evitar desgaste, amortiguar cada paso y que no se resbale el prototipo al apoyar en una superficie lisa durante las pruebas.



Figura 92. Suela de prótesis con Nylon.

Construcción del circuito electrónico

Se crearon los dos diseños de las PCB, la que incluía el microcontrolador de montaje superficial y la que implementaba el Arduino Nano. Una vez que se tuvieron las PCB, se procedió a soldar los componentes tanto superficiales como los que atraviesan la placa. Para la unión de los componentes se soldaron directamente de los pines al cable, protegiendo las terminales tanto en la PCB como en los componentes.

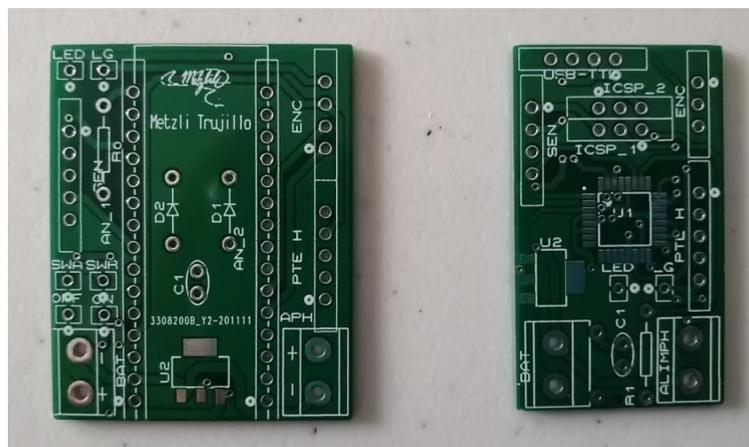


Figura 93. PCB Arduino Nano y PCB microcontrolador.

La PCB más compacta que se muestra en la Figura 94 tiene únicamente los componentes superficiales soldados, pues se decidió terminar el proyecto implementando el Arduino Nano.



Figura 94. PCB con componentes superficiales.

La PCB que implementa el Arduino Nano se muestra en la Figura 95, vista por la parte trasera, frontal y frontal con el Arduino Nano ensamblado. Mientras que en la Figura 96 se observa ya con el cableado. Al realizar pruebas en la electrónica la alimentación no energizaba todo el circuito, por lo que el Arduino Nano debía ser energizado por medio del cable USB.

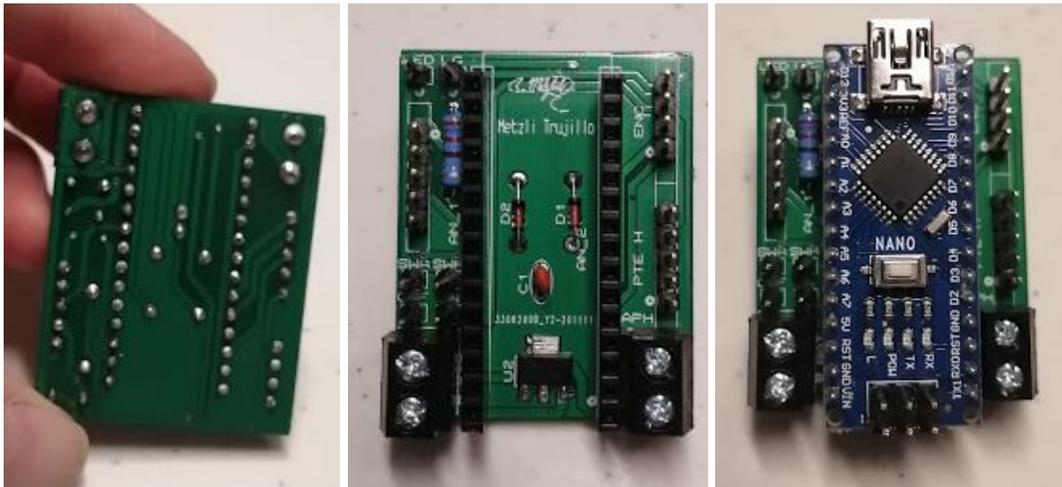


Figura 95. PCB Arduino Nano, componentes soldados.

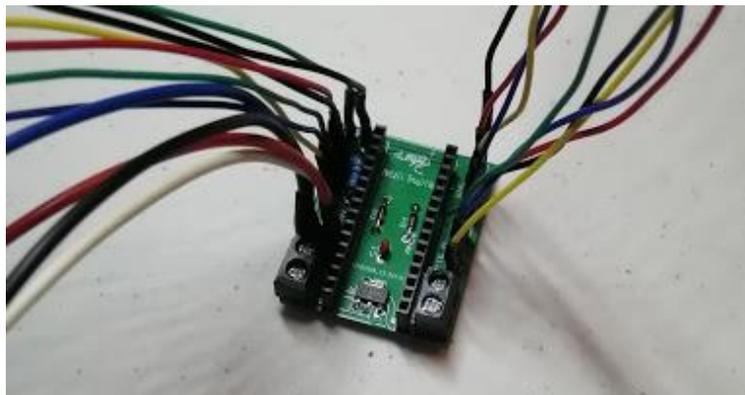


Figura 96. PCB Arduino Nano con cableado.

La caja de la electrónica estaba diseñada para tener las dimensiones necesarias para que la batería estuviera dentro de ella, pero al poner una PCB más grande, el Arduino Nano, los switches y el cableado, además de las perforaciones que se requirieron hacer, el espacio fue insuficiente.



Figura 97. Circuito dentro de la caja de electrónica.

Construcción de estructura de pruebas

La estructura de pruebas se diseñó para usarse en un sujeto masculino de 1.70 m de altura y 58 años. La estructura está compuesta por dos rodamientos de 26 mm de diámetro y 9 mm de alto, un perno y un soporte para el tubo en impresión 3D en PLA, y dos eslabones.

El eslabón principal es de MDF que tiene tres capas en 3 mm (capas externas) y 6 mm (capa media) que permiten mantener ocultos y fijos el rodamiento y el perno de unión a cadera. El eslabón principal tiene dos ranuras para colocar un cinturón y poder adaptar al usuario.

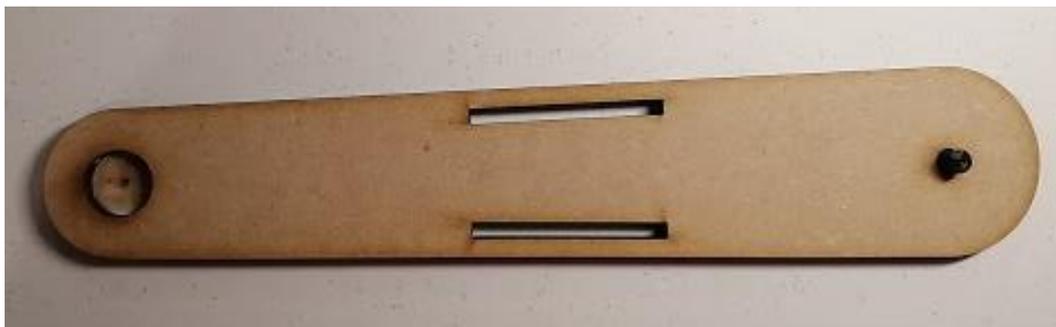


Figura 98. Eslabón principal de la estructura.

Otro componente importante de la estructura es el eslabón de la cadera, el cual también presenta tres capas y compartimiento para mantener oculto el rodamiento. Con una última capa para colocar el cinturón que rodeó la cadera y mantener fija la

estructura al usuario. Las piezas en MDF fueron cortadas en láser y unidas con pegamento y tornillería.



Figura 99. Eslabón de cadera de la estructura.

Por último, un tubo de PVC de 35 cm de longitud y una pulgada de diámetro unido al eslabón principal con el soporte que se observa en la Figura 100, la cual cuenta con tres tornillos que permiten fijo el tubo y poder modificar la altura.



Figura 100. Soporte para el tubo.

Para colocar y fijar la estructura se implementan tres cintos con broche y pinza para poder ajustar al usuario.

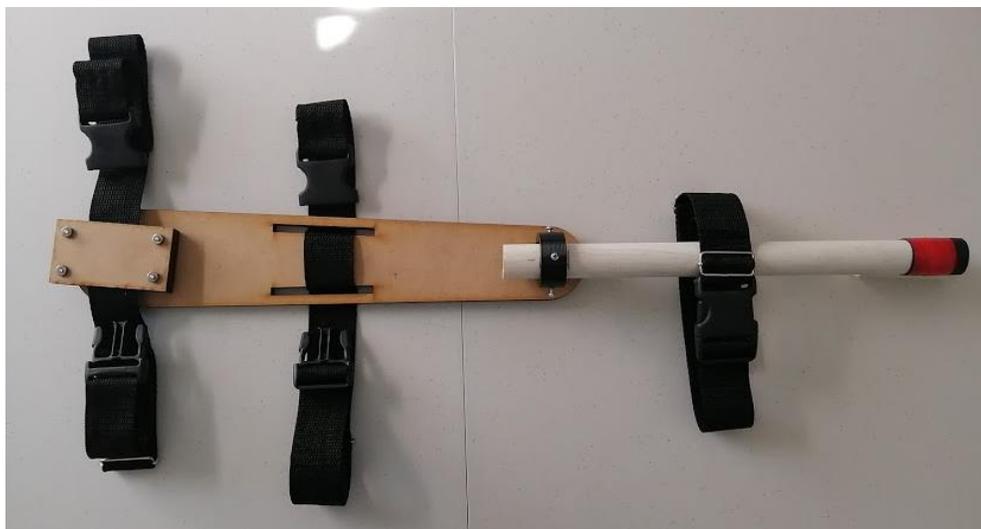


Figura 101. Estructura de pruebas ensamblada.

Sistema integrado

En esta sección se muestra la prótesis biónica ensamblada desde diferentes ángulos.



Figura 102. Prótesis biónica.



Figura 103. Vista trasera, lateral y frontal de prótesis.

Considerando todos los componentes del sistema tanto mecánicos como electrónicos, así como los insumos utilizados se realizó una lista de componentes y costos. Sin considerar gastos de envío o repuestos.

Tabla 34. Componentes y costos.

Componente	Costo
Mecanismo	
Rollo de PLA	\$590
Tornillería	\$12
Alambre galvanizado	\$10
Lijas	\$20
Perforación de piezas	\$150
	\$782
Electrónica	
PCB	\$21.50
Encoder	\$45
Arduino Nano	\$130
Borneras	\$20
Pines hembra/macho	\$10
Cableado	\$32
Cinta de protección Termofit	\$7
Diodos	\$8
Resistencias	\$1
Switches	\$11
Led	\$1.50
Regulador de voltaje	\$3
Conector a baterías	\$32
Conector banana	\$20
Microcontrolador	\$34.5
Batería	\$400
	\$755
Estructura de pruebas	
Corte laser MDF	\$120
Rodamientos	\$116
Tubo de PBC	\$20
Cintos	\$35
	\$291
Total	\$1828

VIII. RESULTADOS

Pruebas de funcionamiento

Una vez terminada la integración de todos los elementos, se procedió a verificar la funcionalidad del sistema. Las primeras pruebas de funcionamiento se realizaron con el circuito fuera de la caja de electrónica lo que permitía monitorear las condiciones de los componentes y hacer ajustes más rápidamente, y de manera estática, es decir, la prótesis permaneció fija. Estas permitieron identificar si las posiciones eran adecuadas y modificar las velocidades además de detectar posibles fallos en el comportamiento del sistema. Las pruebas se realizaron con una fuente de alimentación, y se limitaban los ciclos a reproducir durante la prueba, así como el inicio de cada prueba era controlada desde una computadora.

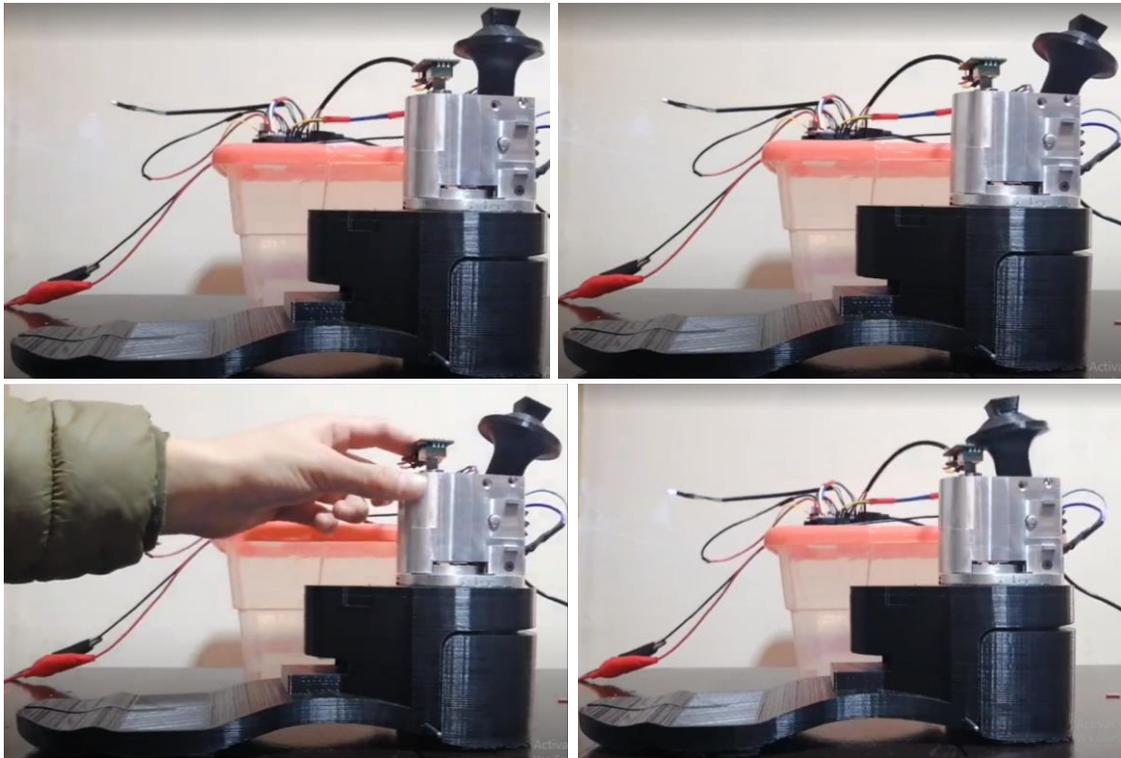


Figura 104. Pruebas de funcionamiento fijas.

Se realizaron nuevamente pruebas de funcionamiento ya con los componentes en la caja de electrónica donde la prótesis y se sometió a movimientos similares a la marcha.

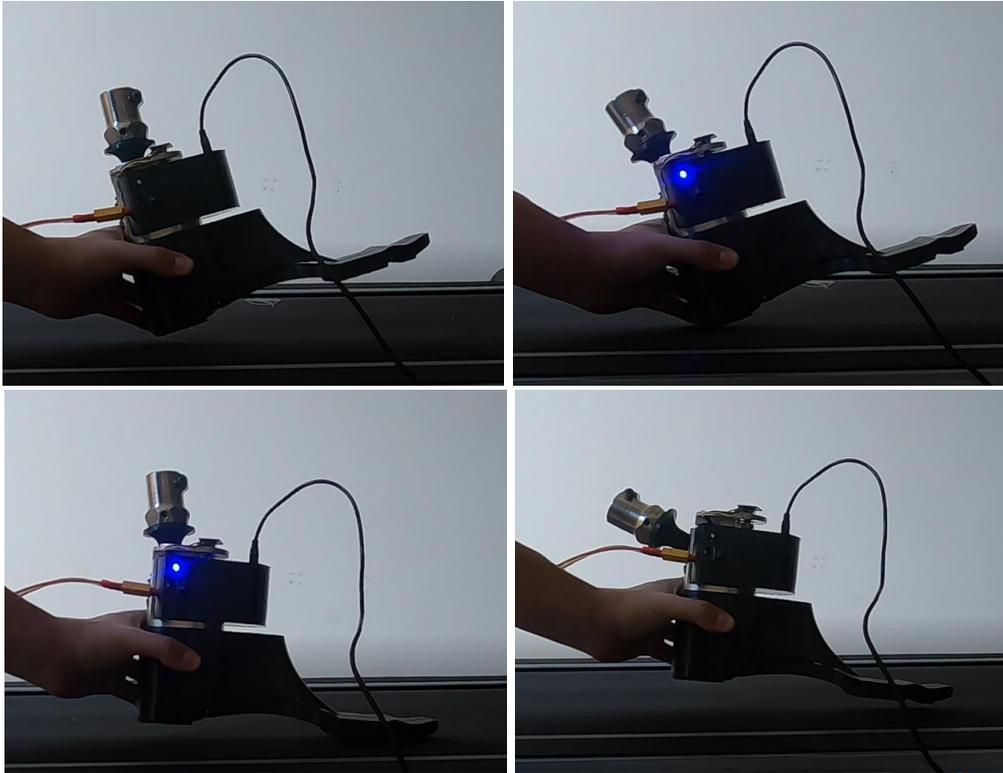


Figura 105. Pruebas de funcionamiento con movimiento.

Se realizaron también pruebas con movimiento, pero sujetando la prótesis del encaje para verificar que soportaba estar colgado en una estructura.

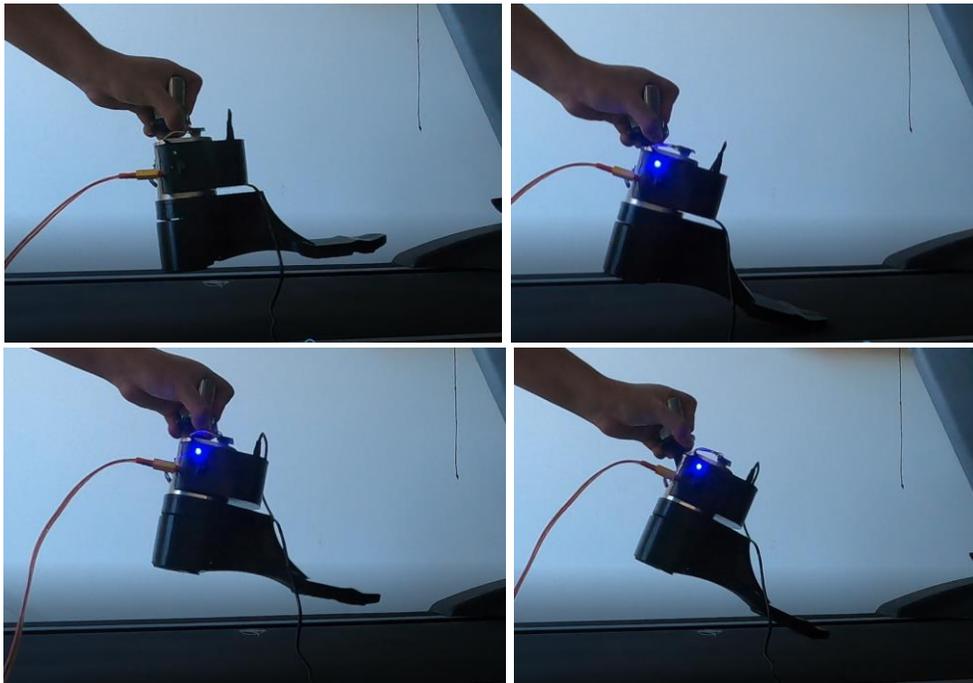


Figura 106. Pruebas de funcionamiento con movimiento y suspendida.

Pruebas de funcionamiento en estructura

El funcionamiento de la prótesis fue probado en la estructura la cual va de manera paralela a la pierna y gracias a los cintos permite moverse al mismo tiempo que el usuario. Las pruebas con el usuario se realizaron en una caminadora que utiliza el sistema Americano. Para comenzar la prueba se le explicó al usuario el ciclo de marcha, las etapas que la constituyen y las posiciones que reproduce la prótesis. Después se le pidió al usuario familiarizarse con la caminadora y probar diversas velocidades. Una vez colocada la estructura en el usuario se realizaron pruebas para familiarizarse con el movimiento de la prótesis, pero sin activar la caminadora.



Figura 107. Prueba con el usuario.

Se realizaron pruebas con la caminadora activada a una velocidad de una milla por hora, que era una velocidad suave de prueba, donde se pudo observar que el ciclo de marcha de la persona y la prótesis se sincronizaban. El funcionamiento de la prótesis está programado para avanzar a la siguiente posición una vez alcanzada la primera posición. Si la prótesis topaba con la caminadora debido al paso que daba el usuario esta se detenía hasta que el movimiento del usuario permitiera avanzar.

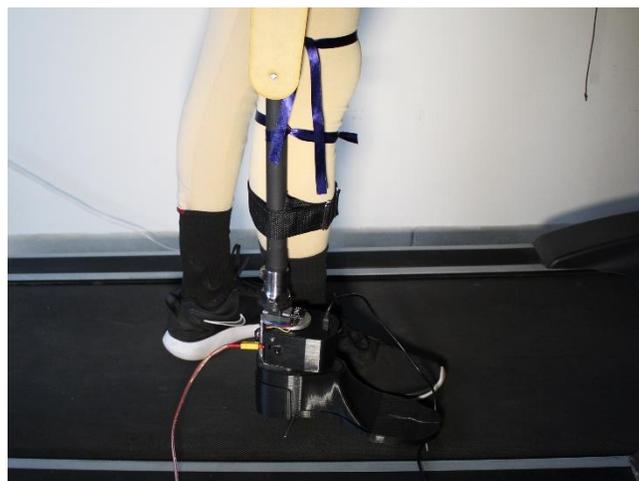


Figura 108. Prueba en caminadora.

