

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO
FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA ELECTRICA,
ELECTRONICA Y SISTEMAS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERIA ELECTRONICA**



**“DISEÑO DE PRÓTESIS ROBÓTICA PARA MIEMBROS
INFERIORES CON TECNOLOGIA ARDUINO MONITOREADAS
MEDIANTE CONEXIÓN BLUETOOTH DESDE UNA PC”**

TESIS

PRESENTADO POR:

JASMANY ALEXANDER DELGADO AZA

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO ELECTRONICO

PUNO – PERÚ

2017

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO
FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA ELECTRICA, ELECTRONICA Y SISTEMAS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERIA ELECTRONICA

“DISEÑO DE PRÓTESIS ROBÓTICA PARA MIEMBROS INFERIORES CON
TECNOLOGIA ARDUINO MONITOREADAS MEDIANTE CONEXIÓN

BLUETOOTH DESDE UNA PC”

TESIS PRESENTADA POR:

JASMANY ALEXANDER DELGADO AZA

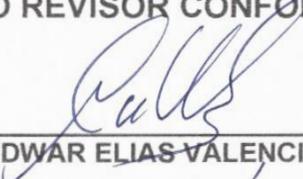
Fecha de sustentación: 26 – Dic - 2017



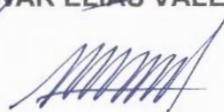
PARA OPTAR EL TITULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRONICO

APROBADO POR EL JURADO REVISOR CONFORMADO POR:

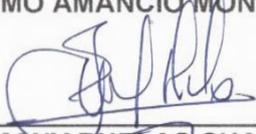
PRESIDENTE:


Dr. MIDWAR ELIAS VALENCIA VILCA

PRIMER MIEMBRO:


Dr. MAXIMO AMANCIO MONTALVO ATCO

SEGUNDO MIEMBRO:


Ing. JASMANY RUELAS CHAMBI

DIRECTOR / ASESOR:


Dr. MARCO ANTONIO QUISPE BARRA

PUNO – PERÚ

2017

Área : Microelectrónica

Tema : Prótesis robótica

DEDICATORIA

A DIOS.

Por ser mi creador, por darme la fuerza y el coraje para hacer realidad este objetivo, por estar conmigo en cada momento de mi vida y por cada regalo de gracia que me ha dado y que inmerecidamente he recibido.

A mi madre: Elizabeth; Eres una mujer que simplemente me hace llenar de orgullo, te amo y no va haber manera de devolverte tanto que me has ofrecido desde que incluso no hubiera nacido. Esta tesis es un logro más que llevo a cabo, y sin lugar a dudas ha sido en gran parte gracias a ti; no sé en donde me encontraría de no ser por tus ayudas, tu compañía, y tu amor.

Te doy mis sinceras gracias, amada madre.

A mis Hermanos: Augusto y Evelyn; por brindarme sus consejos y apoyo incondicional y brindarme sus conocimientos referentes a la medicina.

...Jasmany Delgado.

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, le doy las gracias a Dios por la vida que nos da y por esta meta que alcance, a mis padres por todo el soporte, el consejo, y más aún, por el amor y la comprensión durante cada momento de nuestras vidas.

A nuestras familias, por la seguridad, por sus palabras de aliento y la preocupación que mostraron, especialmente en los momentos más difíciles.

A nuestros docentes, que supieron guiarnos con sus conocimientos de la forma más desinteresada para la culminación de nuestra carrera profesional. A nuestros amigos por el compañerismo y la amistad mantenida durante toda la vida, a todos les digo muchas

Gracias.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	16
CAPITULO I.....	18
INTRODUCCIÓN	18
1.2. Antecedentes de la Investigación	20
1.3. Formulación del Problema.....	21
1.4. Importancia y Utilidad del Estudio.....	21
1.5. Objetivos de la Investigación	21
1.6. Características del Área de Investigación	22
CAPITULO II.....	23
REVISIÓN DE LITERATURA.....	23
2.1. Marco Teórico.....	23
2.1.1 Antecedentes de la Investigación	23
2.2. Marco Conceptual	24
2.2.1 ¿Qué es una Prótesis Robótica?	24
2.2.2. Amputaciones de Miembros Inferiores.....	24
2.2.2.1 Amputaciones Traumáticas de miembros Inferiores en el Perú .24	
2.2.2.2 Proyección De Amputaciones Traumáticas De Miembros Inferiores En Perú	25
2.2.2.3 Amputaciones No Traumáticas Del Miembro Inferior	26
2.2.3 Diabetes Mellitus	27
2.2.4 Enfermedad Vascolar Periférica (Pvd).....	33
2.2.5 Traumatismos.....	34
2.2.6 Defectos Congénitos	34
2.2.7 Tipos De Prótesis En El Mercado	34
2.2.8 Triton Harmony.....	35

2.2.9 1C30 Trias	36
2.2.10 Biom T2 Ankle & Foot System	37
2.2.11 Balance FOOT J.....	38
2.2.12 LP Rotate	39
2.2.13 Análisis Biomecánico.....	40
2.2.13.1 Biomecánica Del Pie Y Tobillo	40
2.2.13.2 Anatomía Del Pie Y Tobillo	40
2.2.13.3 Cinemática De La Caminata	44
2.3 Hipótesis De La Investigación.....	47
2.3.1 Hipótesis Generales	47
2.3.2 Hipótesis Específicas.....	47
CAPITULO III	48
MATERIALES Y MÉTODOS.....	48
3.1 Tipo y Diseño de investigación	48
3.1.1 Diseño Del Pie Y Tobillo En Tercera Dimensión	49
3.1.2 Mecanismo De Sujecion Del Motor.....	50
3.1.3 Engranajes Para Amplificación Del Torque.....	52
3.1.4 Mecanismo Para El Eje Articular.....	55
3.1.5 Diseño De La Planta Del Pie	56
3.1.6 Electrónica De Control.....	58
3.1.6.1 Micro controlador Atmega 328	58
3.1.6.2 Servomotor Dynamixel MX-106T	59
3.1.6.3 Buffer 74LS241	61
3.1.6.4 Bluetooth HC-05	62
3.1.6.5 Sensor De Fuerza Resistivo FSR 402	63
3.1.6.6 Batería LI POLY ZIPPY	64
3.1.6.7