Al probar el funcionamiento en velocidades más altas se perdía la sincronía en el caminado, algunas etapas se reproducían de manera similar, pero si la prótesis entraba en contacto con la caminadora ocurría el desfase, todas las pruebas que se hicieron fueron conectadas a una fuente. En velocidades altas se probó a 2 millas por hora y a 2.6 millas por hora que es la velocidad más cercana a marcha natural de un amputado (71m/min). En la última prueba se conectaron las baterías, pero la prótesis tuvo un contacto repentino con la caminadora enclavando el mecanismo al encoder y provocando el desengrane de la corona y el tornillo sinfín, al tratar de regresar el mecanismo a la posición inicial, la pieza de unión al encaje se quebró imposibilitando continuar con las pruebas.

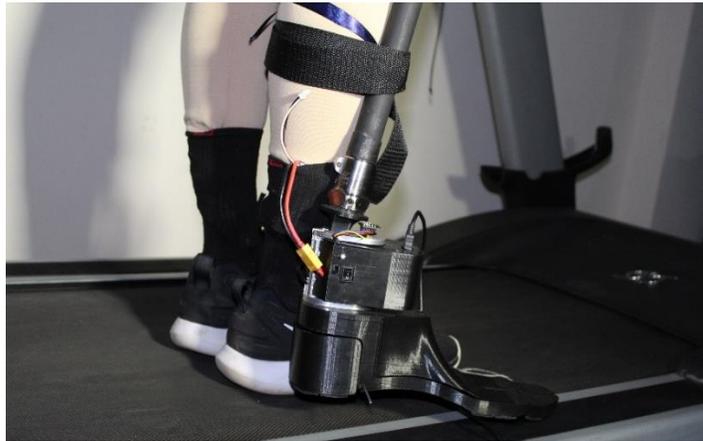


Figura 109. Prueba con baterías.

Recomendaciones

Gracias a las pruebas se pudieron conocer consideraciones importantes.

- Si la prótesis no está realmente sincronizada con la marcha del usuario esta no debía entrar en contacto con el suelo, ya que podría afectar directamente en el funcionamiento del prototipo.
- Antes de iniciar un ciclo de prueba se debe colocar la prótesis en la posición inicial, ya que al inicializarse el programa el encoder toma la primera posición como posición inicial, lo que puede causar enclavamiento del mecanismo y dañar algún componente.
- Para facilitar las pruebas el usuario debe estar familiarizado con el prototipo y el funcionamiento ya que este prototipo presenta variaciones al ciclo de marcha real.
- Adaptar una estructura más sólida y con mayor sujeción, crearía pruebas más contundentes.
- El modelo tiene una amplia oportunidad de mejora, el diseño hasta ahora es experimental y podría tener grandes beneficios en un futuro.

IX. TRABAJO A FUTURO Y CONCLUSIONES

Trabajo a futuro

- Reducir el cableado del circuito para integrar la batería en la caja de la electrónica o adaptarla en otro espacio. Así como rediseñar la caja de la electrónica considerando las nuevas perforaciones.
- Rediseñar el circuito electrónico haciéndolo más eficiente, implementar un microcontrolador en lugar del Arduino Nano.
- Adaptar un espacio para el encoder dentro de la estructura, modificar las piezas necesarias y fabricando las piezas en el material diseñado, y agregar también el resorte.
- Diseñar una estructura más apta para las pruebas.
- Construir los dos primeros diseños de prótesis, comparar los tres modelos y evaluar cual tiene mejor respuesta y desempeño.

Conclusiones

Con base en los objetivos específicos planteados, los alcances establecidos y a pesar de las condiciones extraordinarias, el tiempo limitado, modificaciones de último momento, el uso de instalaciones improvisadas y equipo que se tenía a disposición desde casa se puede decir que el proyecto se desarrolló con éxito.

Se obtuvo un rediseño que se adaptó a las necesidades del usuario y principalmente de la empresa PROBIONICS S.A. de C. V. La metodología de diseño mecatrónico fue implementada durante el proceso de desarrollo, partiendo de diseños conceptuales, evaluando las posibles soluciones y seleccionado las mejores opciones actuales.

Se desarrollaron tres modelos CAD que cubren los requisitos establecidos por la empresa, un modelo sin articulación, un modelo articulado y un modelo biónico. Los primeros dos modelos fueron creados por completo, mientras que el tercer modelo se basó en el rediseño de la prótesis existente, cumpliendo con el primer objetivo de mejorar la parte mecánica para brindar mayor soporte y amortiguamiento al caminar, se modificó completamente la suela, creando un diseño simétrico que pueda usarse en cualquier pie sin distinción, cuenta con una división metatarsofalángica que permite una mejor adaptación al terreno y flexibilidad en la fase de despliegue del ciclo de marcha.

Los tres diseños fueron sometidos a simulaciones en software CAE y cuentan con análisis estáticos, aplicando 961.38 N a soportar, el primer diseño presenta un factor de seguridad de 2.7, el segundo de 3.1 y el último de 1.5. Confirmando que los diseños serán capaces de resistir el peso de usuario. Originalmente los diseños contaban materiales que usa la empresa se seleccionaron aluminio 1060 H16, polímero acetal y filamento de ónix para impresión 3D, los cuales dependen de la pieza en cuestión. Debido a las condiciones y ya que este prototipo no será sometido al peso del paciente se decide crear un dispositivo demostrativo para el cual se hicieron modificaciones en el material de las piezas, imprimiendo en 3D las piezas rediseñadas.

También por cuestiones de tiempo se modificó la electrónica adaptando un Arduino Nano y seleccionando como sensor de retroalimentación en el control a un encoder. Aun así, el diseño de la electrónica se logró reducir el espacio de 110.97 mm por 97.78 mm del diseño anterior a 101.13 mm por 71.95, conservando el mismo alto de 53 mm. Manteniendo la mayoría de los componentes internamente. Esto es posible por la selección de nuevos componentes y el diseño de una PCB más compacta. Se logró diseñar e implementar un sistema de control PD de acuerdo con las necesidades y características del sistema.

Se logró monitorear y controlar la posición de la prótesis, gracias a la reproducción de las etapas esenciales de la marcha natural, y a la implementación de un encoder. Se probó el funcionamiento en una estructura que se colocaba de manera paralela a la pierna de una persona usando una caminadora.

El rediseño de algunas piezas hizo posible la reducción de piezas y elementos de unión, creando un diseño más ligero y compacto. La altura de acople del diseño uno es de 121.26 mm, del diseño dos es 105.19 mm y del diseño tres es 183.54 mm los tres diseños logran un acople para pacientes con diferentes niveles de amputación.

Cualquier diseño es mejorable y el proyecto aun presenta una amplia área de oportunidad, en lo personal fue un proyecto retador y motivante. El traducir una idea a algo tangible es realmente satisfactorio y complicado.

X. FUENTES DE CONSULTA

- [1] Dr. Eduardo Vázquez Vela, Dra. Martha Hilar Medina, Dr. Leobardo Ruiz, Dra. Irma Guadalupe, «Los amputados, un reto para el estado.,» de *Acta de sesión del 4 de marzo del 2015, Academia Nacional de Medicina*, México, 2015.
- [2] C. d. p. y. vivienda, «INEGI,» 2010. [En línea]. Disponible: https://www.inegi.org.mx/app/tabulados/pxweb/inicio.html?rxid=b51bf4a1-c6da-41c8-b298-023266cfc4d6&db=Discapacidad&px=Discapacidad_01. [Último acceso: 17 Agosto 2019].
- [3] C. d. p. y. vivienda, «INEGI,» 2010. [En línea]. Disponible: https://www.inegi.org.mx/app/tabulados/pxweb/inicio.html?rxid=b51bf4a1-c6da-41c8-b298-023266cfc4d6&db=Discapacidad&px=Discapacidad_02. [Último acceso: 17 Agosto 2019].
- [4] N. Cisneros-González, V. N. Libreros Bango, Á. Campos Hernandez, J. Kumate Rodriguez, I. d. J. Ascencio Montiel, H. Rodríguez Vázquez , J. Dávila Torres y V. H. Borja Aburto, «Índice de amputaciones de extremidades inferiores en pacientes con diabetes.,» *Revista Medica Instituto Mexicano del Seguro Social* , vol. 54, nº 4, p. 8, 2016.
- [5] Ottobock, «Ottobock, Articulaciones de rodilla,» 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/>. [Último acceso: 25 Agosto 2019].
- [6] «Real Academia Española,» 2019. [En línea]. Disponible: <https://dle.rae.es/amputar>. [Último acceso: Enero 2020].
- [7] « American College of Foot and Ankle Surgeons (ACFAS),» 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.acfas.org/content.aspx?id=1122>. [Último acceso: Febrero 2020].
- [8] «Ottobock,» 2014. [En línea]. Disponible: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>. [Último acceso: Enero 2020].

- [9] V. María José Espinoza, S. Daniela García, «Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente,» *Revista Médica Clínica las Condes*, vol. 25, nº 2, pp. 276-280, 2014.
- [10] G. A. M. G. Balk EM, «Lower Limb Protheses: Measurement Instruments, Comparison of Component Effects by Subgroups, and Long-Term Outcomes,» Agency for Healthcare Research and Quality (US);, Rockeville, 2018.
- [11] A. J. D. Martínez, «Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales,» Santiago de Chile, 2015.
- [12] RAE, «Real Academia Española,» 2019. [En línea]. Disponible: <https://dle.rae.es/?id=US6Q9JZ>. [Último acceso: 25 Agosto 2019].
- [13] J. Perry, *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*, New Jersey: Slack, 1992.
- [14] Desconocido, «Aprende en línea, Plataforma academica para grado y pregrado,» Universidad de Antioquia, Moodle, 16 Febrero 2016. [En línea]. Disponible: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205&lang=en>. [Último acceso: 2018 Agosto 26].
- [15] L. M. Mooney and H. M. Herr, "Continuously-Variable Series-Elastic Actuator," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- [16] J. W. a. H. H. Samuel K. Au, «Biomechanical Design of a Powered Ankle-Foot Prosthesis,» de *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, 2007.
- [17] Samuel K. Au, Jeff Weber, and Hugh Herr, «Powered Ankle–Foot Prosthesis Improves walking metabolic Economy,» *IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS*, vol. 25, nº 1, pp. 51-67, 2009.
- [18] J. F. Duval y H. M. Herr, «FlexSEA: Flexible, Scalable Electronics Architecture for Wearable,» de *IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Singapore, 2016.

- [19] Enrique Palacios, Fernando Remiro, Lucas J. López, Microcontrolador PIC16F84, Ciudad de México: Alfaomega, 2004.
- [20] «Unocero,» Capital Digital, 2019. [En línea]. Disponible: <https://www.unocero.com/noticias/compiladores-gratuitos-de-c-para-microcontroladores/>.
- [21] «SEW Euro Drive,» SEW-EuroDrive, 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.sew-eurodrive.com.mx/productos/motorreductores/motorreductores.html>.
- [22] R. Pallás, Sensores y acondicionadores de señal., Marcombo.
- [23] Pablo Zafra Duque y José Antonio Berna Gascón, «Análisis de la presión plantar entre el pie dominante y no dominante en jugadores de futbol profesional.,» *THERAPEÍA* 6, p. 14, Julio 2014.
- [24] R. P. Areny, Sensores y acondicionadores de señal, Marcombo, 2005.
- [25] Richard G Budynas, Keith Nisbett, Shigley's Mechanical Engineering Design, McGraw-Hill.
- [26] Desconocido, «Engranajes Juaristi,» Web Aner, [En línea]. Disponible: <http://www.engranajesjuaristi.com/grupos-sinfin-corona.php>.
- [27] I. Sánchez Navarro, «Prótesis biónicas, biología y tecnología.,» *Panorama Actual del Medicamento (PAM)*, vol. 42, nº 411, p. 4, 2018.
- [28] M. Goršič, R. Kamnik, L. Ambrožič, N. Vitiello, D. Lefeber, G. Pasquini y M. Munih, «Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis,» *US National Library of Medicine National Institutes of Health*, p. 15, 11 Febrero 2014.
- [29] Avila C. Rosario Prado L. Lilia, Gonzáles M. Elvia, Dimensiones antropométricas de, Vols. %1 de %2ISBN 978-970-27-1193-3, U. d. Guadalajara, Ed., Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, 2007.

- [30] O. Cía, «OttoBock,» OttoBock, 2019. [En línea]. Disponible: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/empower-ankle/>. [Último acceso: Enero 2020].
- [31] S. P. & O. Inc, «skylandprosthetics.net,» Skyland, 2019. [En línea]. Disponible: <https://www.skylandprosthetics.net/BiOM-Ankle>. [Último acceso: Enero 2020].
- [32] Össurs, «Össurs, life without limitations,» Össurs iberia , 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.ossur.es/soluciones-proteticas/productos/-dynamic-solutions/proprio-foot>. [Último acceso: Enero 2020].
- [33] Össurs, «Össurs,» Össurs iberia, 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.ossur.es/soluciones-proteticas/productos/dynamic-solutions/pro-flex>. [Último acceso: Enero 2020].
- [34] Össurs, «Össurs, life without limitations,» Össurs iberia, 2020. [En línea]. Disponible: <https://www.ossur.es/soluciones-proteticas/productos/dynamic-solutions/pro-flex-xc>. [Último acceso: Enero 2020].
- [35] Protesica, «Protesica.com.co,» Protésica S.A.S, 2015. [En línea]. Disponible: <http://protesica.com.co/portfolio-item/pie-triton-1c60-1c62-1c64/>. [Último acceso: Enero 2020].
- [36] Garotecnica, «Ortésica, prótesis Garo,» Ortopedia GARO SL, 2018. [En línea]. Disponible: <https://garotecnica.com/protesica/miembro-inferior/pies/freedom-innovation-senator/>. [Último acceso: Enero 2020].
- [37] R. L. Mott, Diseño de elementos de máquinas, Edo. de México: Pearson, 2006.
- [38] Enidine, «Shock Absorbers and rate controls,» *Endine products catalogue* , p. 112, 2013.
- [39] A. desconocido, «Pédica,» Pédica , 20 Marzo 2016. [En línea]. Disponible: <https://www.piedica.com/blog-dolor-de-pies/pie-plano-en-adulto>. [Último acceso: Febrero 2020].

- [40] M. J. Espinoza V y D. García, «Niveles de amputación en extremidades inferiores: repercusión en el futuro del paciente,» *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, nº 2, pp. 276-280, 2014.
- [41] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular, miembro inferior.*, Maloine.
- [42] Juan Ortiz Miranda, Carlos Eduardo Acosta Montoya, «Diseño y construcción de una prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial,» Tesis, Zacatecas, 2016.
- [43] R. L. Mott, *Diseño de elementos de máquinas*, Edo. de México: Pearson, 2006.

XI. APÉNDICES

Apéndice A: Propiedades de los materiales seleccionados.

ÓNIX Impresión 3D

Plastic Matrix	Test (ASTM)	Onyx	Onyx FR	Nylon W	Dimensions and Construction of Plastic Test Specimens:
Tensile Modulus (GPa)	D638	1.4	1.3	1.7	<ul style="list-style-type: none"> Tensile test specimens: ASTM D638 type IV beams Flexural test specimens: 3-pt. Bending, 4.5 in (L) x 0.4 in (W) x 0.12 in (H) Heat-deflection temperature at 0.45 MPa, 66 psi (ASTM D648-07 Method B)
Tensile Stress at Yield (MPa)	D638	36	29	51	
Tensile Strain at Yield (%)	D638	25	33	4.5	
Tensile Stress at Break (MPa)	D638	30	31	36	All Markforged composite machines are equipped to print Onyx. Nylon White is available on the Mark Two and X7. Onyx FR is available on X3, X5, and X7.
Tensile Strain at Break (%)	D638	58	58	150	
Flexural Strength (MPa)	D790 ¹	81	79	50	Markforged parts are primarily composed of plastic matrix. Users may add one type of fiber reinforcement in each part, enhancing its material properties.
Flexural Modulus (GPa)	D790 ¹	3.6	4.0	1.4	
Heat Deflection Temp (°C)	D648 B	145	145	41	
Flame Resistance	UL94	—	V-0 ²	—	1. Measured by a method similar to ASTM D790. Thermoplastic-only parts do not break before end of flexural test.
Izod Impact - notched (J/m)	D256-10 A	330	—	110	2. Onyx FR is UL 94 V-0 Blue Card certified down to a thickness of 3mm.
Density (g/cm ³)	—	1.2	1.2	1.1	

Acetron® GP Acetal

Physical Properties	Metric	English	Comments
Specific Gravity	1.41 g/cc	1.41 g/cc	ASTM D792
Water Absorption	0.20 %	0.20 %	Immersion, 24hr; ASTM D570(2)
Water Absorption at Saturation	0.90 %	0.90 %	Immersion; ASTM D570(2)
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Rockwell M	88	88	ASTM D785
Hardness, Rockwell R	120	120	ASTM D785
Hardness, Shore D	85	85	ASTM D2240
Tensile Strength	65.5 MPa	9500 psi	ASTM D638
Elongation at Break	30 %	30 %	ASTM D638
Tensile Modulus	2.76 GPa	400 ksi	ASTM D638
Flexural Strength	82.7 MPa	12000 psi	ASTM D790
Flexural Modulus	2.76 GPa	400 ksi	ASTM D790
Compressive Strength	93.1 MPa	13500 psi	10% Def.; ASTM D695
Compressive Modulus	1.79 GPa	260 ksi	ASTM D695
Shear Strength	55.2 MPa	8000 psi	ASTM D732
Izod Impact, Notched	0.534 J/cm	1.00 ft-lb/in	ASTM D256 Type A
Coefficient of Friction, Dynamic	0.25	0.25	Dry vs. Steel; QTM55007
K (wear) Factor	403 x 10 ⁻⁸ mm ³ /N-M	200 x 10 ⁻¹⁰ in ³ -min/ft-lb-hr	QTM 55010
Limiting Pressure Velocity	0.0946 MPa-m/sec	2700 psi-ft/min	4:1 safety factor; QTM 55007

Apéndice B: Propiedades del amortiguador DC2.

Catalog No./ Model	(S) Stroke in. (mm)	(E _T) Max. in.-lbs./cycle (Nm/c)	(E _T C) Max. in.-lbs./hour (Nm/h)	(F _p) Max. Shock Force lbs. (N)	Nominal Coil Spring Force		Model Weight lbs. (g)
					Extended lbs. (N)	Compressed lbs. (N)	
△ STH .25M	0.25 (6,0)	100 (11)	39,000 (4 420)	615 (2 730)	2.5 (11)	4.0 (18)	2.8 oz. (79)
△ STH .5M	0.50 (12,5)	585 (65)	390,000 (44 200)	1,800 (8 000)	4.0 (18)	7.0 (31)	7.7 oz (218)
△ STH .75M	0.75 (19,0)	2,180 (245)	780,000 (88 400)	4,400 (19 600)	8.0 (35)	20.0 (90)	1.1 (500)
△ STH 1.0M	1.00 (25,0)	4,400 (500)	1,300,000 (147 000)	6,700 (29 800)	22.0 (98)	53.0 (235)	1.6 (726)
△ STH 1.0M x 2	2.00 (50,0)	8,800 (1 000)	2,100,000 (235 000)	6,700 (29 800)	15.0 (66)	30.0 (133)	1.9 (862)
△ STH 1.5M x 1	1.00 (25,0)	10,200 (1 150)	2,200,000 (250 000)	14,600 (65 000)	20.0 (90)	51.0 (227)	3.1 (1 400)
△ STH 1.5M x 2	2.00 (50,0)	20,400 (2 300)	3,200,000 (360 000)	14,600 (65 000)	12.5 (56)	51.0 (227)	4.0 (1 800)

Catalog No./ Model	A in. (mm)	A ₁ in. (mm)	C in. (mm)	D in. (mm)	E in. (mm)	F in. (mm)	WF in. (mm)
STH .25M	—	2.81 (71,0)	M14 X 1.0 M14 x 1,0	.19 (4,8)	.50 (12,7)	2.00 (51,0)	.50 (13,0)
STH .5M	—	3.50 (89,0)	M22 X 1.5 M22 x 1,5	.22 (5,6)	.38 (9,5)	2.70 (68,5)	.88 (20,0)
STH .75M	—	5.13 (130,0)	M30 X 2.0 M30 x 2,0	.31 (8,0)	.56 (14,3)	4.06 (103,0)	1.13 (27,0)
STH 1.0M	—	6.70 (170,0)	M36 X 1.5 M36 x 1,5	.38 (9,5)	.69 (17,5)	5.38 (136,5)	1.25 (32,0)
STH 1.0M x 2	—	9.38 (238,2)	M36 X 1.5 M36 x 1,5	.38 (9,5)	.69 (17,5)	7.02 (178,3)	1.25 (32,0)
STH 1.5M x 1	7.09 (180,0)	—	M45 X 1.5 M45 x 1,5	.63 (16,0)	—	6.06 (154,0)	1.63 (42,0)
STH 1.5M x 2	10.63 (270,0)	—	M45 X 1.5 M45 x 1,5	.63 (16,0)	—	8.62 (219,0)	1.63 (42,0)

37D Metal Gearmotors



Pololu 37D Metal Gearmotors are powerful brushed DC motors paired with 37mm-diameter gearboxes. There are nine different gearbox options available, ranging from 6.3:1 to 150:1, and two different motor options: 12 V and 24 V. The 24 V versions offer approximately the same speed and torque at 24 V as their 12 V counterparts do at 12 V, with approximately half the current draw. This datasheet includes two sets of performance graphs for each version, one at its nominal voltage and one at half of its nominal voltage. Each version is available with an integrated 64 CPR quadrature encoder on the motor shaft.

Note: The original versions of these gearmotors had gearboxes with all spur gears. In August 2019, these were replaced by functionally identical “Helical Pinion” versions that feature helical gears for the first stage of the gearbox, which reduces noise and vibration and improves efficiency. The picture on the right shows the helical pinion gear and first mating gear.



Performance summary and table of contents

Rated Voltage	Pololu Item #	Gear Ratio	No Load		At Maximum Efficiency				Max Power	Stall Extrapolation ⁽²⁾		Graph Pages
			Speed	Current	Speed	Torque	Current	Output		Torque	Current	
12 V	4750 ⁽¹⁾	1	10,000							5		
	4747, 4757	6.25	1600	0.2	1300	4.9	1.2	6.4	12	30	5.5	5, 6
	4748, 4758	10	1000		850	6.6	0.91	5.7	12	49		7, 8
	4741, 4751	18.75	530		470	10	0.76	5.0	12	85		9, 10
	4742, 4752	30	330		280	18	0.78	5.1	12	140		11, 12
	4743, 4753	50	200		180	22	0.66	4.0	10	210		13, 14
	4744, 4754	70	150		130	32	0.68	4.2	10 ⁽³⁾	270		15, 16
	4745, 4755	102.08	100		87	42	0.72	3.8	8 ⁽³⁾	340		17, 18
	4746, 4756	131.25	76		66	60	0.74	4.1	6 ⁽³⁾	450		19, 20
	2828, 2829	150	67		58	65	0.72	3.8	6 ⁽³⁾	490		21, 22
24 V	4690 ⁽¹⁾	1	10,000		0.1							5.5
	4688, 4698	6.25	1600	1300		5.5	0.58	7.4	14	35	23, 24	
	4689, 4699	10	1000	850		7.5	0.49	6.6	14	55	25, 26	
	4681, 4691	18.75	530	450		13	0.49	6.1	13	95	27, 28	
	4682, 4692	30	330	280		19	0.46	5.5	13	150	29, 30	
	4683, 4693	50	200	170		27	0.41	4.9	12	230	31, 32	
	4684, 4694	70	140	120		39	0.42	5.0	10 ⁽³⁾	310	33, 34	
	4685, 4695	102.08	100	86		51	0.42	4.5	8 ⁽³⁾	390	35, 36	
	4686, 4696	131.25	79	68		63	0.40	4.4	6 ⁽³⁾	470	37, 38	
	4687, 4697	150	68	59		73	0.41	4.4	6 ⁽³⁾	560	39, 40	

Apéndice D: Propiedades del puente H.



VNH5019 Motor Driver Carrier



This carrier board for ST's VNH5019 motor driver IC operates from 5.5 to 24 V and can deliver a continuous 12 A (30 A peak). It works with 2.5 to 5 V logic levels, supports ultrasonic (up to 20 kHz) PWM, and features current sense feedback (an analog voltage proportional to the motor current). Along with built-in protection against reverse-voltage, over-voltage, under-voltage, over-temperature, and over-current, these features make this product a great general-purpose motor driver.

Features

- Operating voltage: 5.5 – 24 V¹
- Output current: 12 A continuous (30 maximum)
- 3V-compatible inputs
- PWM operation up to 20 kHz, which is ultrasonic and allows for quieter motor operation
- Current sense output proportional to motor current (approx. 140 mV/A; only active while H-bridge is driving)
- Motor indicator LEDs (indicates what the outputs are doing even when no motor is connected)
- Robust:
 - Reverse-voltage protection to -16 V
 - Can survive input voltages up to 41 V
 - Undervoltage and overvoltage shutdown
 - High-side and low-side thermal shutdown
 - Short-to-ground and short-to-Vcc protection

The motor and motor power connections are on one side of the board and the control connections are on the other side. The motor power supply connects to the large VIN and GND pins; it should be between 5.5 and 24 V and have the ability to deliver the potentially high currents the motor will require. The logic power supply (typically 2.5 – 5 V) connects to the small VDD and GND pads on the control side of the board and is used to power the internal pull-ups on the ENA and ENB enable lines. Any control input voltage above 2.1 V is guaranteed to be high, so this driver can be directly interfaced into both 3.3 and 5 V systems.

PIN	Default State	Description
VIN		The connection point for the positive side of the 5.5 – 24 V motor power supply. Since the overvoltage protection can be as low as 24 V, we do not recommend using 24V batteries for VIN.
VDD		The connection point for the positive side of the logic power supply (typically 2.5 – 5 V). The only function of this pin is to power the internal pull-ups on the two enable lines, ENA and ENB.
VOUT		This pin gives you access to the motor power supply after the reverse-voltage protection MOSFET (see the board schematic below). It can be used to supply reverse-protected power to other components in the system, but it should not be used for high currents. This pin should only be used as an output.
GND		Ground connection points for logic and motor power supplies. <u>The control source and the motor driver must share a common ground.</u>
OUTA		Output of half-bridge A (connects to one terminal of a DC motor).
OUTB		Output of half-bridge B (connects to the other terminal of a DC motor).
PWM	LOW	Pulse width modulation input: a PWM signal on this pin corresponds to a PWM output on the motor outputs.
INA	FLOAT	Motor direction input A (“clockwise” input).
INB	FLOAT	Motor direction input B (“counterclockwise” input).
CS		Current sense output. The pin voltage is roughly 140 mV per amp of output current when the CS_DIS pin is low or disconnected. The current sense reading is more accurate at higher currents. The CS pin is designed for PWM frequencies of 5 kHz or higher. If you use a PWM frequency lower than 5 kHz and want to measure the current, we recommend adding an extra capacitor between the CS pin and GND to smooth out the signal. For example, if you use a PWM frequency of 490 Hz and want to measure the current, you should add a 1 μ F capacitor (or larger) between CS and GND. (Note that while the CS voltage can potentially exceed 3.3 V at high currents, the current sense circuit should be safe for use with many 3.3V analog inputs. Most MCUs have integrated protection diodes that will clamp the input voltage to a safe value, and since the CS circuit has a 10 k Ω resistor in series with the output, only a few hundred microamps at most will flow through that diode.)
ENA/DIAGA	HIGH	Combination enable input/diagnostic output for half-bridge A. When the driver is functioning normally, this pin acts as an enable input, with a logical high enabling half-bridge A and a logical low disabling half-bridge A. When a driver fault occurs, the IC drives this pin low and half-bridge A is disabled. This pin is connected to VDD through a pull-up resistor on the board.
ENB/DIAGB	HIGH	Combination enable input/diagnostic output for half-bridge B. See the description of ENA/DIAGA.
CS_DIS	LOW	Disables the current sense output, CS, when high. Can be left disconnected in most applications.

Apéndice E: Propiedades del sensor.

KEYES KY-040 Rotary Encoder



The Keyes KY-040 rotary encoder is a rotary input device (as in knob) that provides an indication of how much the knob has been rotated AND what direction it is rotating in. It's a great device for stepper and servo motor control. You could also use it to control devices like digital potentiometers. Pulses per rotation are 20, and consumption current are 10mA.

The pin outs for this rotary encoder are identified in the illustration below. The module is designed so that a low is output when the switches are closed and a high when the switches are open. The low is generated by placing a ground at Pin C and passing it to the CLK and DT pins when switches are closed. The high is generated with a 5V supply input and pullup resistors, such that CLK. By continuing to visit this and DT are both high when switches are open. Not previously mentioned is the existence of of push button switch that is integral to the encoder. If you push on the shaft, a normally open switch will close. The feature is useful if you want to change switch function. For example, you may wish to have the ability to between coarse and fine adjustments.

Apéndice F: Propiedades de la batería.

Batería Lipo 1300mah 7.4v 2s 20c Turnigy Dron Robótica Rc F



Capacidad mínima: 1300mAh
Configuración: 2S1P / 7.4v / 2Cell
Descarga constante: 20C
Descarga máxima (10 seg): 30C
Peso del paquete: 81g
Tamaño del paquete: 73 x 35 x 17 mm
Carga del enchufe: JST-XH
Tapón de descarga: XT60

Apéndice G: Propiedades del regulador de voltaje.



1. Description

The KIA1117 series of positive adjustable and fixed regulators is designed to provide 1A for applications requiring high efficiency. All internal circuitry is designed to operate down to 800mA input to output differential and the dropout voltage is fully specified as a function of load current.

The KIA1117 offers current limiting and thermal protection. The on chip trimming adjusts the reference voltage accuracy to 2%.

2. Features

- Output current of 1A typical
- Three-terminal adjustable or fixed
- 1.5V, 1.8V, 2.5V, 2.85V, 3.0V, 3.3V, 5.0V outputs
- Thermal protection built in
- Fast transient response

3. Applications

- PC motherboard
- LCD monitor
- DVD-Video player
- NIC/switch
- Telecom equipment
- High efficiency linear regulator
- Printer and other peripheral equipment
- Battery charger

4. Pinning information

Table1: Pinning-SOT223,simplified outline

Pin	Description	Simplified outline
1	ADJ/GND	<p>(SOT223 Front View)</p>
2	V_{OUT}	
3	V_{IN}	

5.Package information

2.5K/Reel 5K/Box 40K/CTN

6.Maximum ratings(Ta=25°C)

Table2: Maximum ratings

Parameter	Symbol	Rating	Unit
Input voltage	V_{IN}	12	V
Operating junction temperature	T_J	0~+125	°C
Storage temperature range	T_{STG}	-40~150	°C

8.Electrical characteristics

Table4: Electrical characteristics

($V_{IN}=10V, I_{OUT}=40mA, C_{IN}=0.33\mu F, C_{OUT}=0.1\mu F, T_J=25^\circ C$, Unless otherwise noted)

Parameter	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Unit
Reference voltage	V_{REF}	$I_{OUT}=10mA, V_{IN}-V_{OUT}=1.5V$	1.237	1.250	1.263	V
		$10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, V_{OUT}+1.5V \leq V_{IN} \leq 12V$	1.225	1.250	1.275	V
Output voltage	1.5v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 3.0V \leq V_{IN} \leq 12V$	1.470	1.500	1.530	V
	1.8v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 3.3V \leq V_{IN} \leq 12V$	1.764	1.800	1.836	V
	2.5v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 4.0V \leq V_{IN} \leq 12V$	2.450	2.500	2.550	V
	2.85v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 4.35V \leq V_{IN} \leq 12V$	2.793	2.850	2.907	V
	3.0v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 4.50V \leq V_{IN} \leq 12V$	2.940	3.000	3.060	V
	3.3v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 4.80V \leq V_{IN} \leq 12V$	3.234	3.300	3.366	V
	5v	$V_{OUT}, 10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, 6.50V \leq V_{IN} \leq 12V$	4.900	5.000	5.100	V
Line regulation	ΔV_o	$I_{OUT}=10mA, V_{OUT}+1.5V \leq V_{IN} \leq 12V$		0.035	0.2	%
		$I_{OUT}=10mA, V_{OUT}+1.5V \leq V_{IN} \leq 12V$		1.0	6.0	mV
Load regulation	ΔV_o	$10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, V_{IN}-V_{OUT}=3V$		0.2	0.4	%
		$10mA \leq I_{OUT} \leq 1A, V_{IN}=V_{OUT}+1.5V$		1.0	10.0	mV
Dropout voltage	ΔV	$I_{OUT}=10mA$		0.8	1.15	V
		$I_{OUT}=1A$		1.1	1.30	V
Minimum load current(Note1)	I_{MIN}	$V_{IN} \leq 12V$		5		mA
Quiescent current	I_Q	$V_{IN} \leq 12V$		5	10	mA
Current limit	I_{CL}	$V_{IN}-V_{OUT}=5V$	0.9	1.1	1.5	A
Adjust pin current		$I_{OUT}=10mA, V_{IN}-V_{OUT}=2V$		50	120	uA
Thermal regulation (Note2)		$T_A=25^\circ C, 30 \text{ ms pulse}$		0.008	0.04	%/W
Ripple rejection (Note2)	R_R	$f_o=120Hz, 1V_{RMS}, I_o=400mA, V_{IN}-V_{OUT}=3V$	60	75		dB

Apéndice H: Código del sistema.

```
#include <PID_v1.h>

//Asignamos los pines
const byte encA = 2;           // Entrada de la señal A del encoder
const byte encB = 3;           // Entrada de la señal B del encoder
const byte INA = 7;            // InA del puente H
const byte INB = 8;            // InB del puente H
const byte INPWM=10;           // PWM del puente H

// Variables para el control PID
double Setpoint = 0.0, Input = 0.0, Output = 0.0; // Setpoint=Posición designada; Input=Posición del
// motor; Output=Tensión de salida para el motor
double kp = 0.0, ki = 0.0, kd = 0.0; // Constante proporcional, integral y derivativa
double outMax = 0.0, outMin = 0.0; // Límites para no sobrepasar la resolución del PWM

// otras variables
volatile long set = 0;
volatile long contador = 0; // En esta variable para guardar los pulsos del encoder
byte ant = 0, act = 0; // Variables para decodificar el encoder (ant=anterior, act=actual.)
byte cmd = 0; // Un byte para la comunicación serie (cmd=comando)
unsigned int tmp = 0; // Variable para tiempo de muestreo
const byte ledok = 13; // Led indicador de llegada a la posición designada
enum { no, I, P, M, D, T} estado= I;
volatile long cont=0;

// Inicamos control
PID myPID(&Input, &Output, &Setpoint, 0.0, 0.0, 0.0, DIRECT); // Parámetros y configuración de librería

void setup() // Inicializamos todo las variables, configuramos los pines de entrada
{ // o salida y el serial
  Serial.begin(115200); // Configuramos la velocidad en baudios del serial

  pinMode(INA, OUTPUT); // Declara las dos salidas PWM para el control del motor (pin 5)
  pinMode(INB, OUTPUT); // (pin 6)
  pinMode(INPWM, OUTPUT); // (pwm 10)
  digitalWrite(INA, LOW); // Inicializamos salidas en cero
  digitalWrite(INB, LOW);

  TCCR0B = TCCR0B & B11111000 | 1; // Configuración de la frecuencia del PWM para los pines 5 y 6

  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(encA), encoder, CHANGE); // En flanco ascendente o descendente
  attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(encB), encoder, CHANGE); // En los pines 2 y 3, actúa la interrupción

  outMax = 255.0; // Límite máximo del controlador PID
  outMin = -outMax; // Límite mínimo del controlador PID

  tmp = 5; // Tiempo de muestreo en milisegundos

  kp = 8.0; // Constantes PID calculados con MATLAB para la prótesis
  ki = 0; // Como es PD asignamos la constante integral a 0
  kd = 0.38;

  myPID.SetSampleTime(tmp); // Envía a la librería el tiempo de muestreo
  myPID.SetOutputLimits(outMin, outMax); // Límites máximo y mínimo en valores absolutos
  myPID.SetTunings(kp, ki, kd); // Constantes de sintonización del PID
  myPID.SetMode(AUTOMATIC); // Habilita el control PID (por defecto)
  Setpoint = (double)contador; // Igualamos los valores para que comience estando el motor desactivado

  imprimir(3); // Muestra los datos de sintonización y el tiempo de
} // muestreo por el serial
```

```

void loop()
{
  // "Máquina de estados"
  if (Serial.available() > 0) // Comprueba si ha recibido algún dato por el terminal serie
  {
    action('R'); // R=Reset de posición
    cmd = 0; // Por seguridad "limpiamos" cmd
    cmd = Serial.read(); // "cmd" guarda el byte recibido
    if (cmd=='M'){ // Iniciar programa M= Marcha entra en Máxima Dorsiflección
      action('I'); // Inicio de ciclo de Marcha
      delay(12000); // Tiempo de espera en cada etapa
      estado=P;
      cont=0;
      while(cont <=60){
        switch(estado){
          case P:
            delay(12000);
            action('P'); //P=Apoyo plantar
            estado=M;

          case M:
            delay(12000);
            action('M'); // M=Máxima dorsiflección
            estado=D;

          case D:
            delay(12000);
            action('D'); //D=Despliegue
            estado=T;

          case T:
            delay(12000);
            action('T'); // T= Contacto Talón
            cont++;
            estado=P;
        }
      }
    }
  }
}

void encoder()
{
  ant=act; // Guardamos el valor 'act' en 'ant' para convertirlo en pasado
  act=PIND & 12; // Guardamos en 'act' el valor que hay en ese instante en el encoder

  if(ant==12 && act==4) contador++; // Incrementa el contador si el encoder se mueve hacia delante
  if(ant==4 && act==0) contador++;
  if(ant==0 && act==8) contador++;
  if(ant==8 && act==12) contador++;

  if(ant==4 && act==12) contador--; // Decrementa el contador si el encoder se mueve hacia atrás
  if(ant==0 && act==4) contador--;
  if(ant==8 && act==0) contador--;
  if(ant==12 && act==8) contador--;
}

void imprimir(byte flag) // Imprime en el terminal serie los datos de las contantes PID,
{ // tiempo de muestreo y posición
  if ((flag == 1) || (flag == 3))
  {

```

```

Serial.print("KP="); Serial.print(kp);
Serial.print(" KI="); Serial.print(ki);
Serial.print(" KD="); Serial.print(kd);
}
if ((flag == 2) || (flag == 3))
{
Serial.print("Posicion:");
Serial.println((long)Setpoint);
Serial.print("Contador:");
Serial.println((long)contador);
}
}
void action(byte cmd){
//Estados del motor para realizar los movimientos
byte flags = 0;
if (cmd == 'I') { Setpoint += 25.0; flags = 2; }
if (cmd == 'P') { Setpoint += 30.0; flags = 2; }
if (cmd == 'M') { Setpoint -= 55.0; flags = 2; }
if (cmd == 'D') { Setpoint += 5.0; flags = 2; }
if (cmd == 'I') { Setpoint += 20.0; flags = 2; }
if (cmd == 'R') { Setpoint = 0; flags = 2; }

Input = (double)contador; // Lectura del encoder rotativo, el valor del contador
//se incrementa/decrementa a través de las interrupciones extrenas
digitalWrite(ledok, LOW); // Mientras no esté en la posición deseada el LED estará apagado
while(((long)Setpoint - contador) >=2 || ((long)Setpoint - contador) <=-2)// Cuando está en el punto designado,
// desactivar motor
{
while(!myPID.Compute()); // Mientras no se cumpla el tiempo de muestreo, se queda en este ciclo

if (Output > 0.0)
{
analogWrite(INPWM, abs(Output)); //Manda el valor PWM que necesita el motor para llegar a la posición
digitalWrite(INB, LOW); // Se desactiva el giro del motor que no se utilizará
digitalWrite(INA, HIGH); // Se activa el giro del motor que se utilizará
}
else
{
analogWrite(INPWM, abs(Output));
digitalWrite(INA, LOW);
digitalWrite(INB, HIGH);
}
}
imprimir(flags);
}

digitalWrite(INA, LOW); // Pone a 0 los dos pines del puente en H
digitalWrite(INB, LOW);
digitalWrite(ledok, HIGH); // Se enciende el led para avisar visualmente que está en la posición
// designada

imprimir(flags); // En caso contrario hemos de ver si el motor ha de ir hacia delante
// o hacia atrás
}

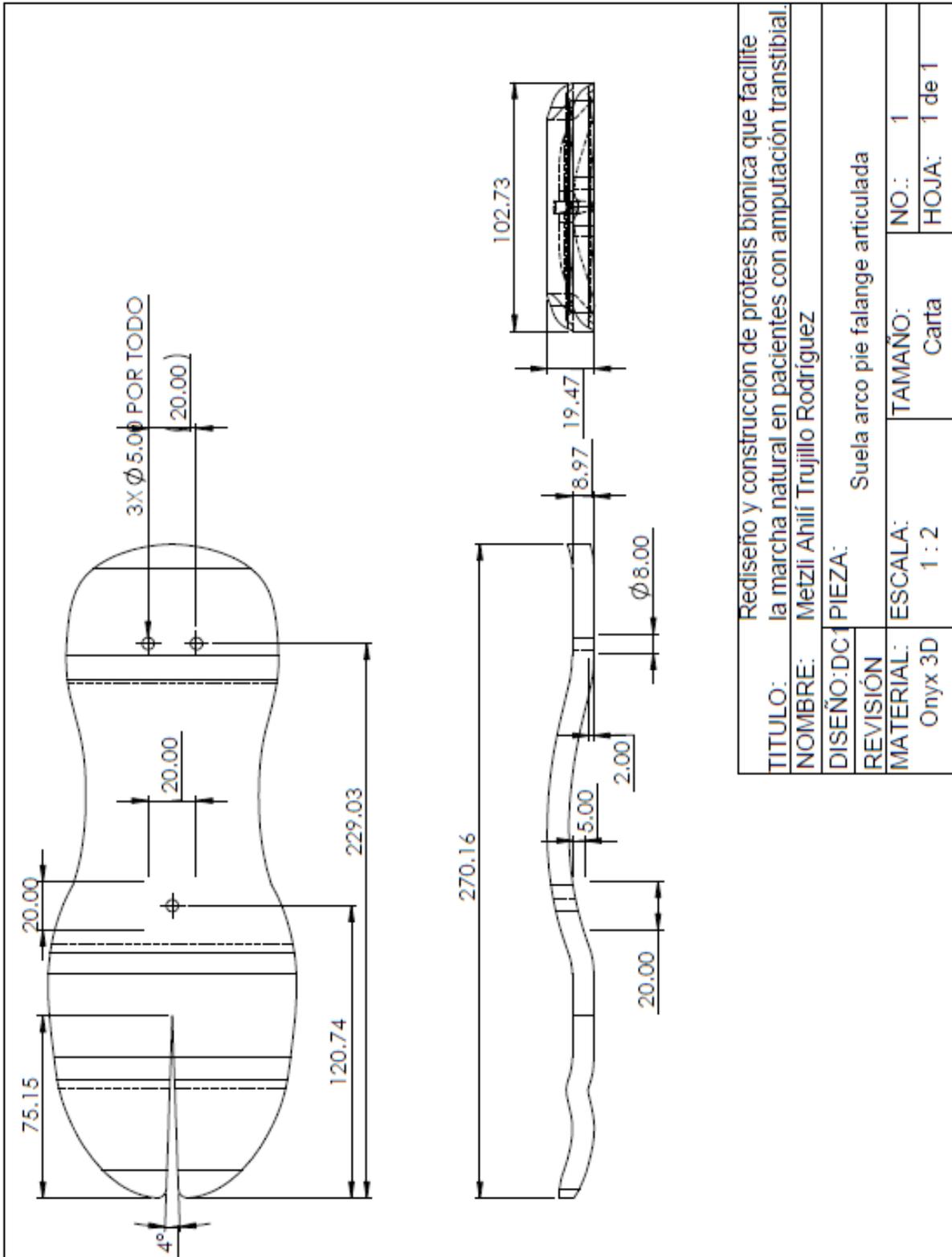
```

Apéndice I: Manual de ensamblaje

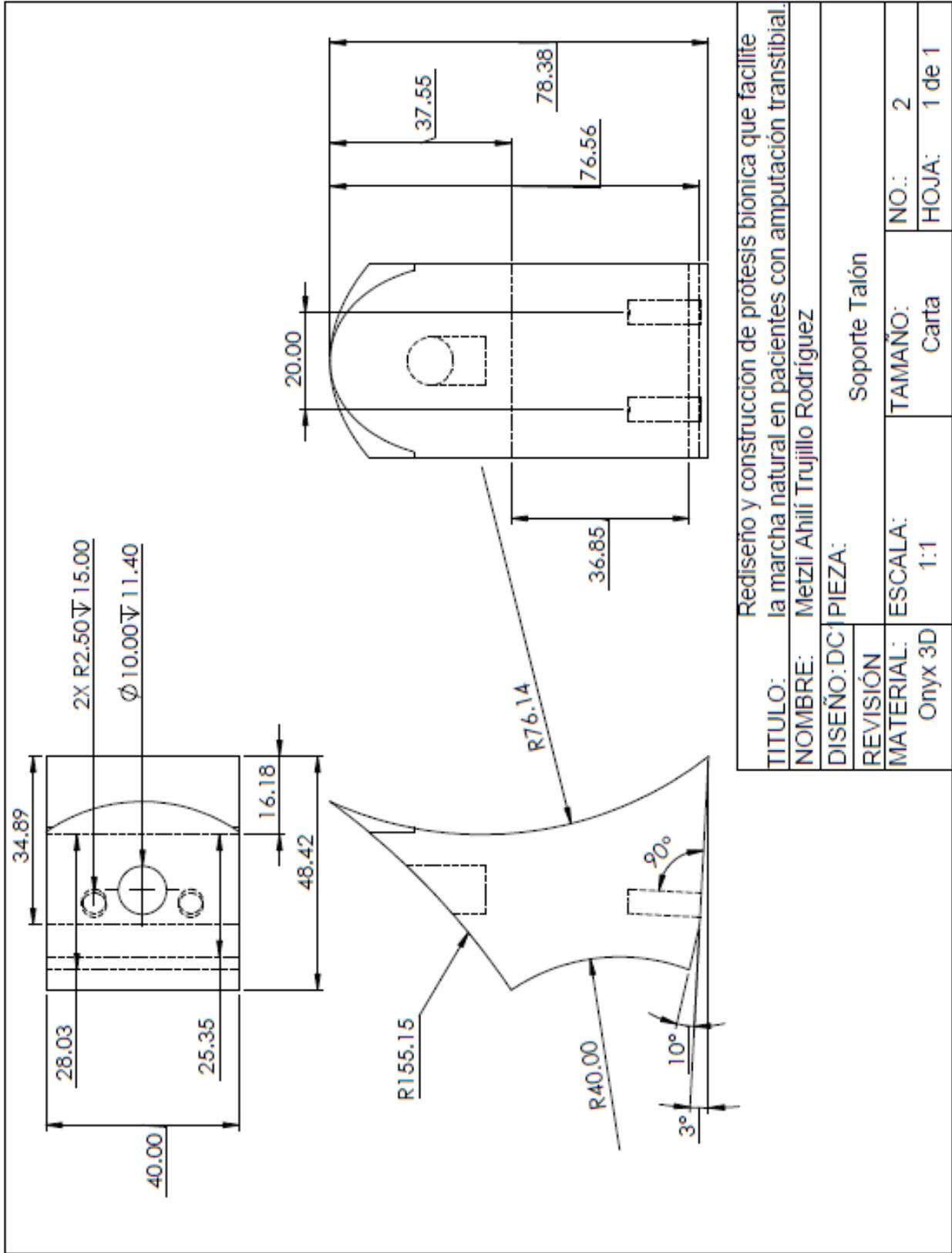
Para realizar correctamente el ensamblaje de los componentes debe de ser de la siguiente manera:

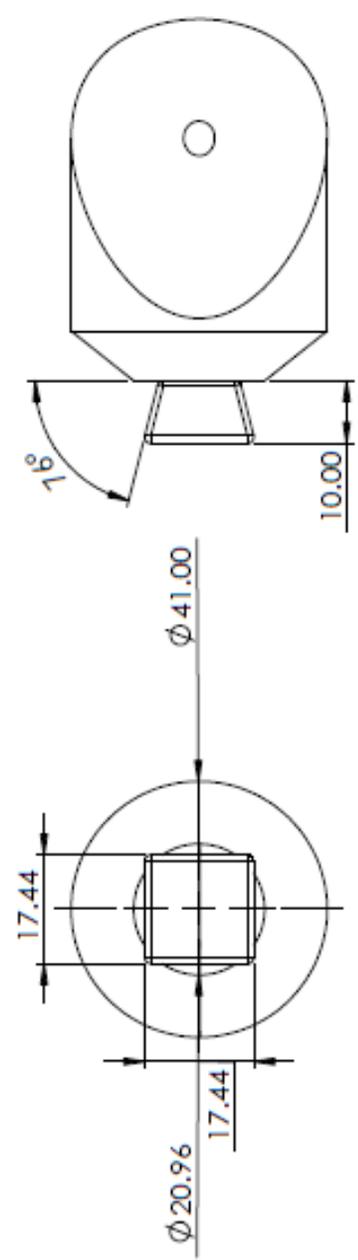
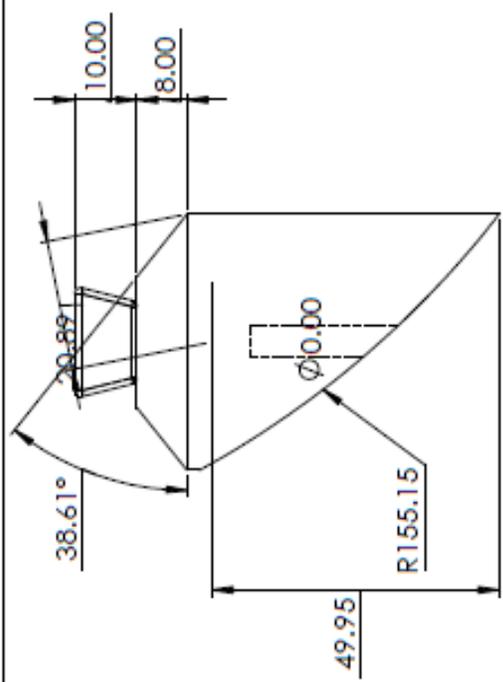
1. Colocar el resorte en el orificio del talón y ensamblar a la suela, colocando el eje de la articulación entre ambas piezas.
2. Colocar el motor por la parte de arriba de la suela, y agregar la tapa del sujetador, y atornillar al motor.
3. Agregar el sujetador y atornillar a la tapa de abajo.
4. Colocar el tornillo sinfín en el eje del motor y colocar el rodamiento alineado con el tornillo sinfín.
5. Colocar la pieza de unión al encaje dentro de la corona.
6. Colocar el eje pasando por el sujetador, el empaque, la corona y la pieza de unión al encaje.
7. Colocar la caja de la electrónica sobre el sujetador hasta la mitad.
8. Pasar los cables del motor por la perforación trasera y atornillar los cables a la bornera del puente H y colocar la tapa de la electrónica cuidando que los cables del encoder salgan de la caja de la electrónica.
9. Conectar el cable USB del Arduino Nano por el orificio centran en la tapa de la electrónica y colocar la tapa de arriba del sujetador atornillando.
10. Recorrer la caja de la electrónica hasta cubrir el sujetador.
11. Colocar el encoder en la perforación de la tapa y el sinfín, cuidando que la muesca del vástago entre en el opresor.

Apéndice J: Planos de piezas DC1.



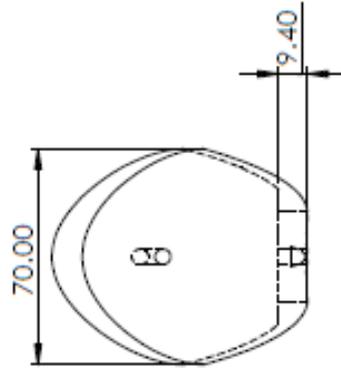
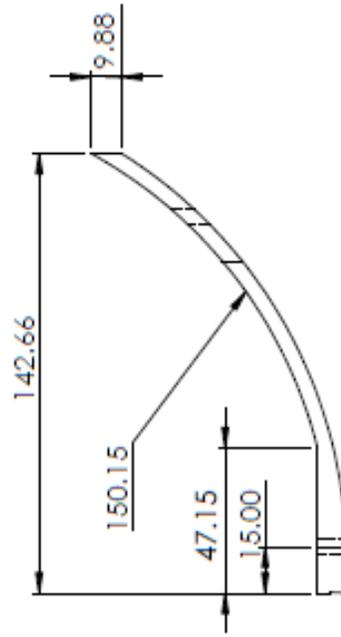
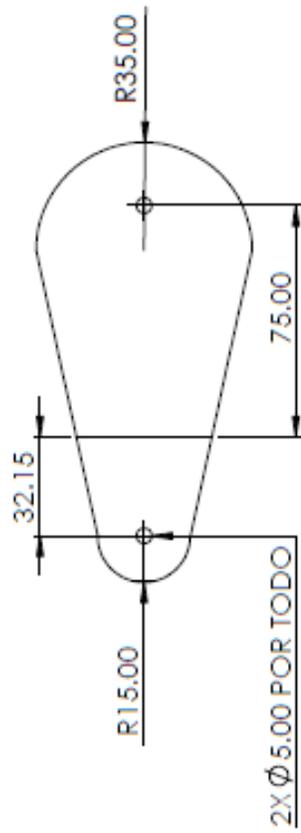
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.





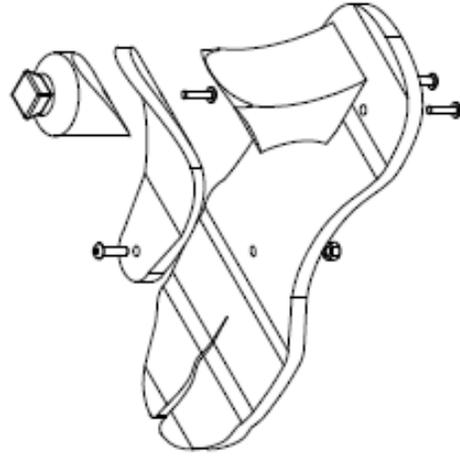
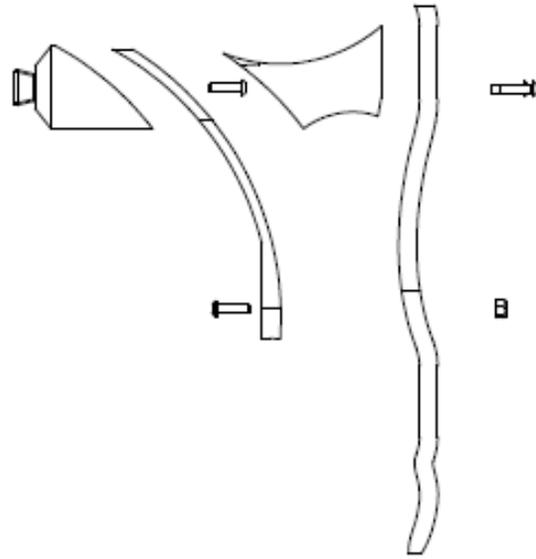
TITULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Cabeza Piramidal Sólida	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.:
Aluminio H16	1:1	Carta	3
			HOJA: 1 de 1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



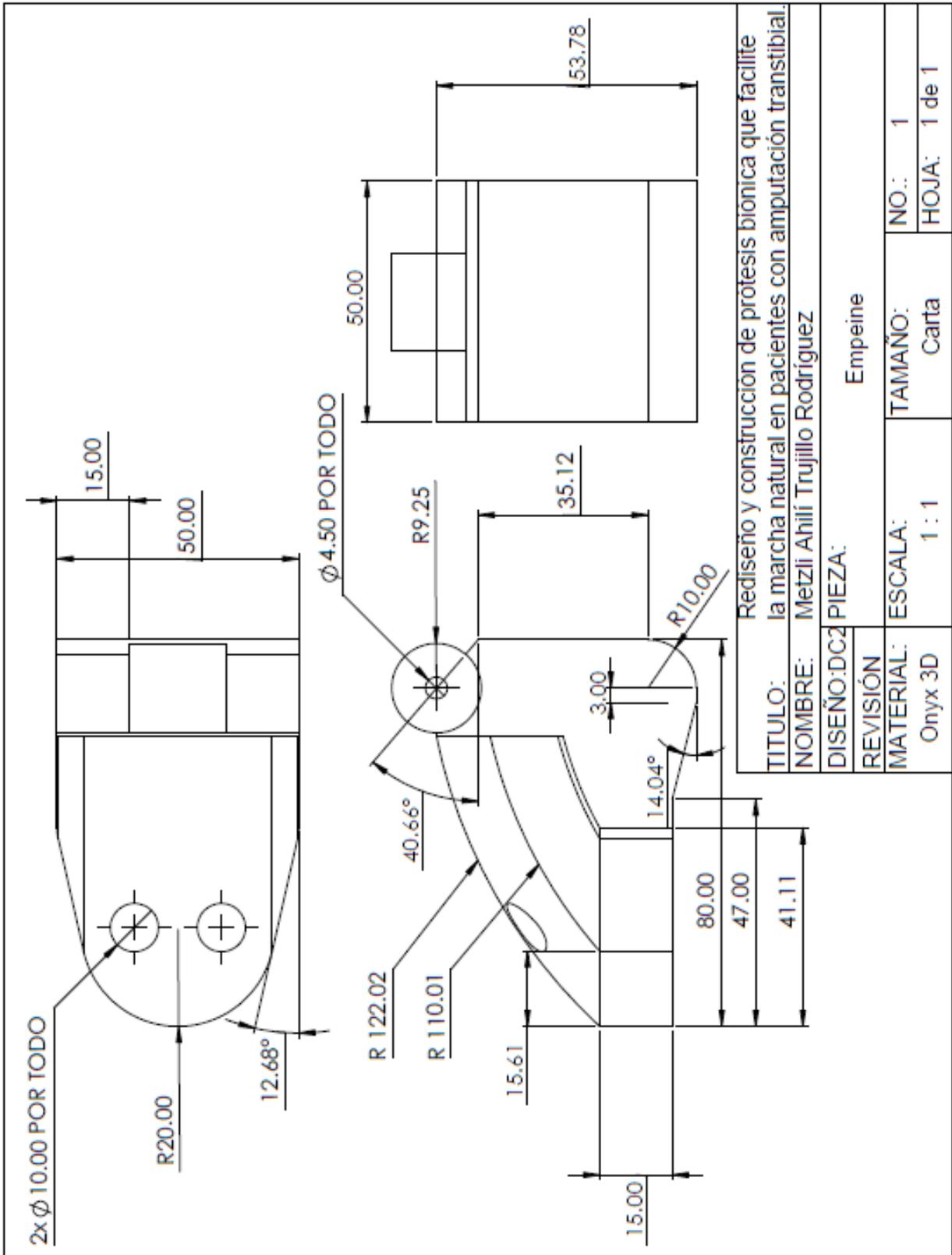
TÍTULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodriguez	
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Empeine	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.:
Aluminio H16	1 : 2	Carta	4
		HOJA:	1 de 1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

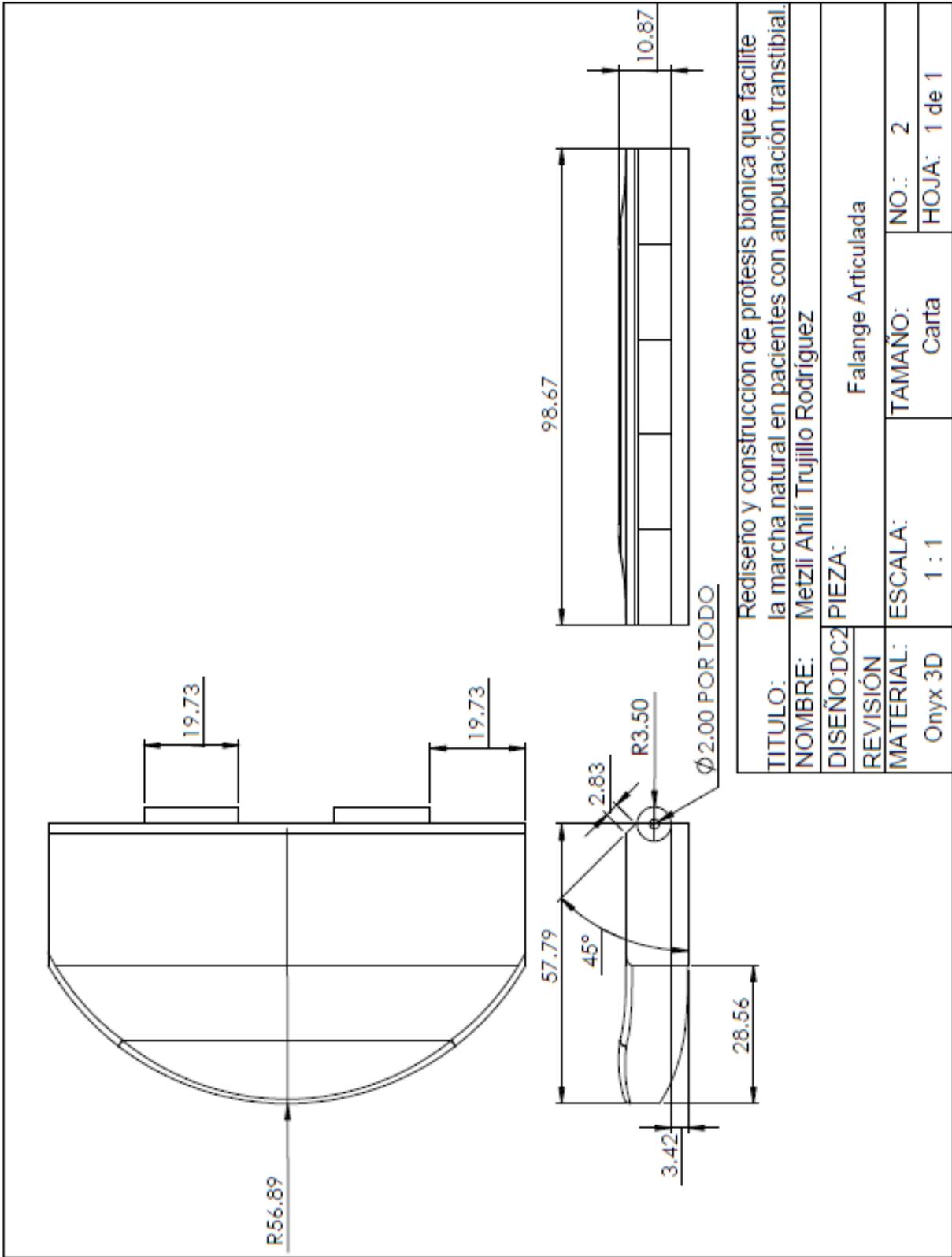


TÍTULO:	Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.		
NOMBRE:	Metzli Ahili Trujillo Rodriguez		
DISEÑO:DC1	PIEZA: Explosionado		
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.:
Variado	1 : 3	Carta	5
			HOJA: 1 de 1

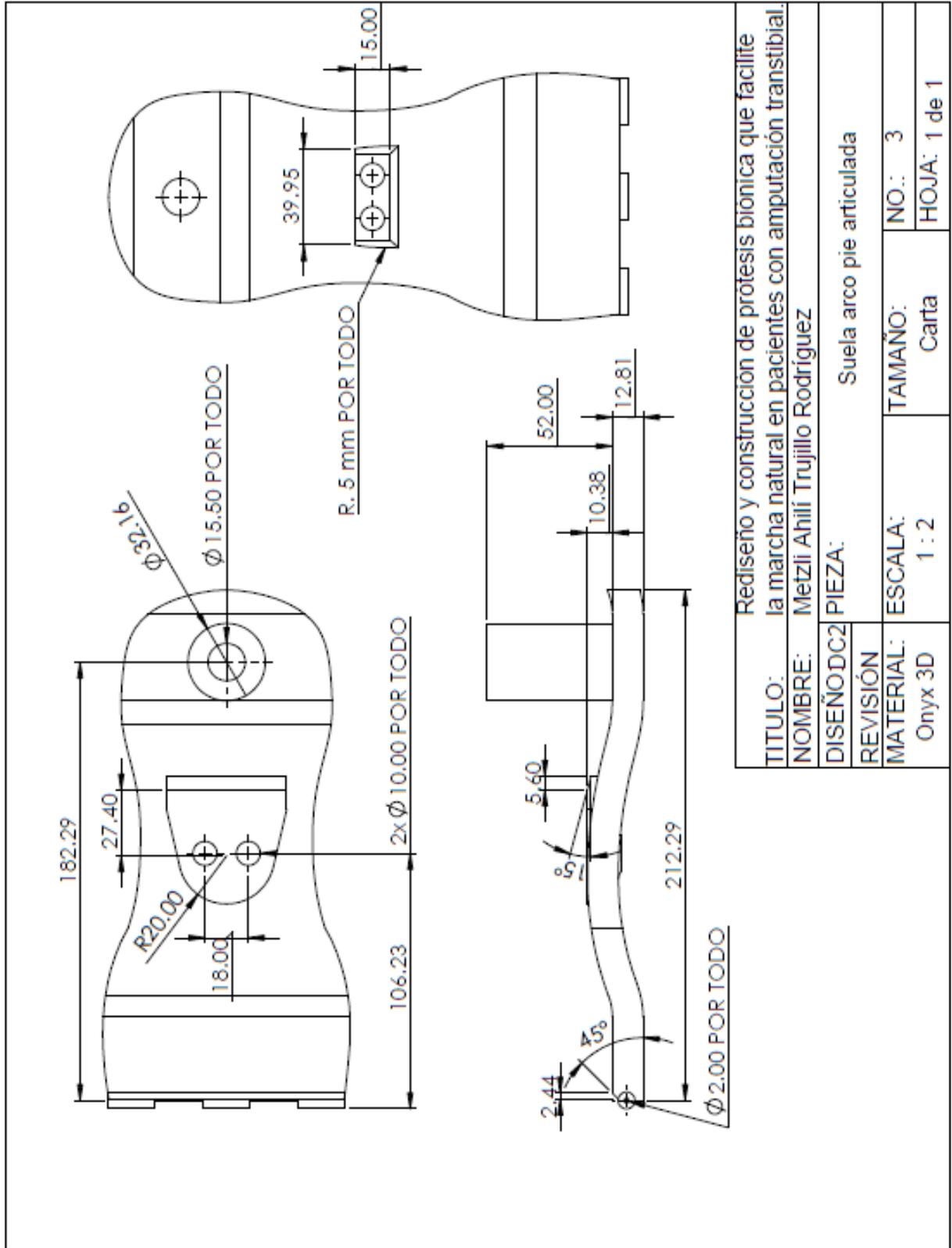
Apéndice K: Planos de piezas DC2.



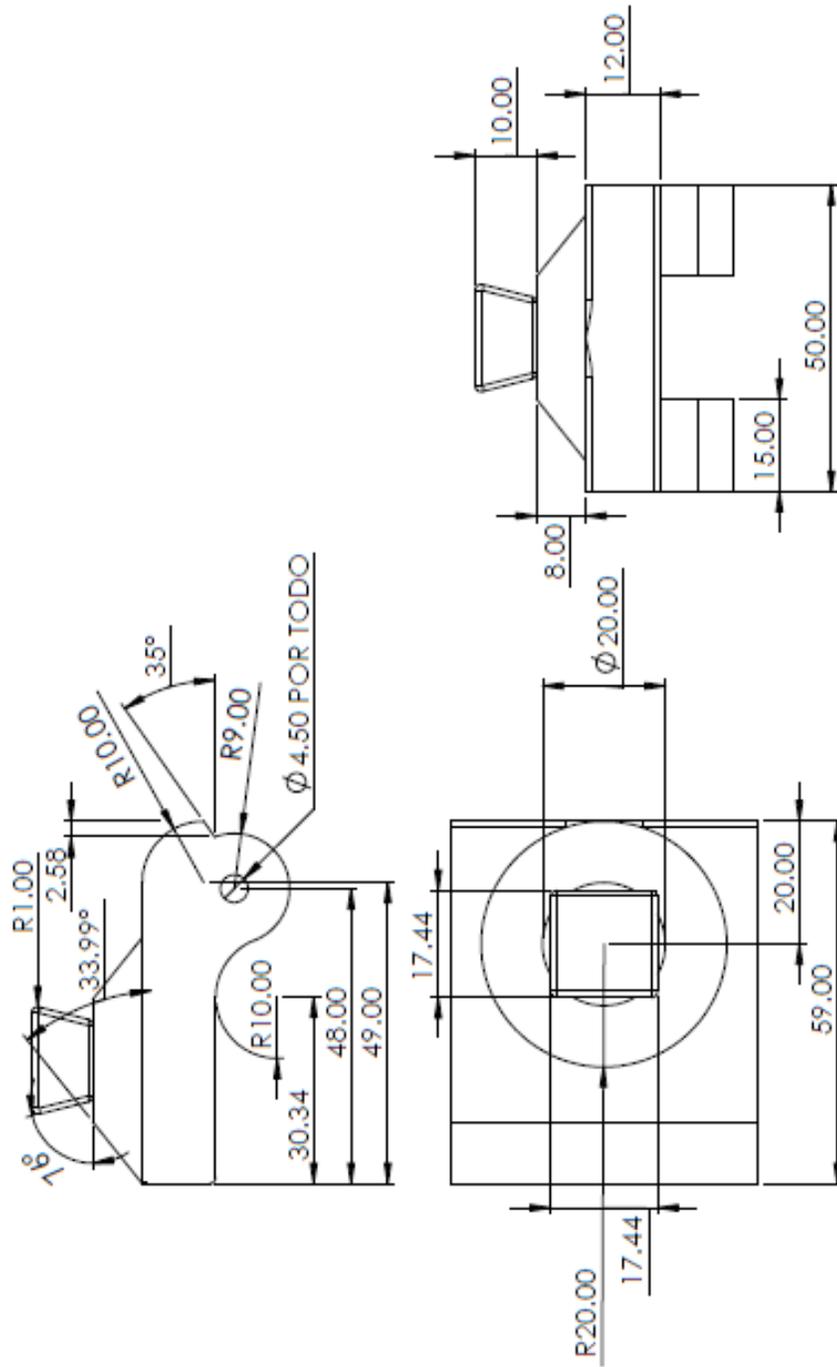
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

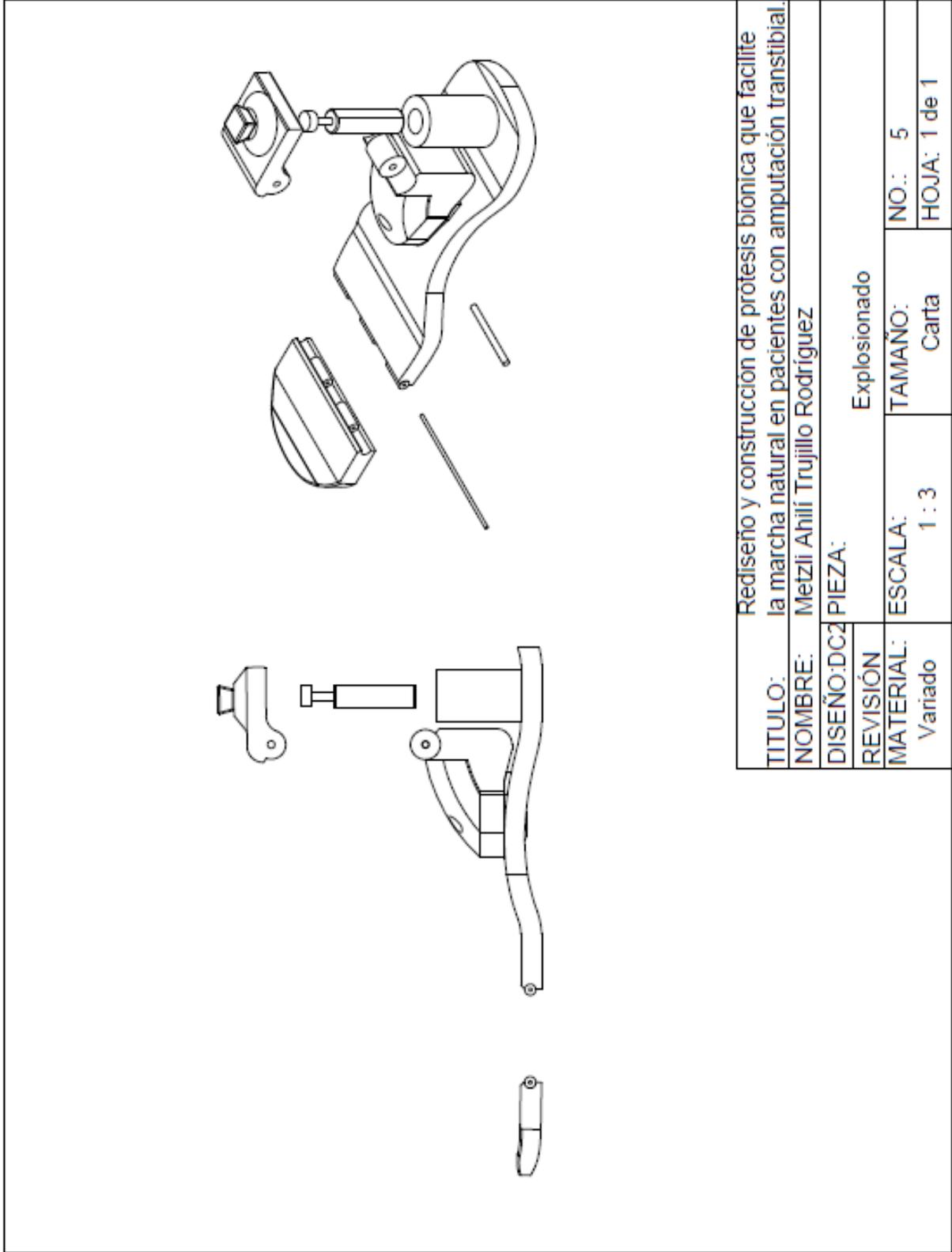


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



TITULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC2		PIEZA:	
REVISIÓN		Conector piramidal articulado liso	
MATERIAL:		ESCALA:	TAMAÑO:
Aluminio H16		1 : 1	Carta
		NO.:	4
		HOJA:	1 de 1

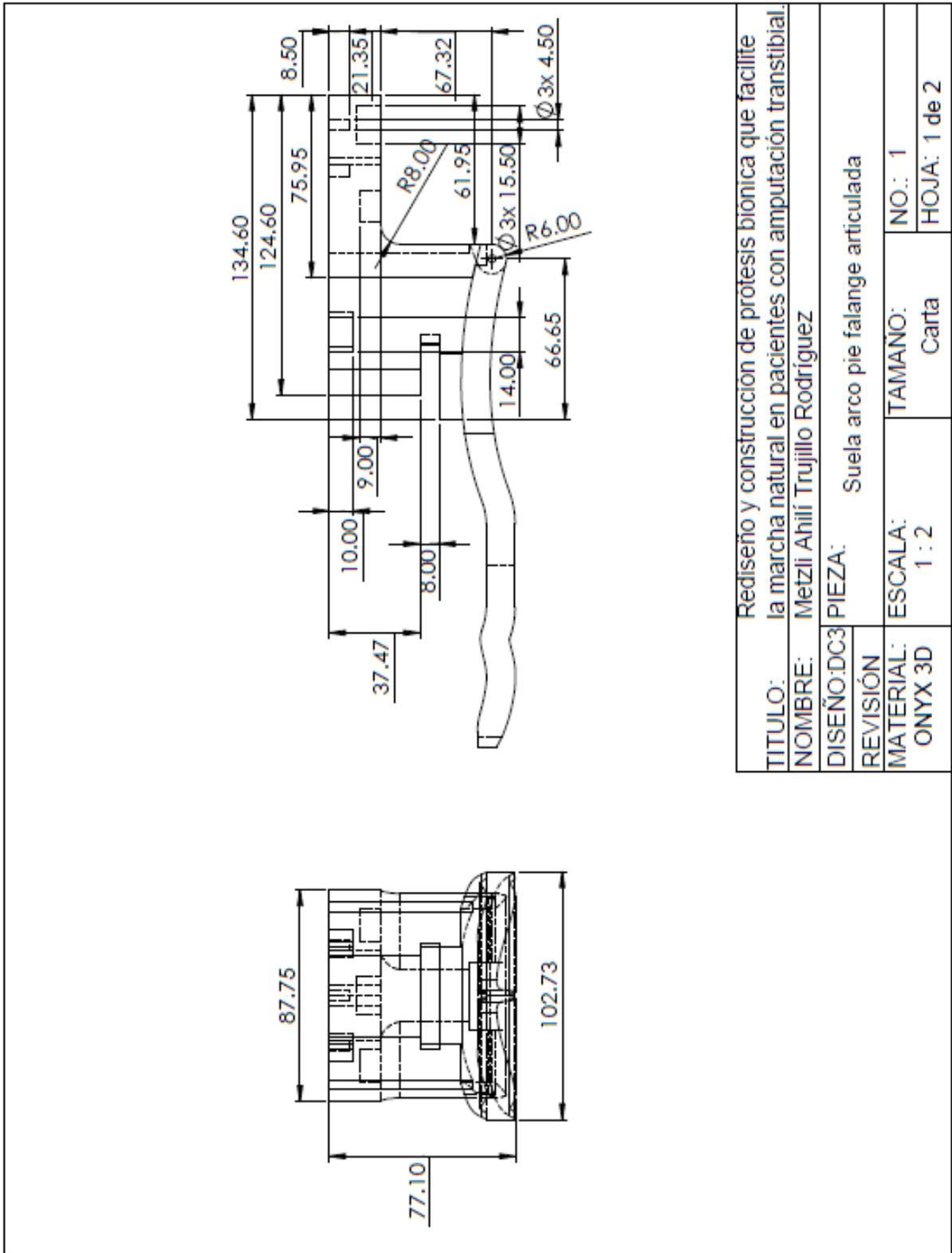
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



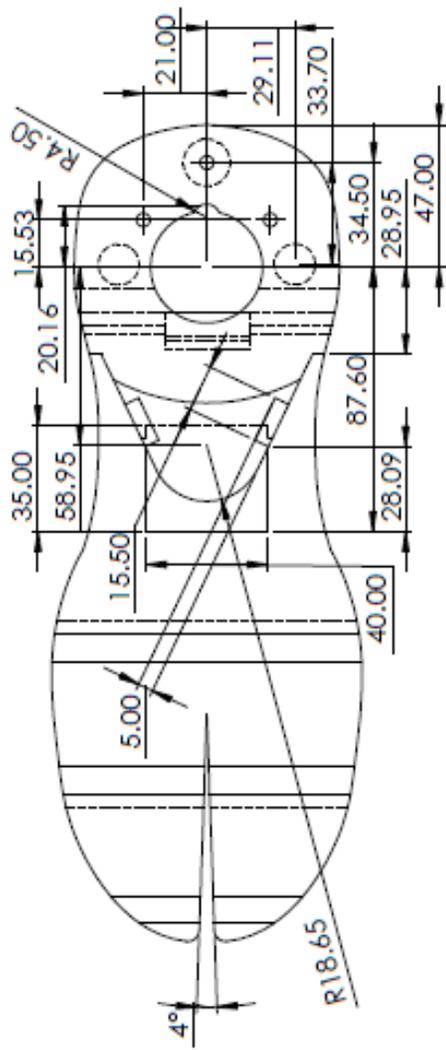
TÍTULO:	Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transbilial.		
NOMBRE:	Metzli Ahili Trujillo Rodriguez		
DISEÑO: DC2	PIEZA: Explosionado		
REVISIÓN			
MATERIAL: Variado	ESCALA: 1 : 3	TAMAÑO: Carta	NO.: 5 HOJA: 1 de 1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice L: Planos de piezas DC3.

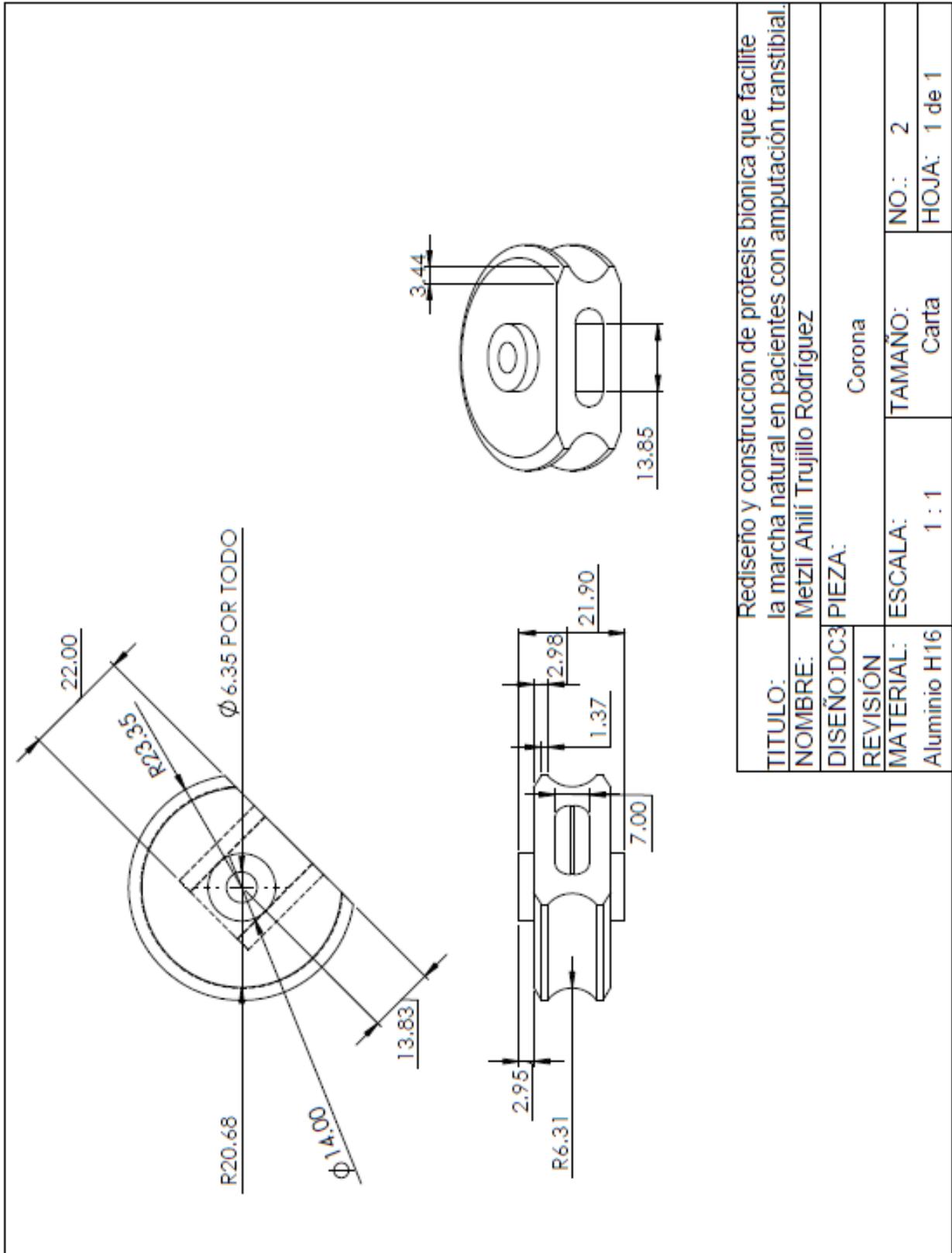


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

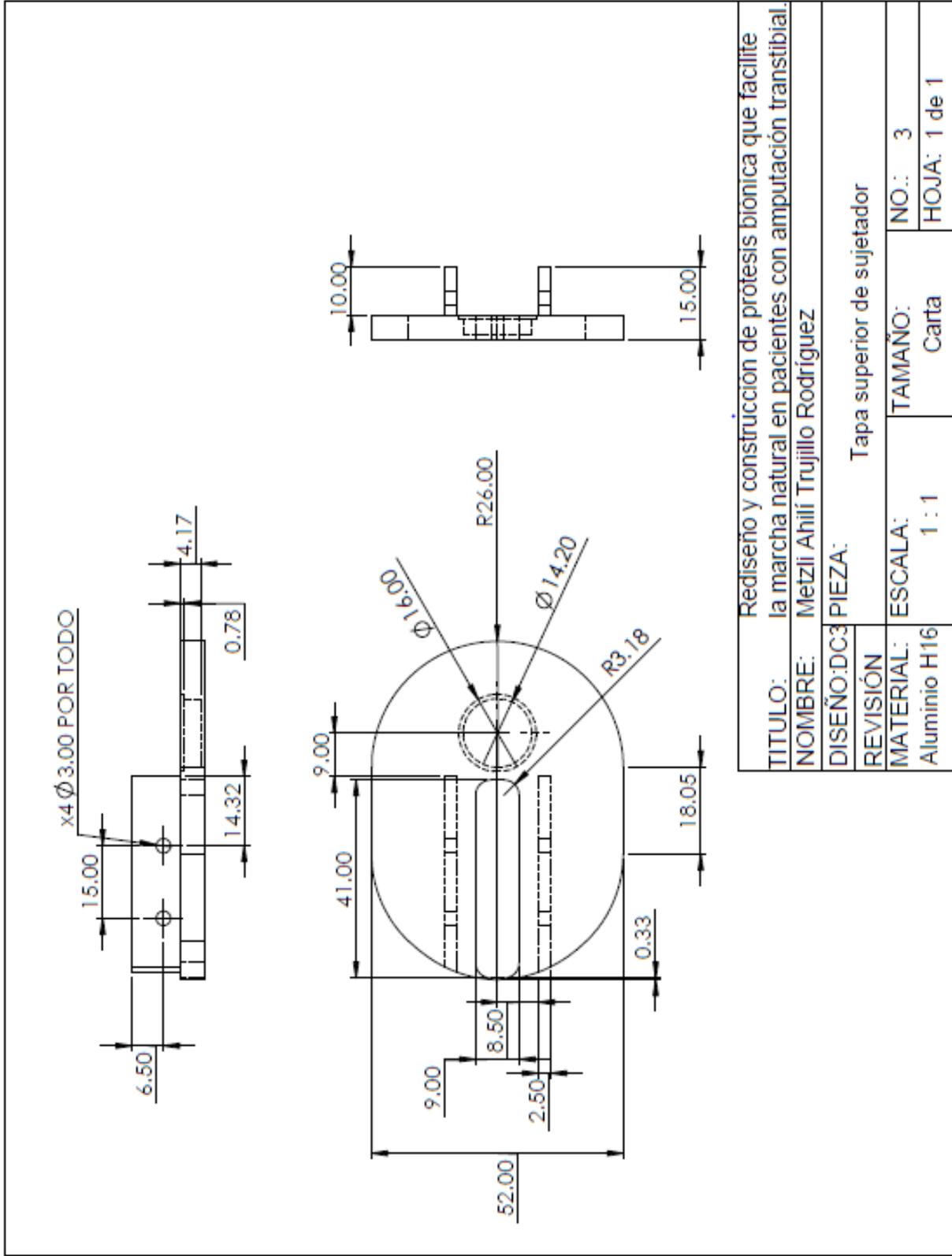


TÍTULO:	Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.		
NOMBRE:	Metzli Ahili Trujillo Rodríguez		
DISEÑO:DC3	PIEZA:	Suela arco pie falange articulada	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.: 1
ONYX 3D	1 : 2	Carta	HOJA: 2 de 2

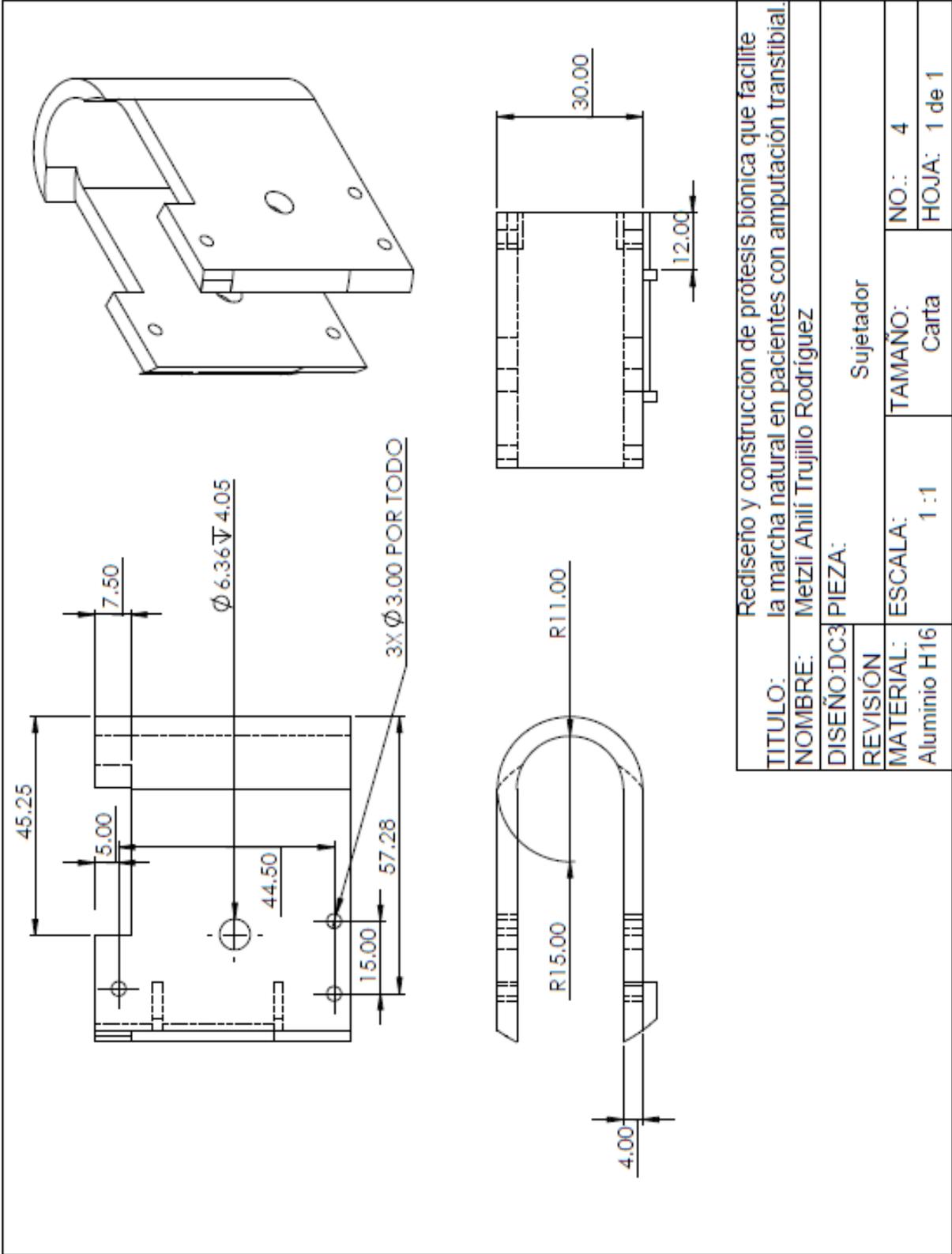
Producto SOLIDWORKS Educatinal. Solo para uso en la enseñanza.



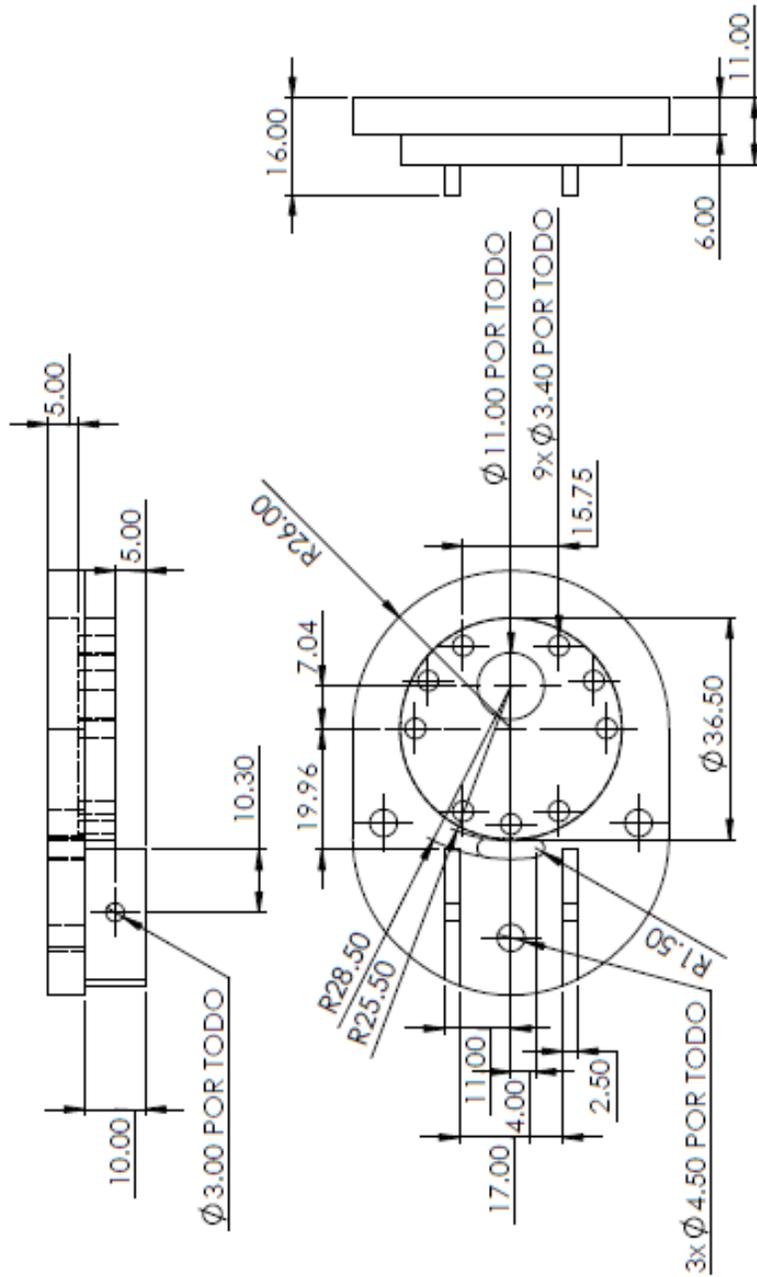
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

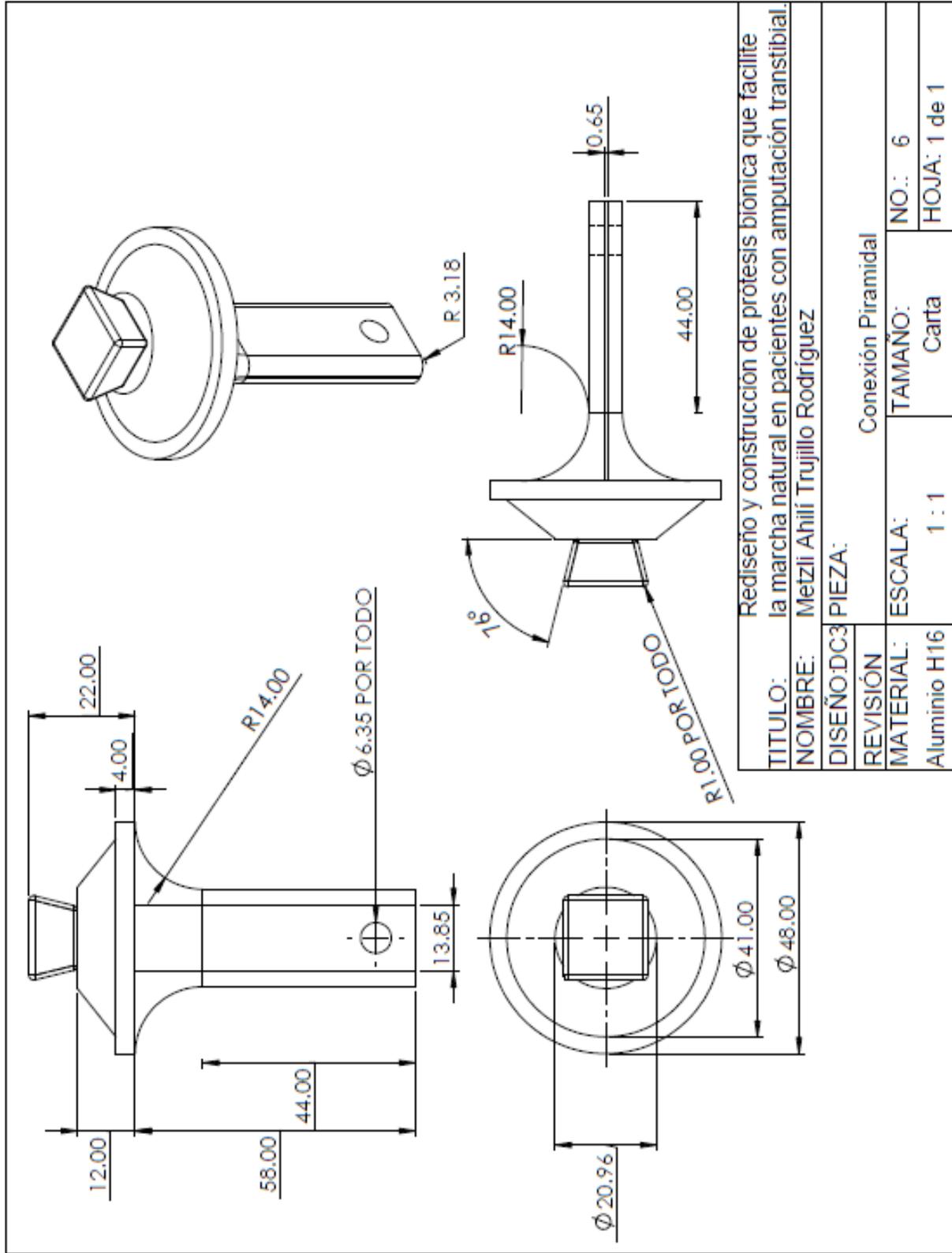


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

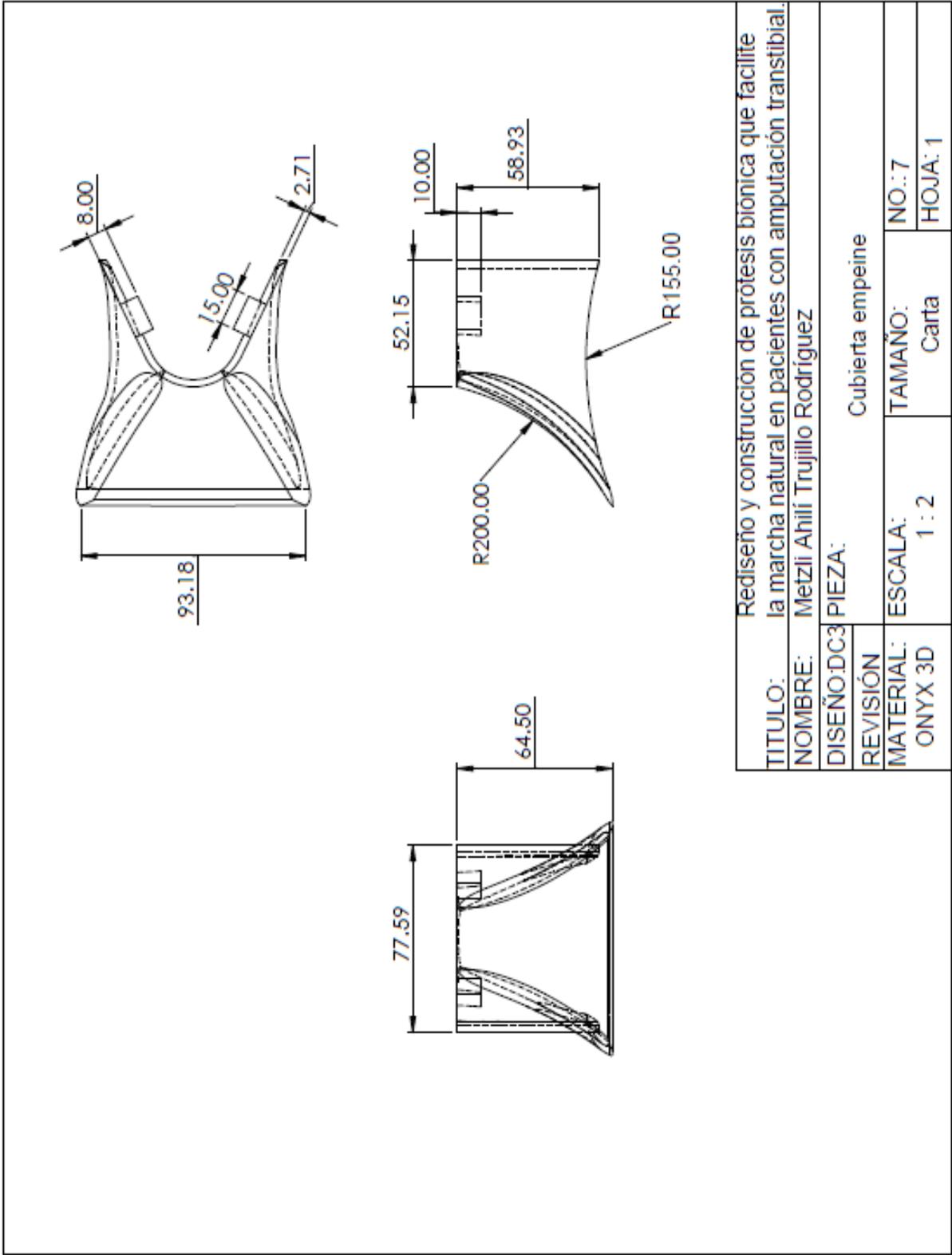


TÍTULO:	Rediseño y construcción de prótesis biónica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.		
NOMBRE:	Metzli Ahili Trujillo Rodriguez		
DISEÑO/DC3	PIEZA:		
REVISIÓN	Tapa inferior de sujetador		
MATERIAL:	Aluminio H16	ESCALA:	1 : 1
		TAMAÑO:	Carta
		NO.:	5
		HOJA:	1 de 1

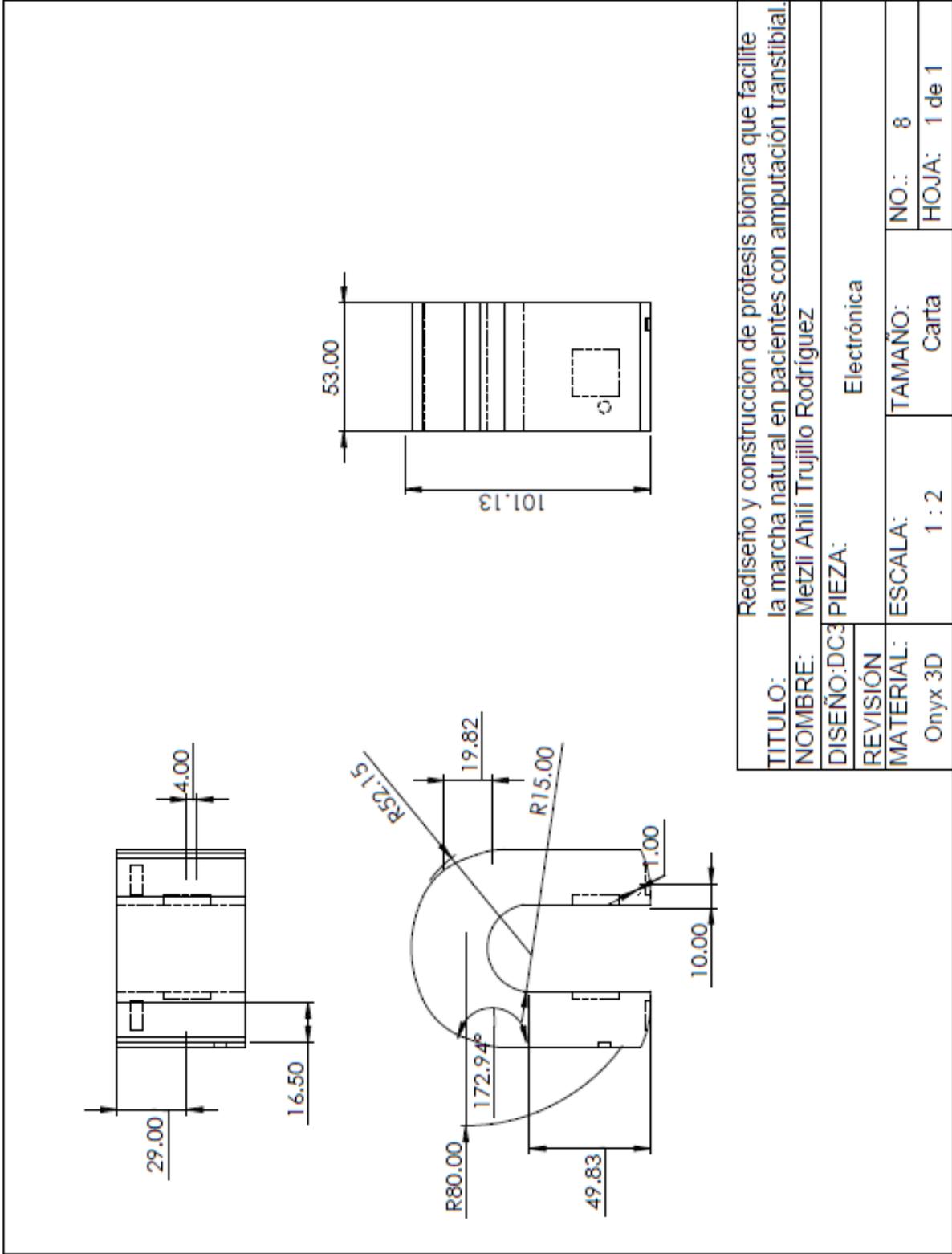
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



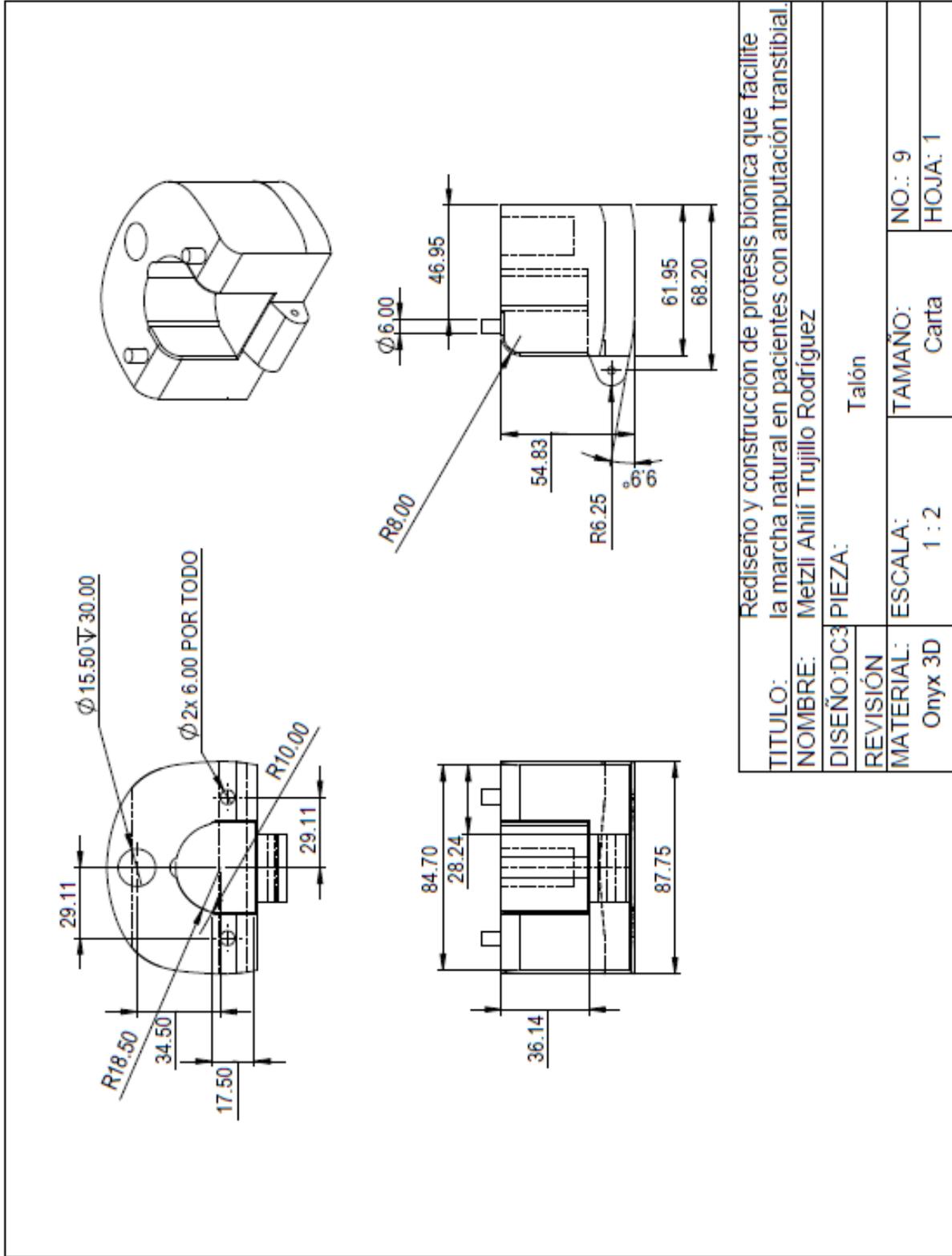
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza.

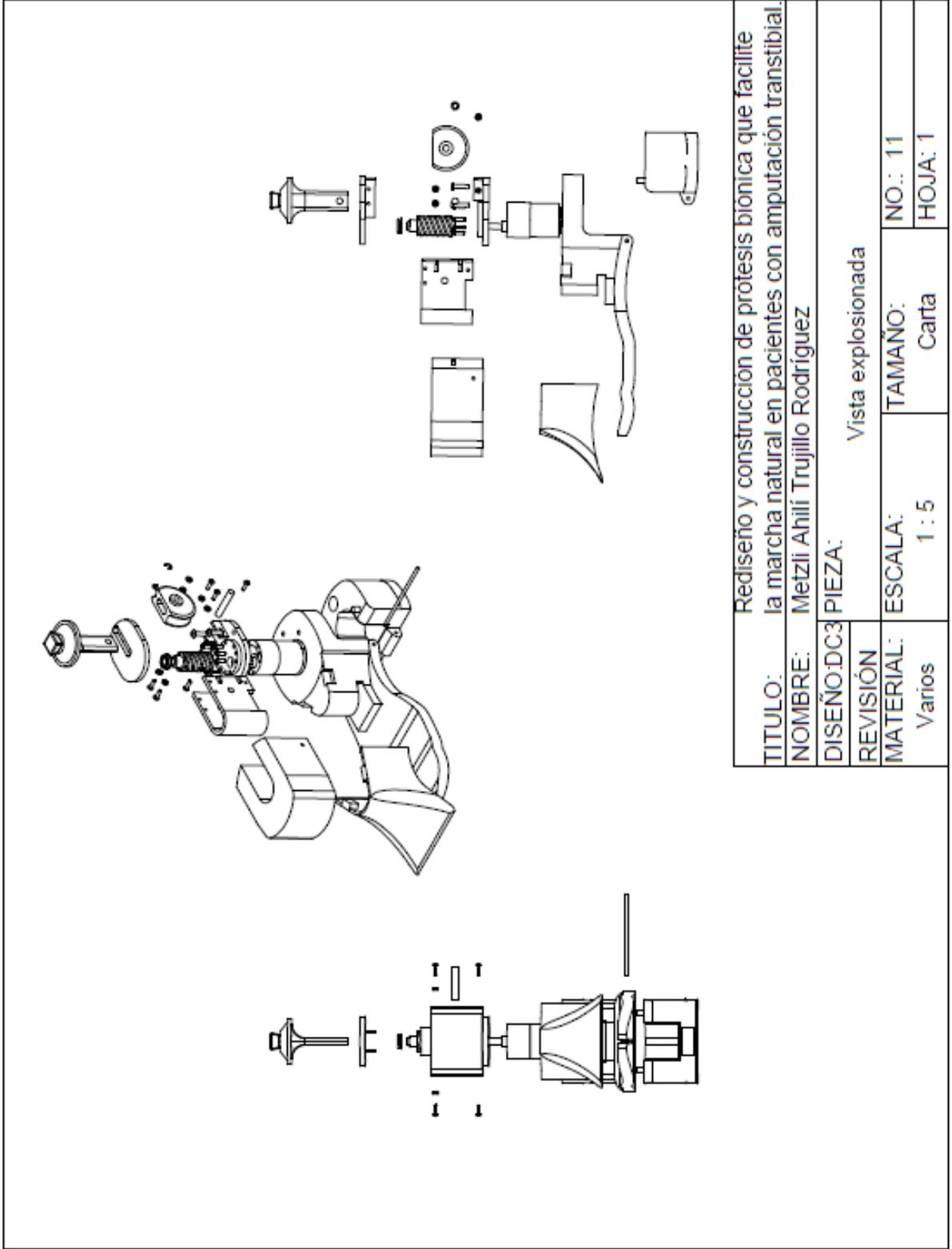


Producto SOLIDWORKS Educatonal. Solo para uso en la enseñanza.

Technical drawing of a prosthetic foot axis. The drawing includes a perspective view of a cylindrical rod, a top view showing a diameter of 3.00, and a side view showing a length of 84.68.

Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.			
TITULO:	la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.		
NOMBRE:	Metzli Ahili Trujillo Rodríguez		
DISEÑO:DC3	PIEZA: Eje suela talón		
REVISIÓN			
MATERIAL: Aluminio H16	ESCALA: 1 : 2	TAMAÑO: Carta	NO.:10
			HOJA: 1

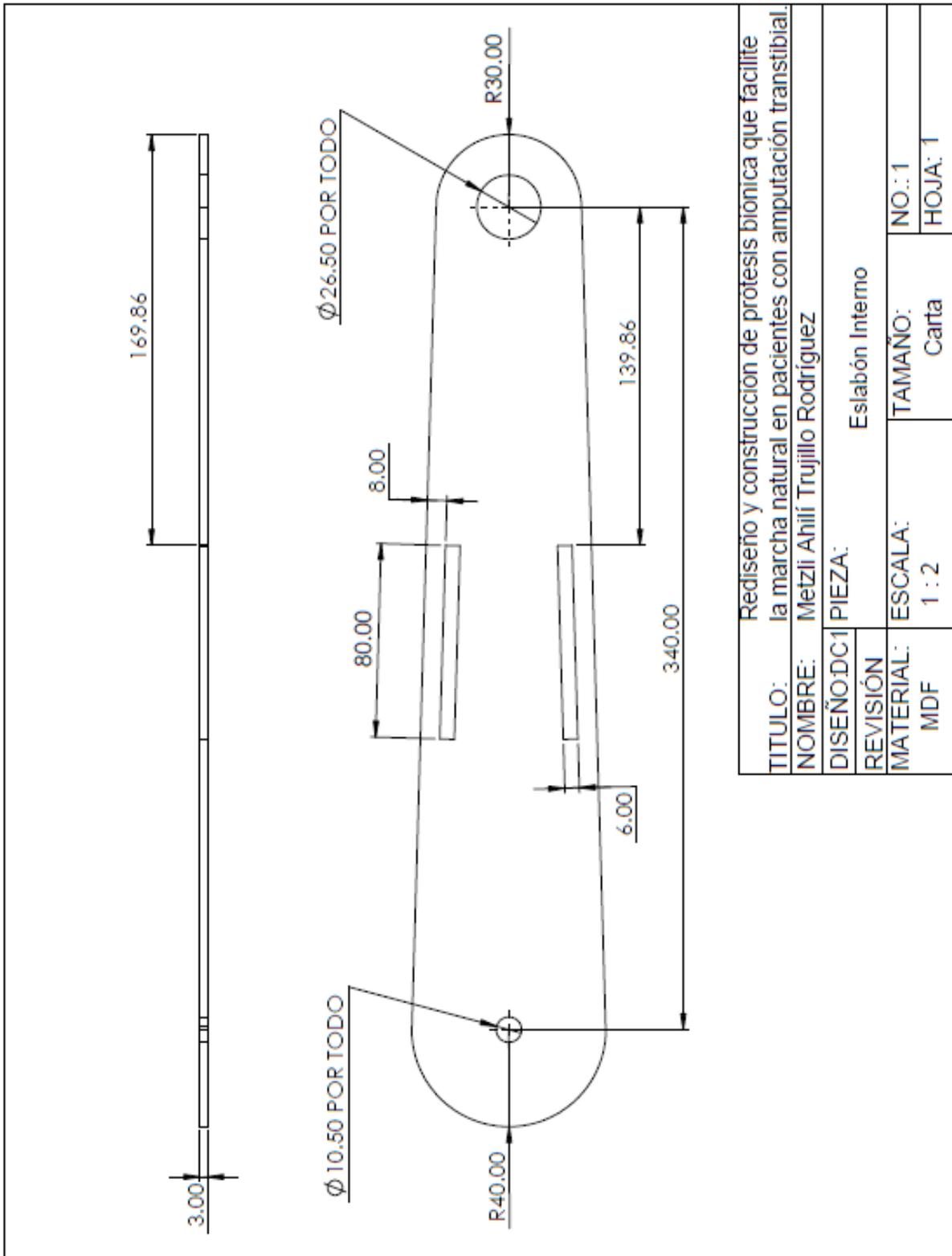
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



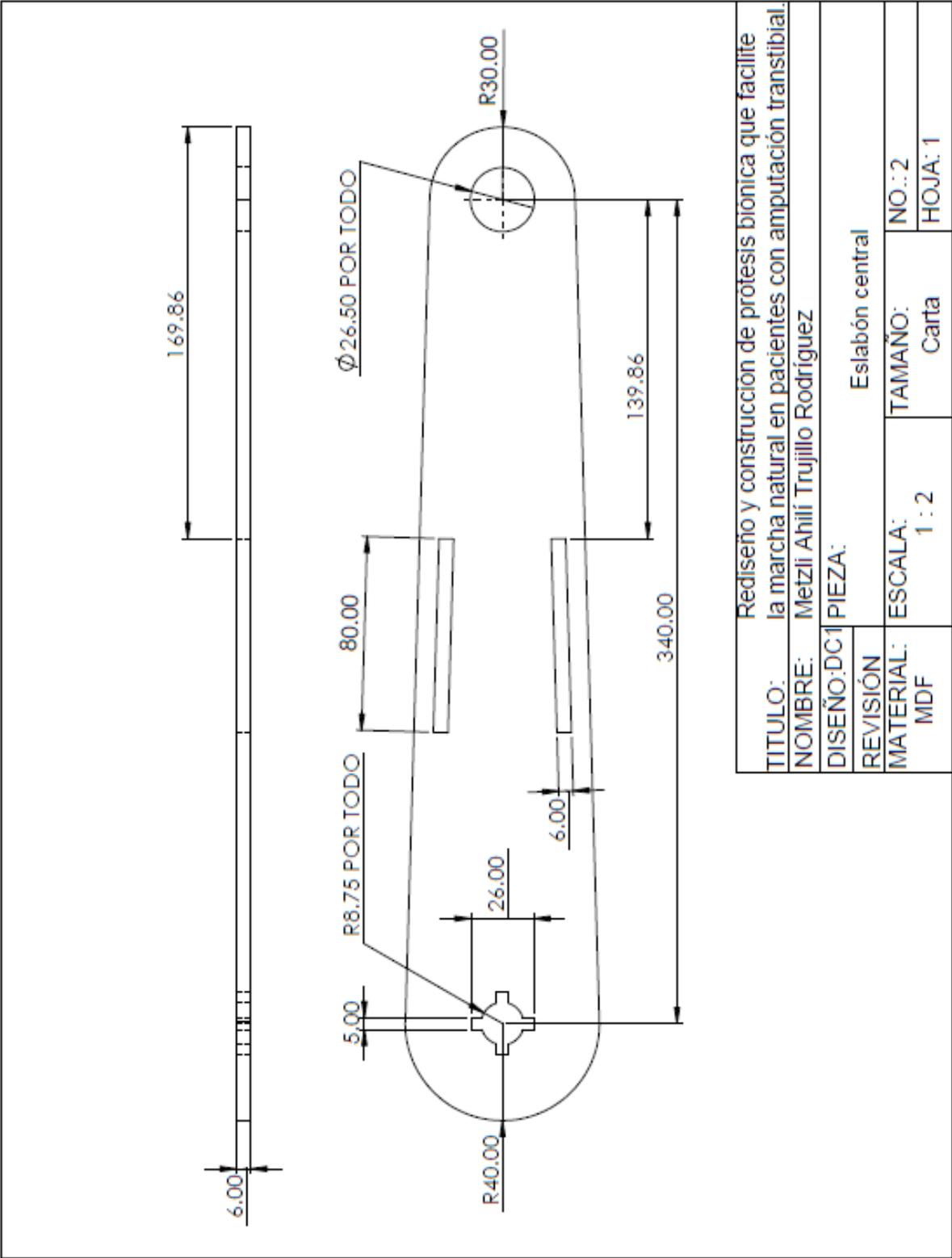
TITULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodriguez	
DISEÑO:DC3	PIEZA:	Vista explosionada	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.: 11
Varios	1 : 5	Carta	HOJA: 1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

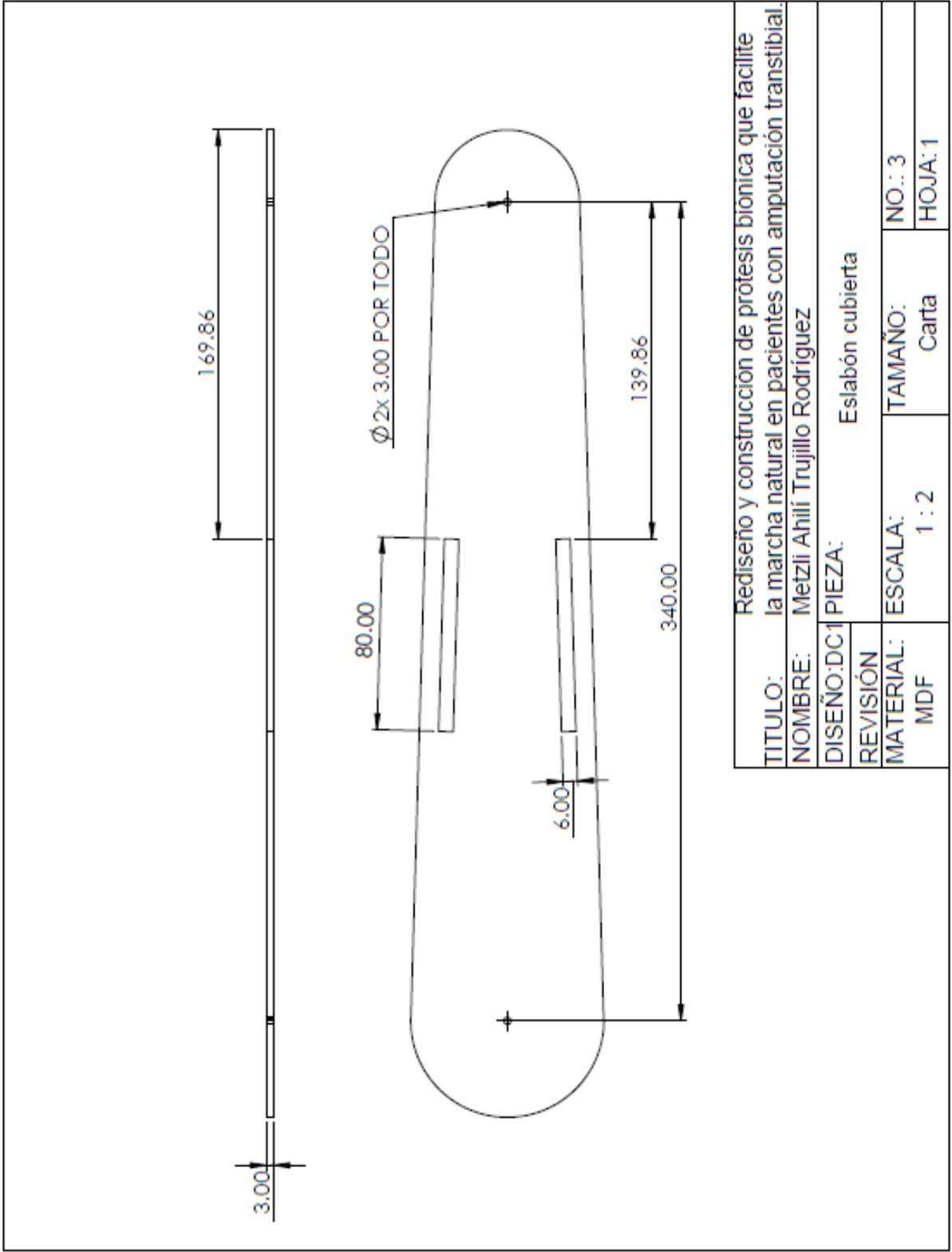
Apéndice M: Planos de piezas estructura de pruebas.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

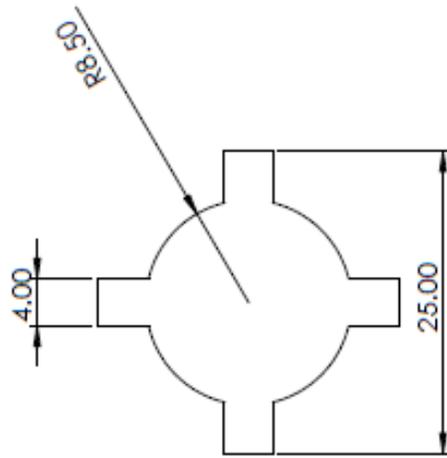
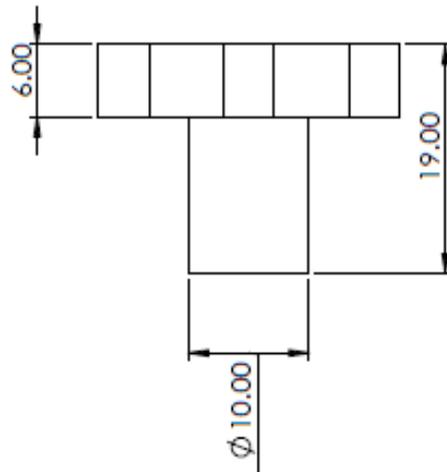
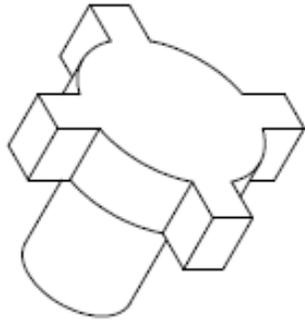


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



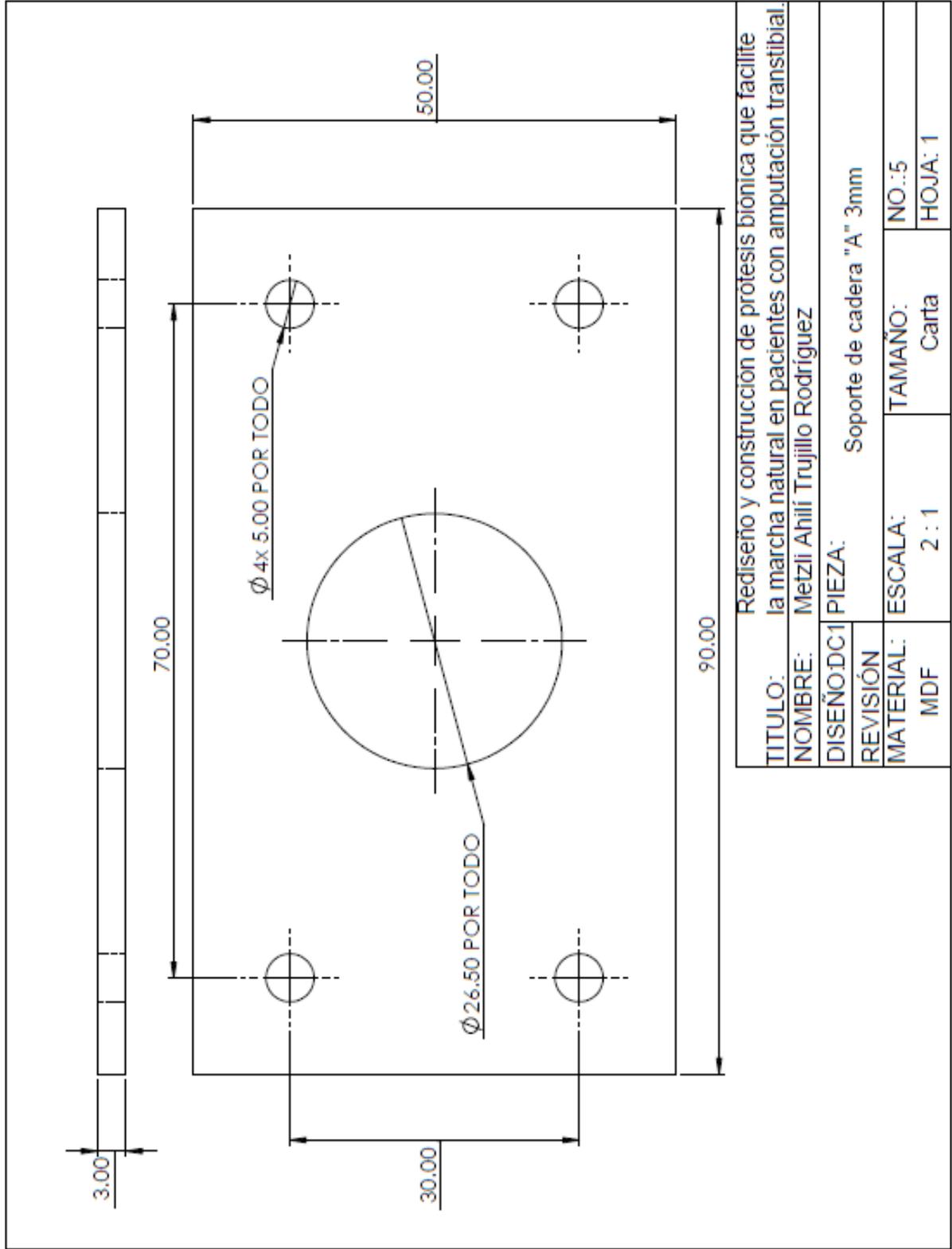
TÍTULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Eslabón cubierta	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.: 3
MDF	1 : 2	Carta	HOJA:1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

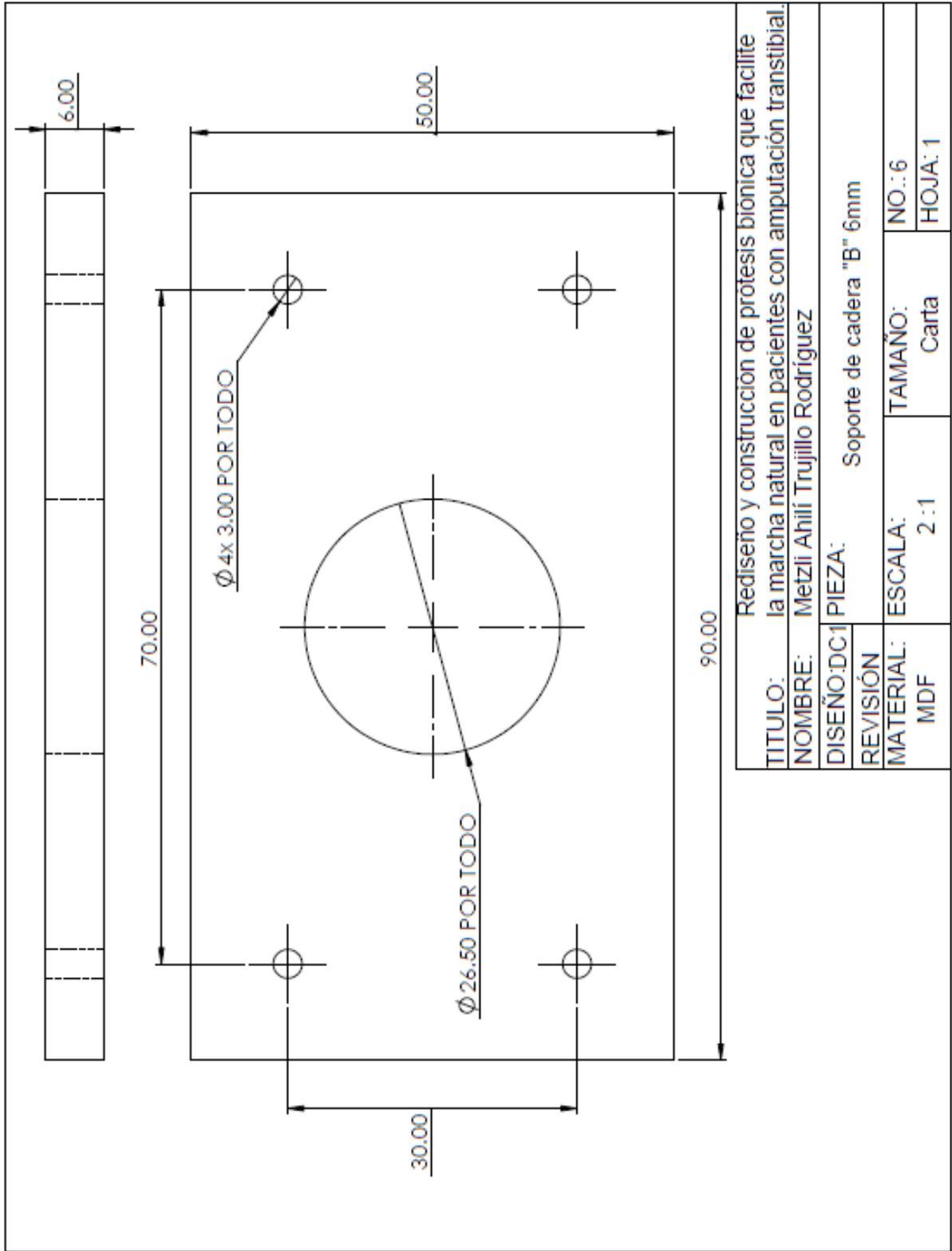


TÍTULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.			
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodriguez			
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Perno			
REVISIÓN					
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.: 4		
PLA	2 : 1	Carta	HOJA:1		

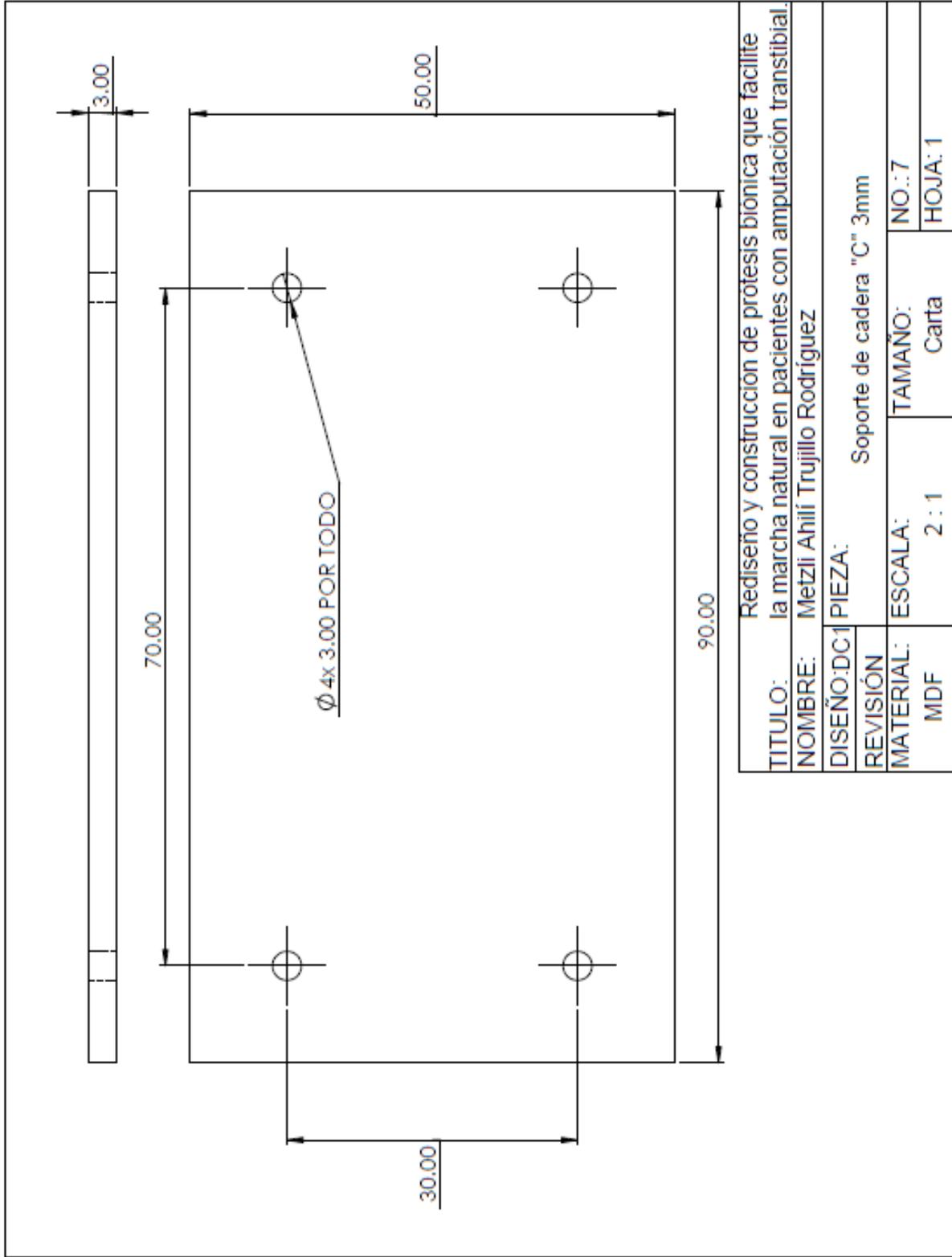
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



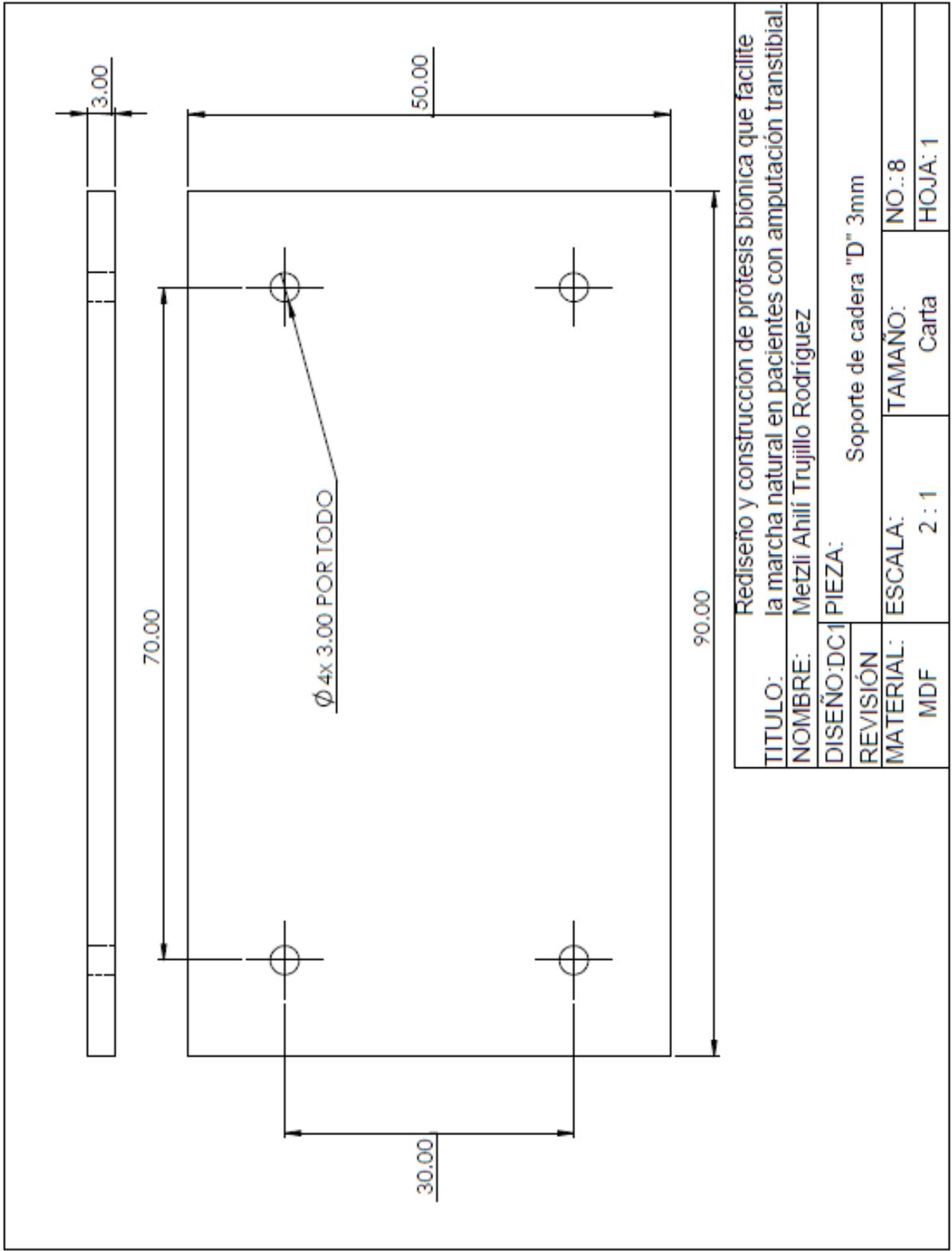
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



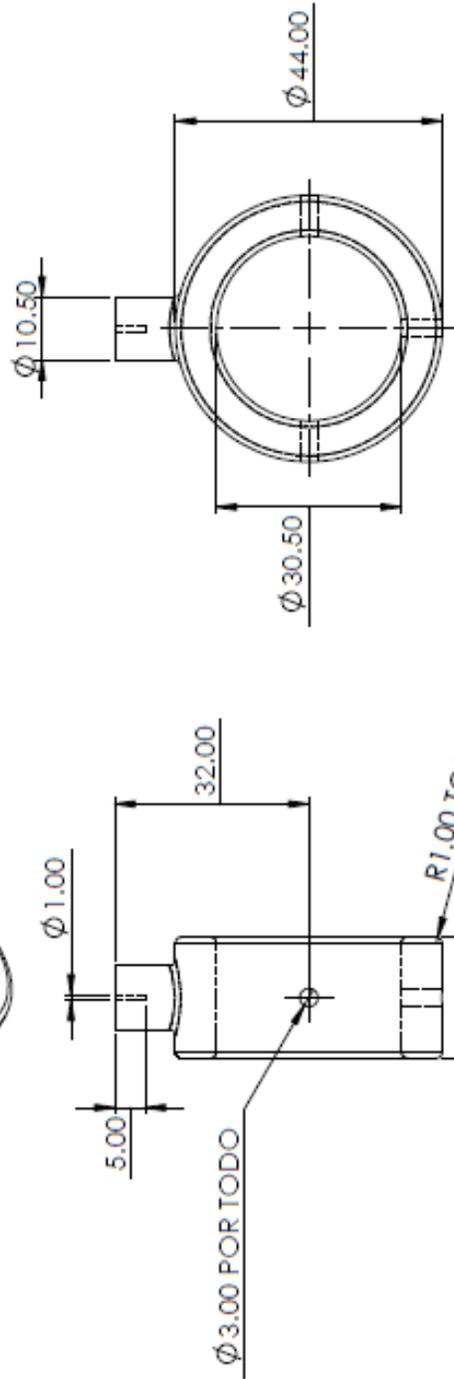
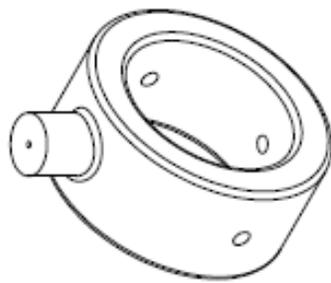
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

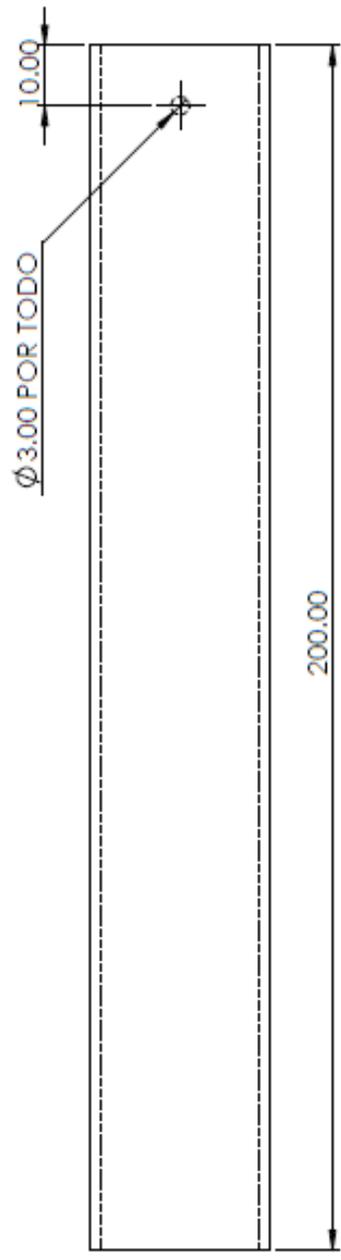
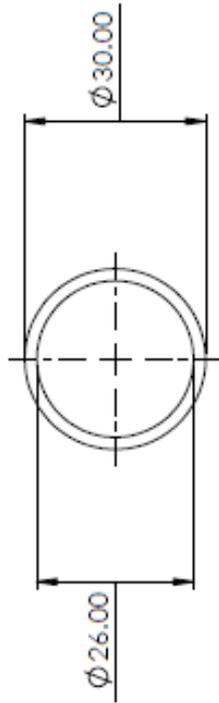


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



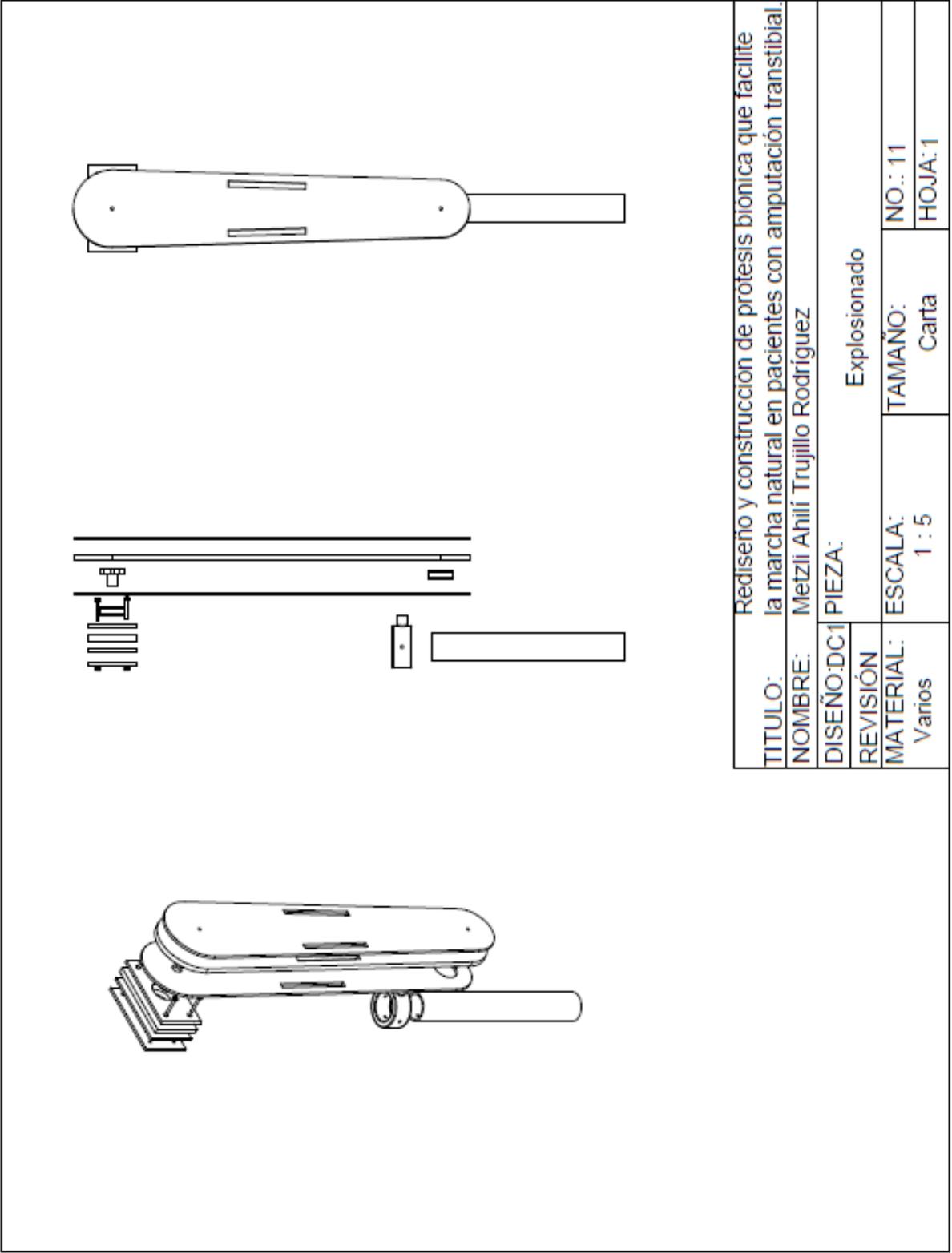
TÍTULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Soporte de tubo eje	
REVISIÓN			
MATERIAL:	ESCALA:	TAMAÑO:	NO.: 9
PLA	1 : 1	Carta	HOJA:1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



TITULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahilí Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC1	PIEZA:	Tubo	
REVISIÓN		TAMANO:	NO.: 10
MATERIAL:	PVC	ESCALA:	1 : 1
			Carta
			HOJA: 1

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



TITULO:		Rediseño y construcción de prótesis bionica que facilite la marcha natural en pacientes con amputación transtibial.	
NOMBRE:		Metzli Ahili Trujillo Rodríguez	
DISEÑO:DC1		PIEZA: Explosionado	
REVISIÓN			
MATERIAL:		ESCALA:	TAMAÑO:
Varios		1 : 5	Carta
			NO.: 11
			HOJA:1

Producto SOLIDWORKS Educativo. Solo para uso en la enseñanza.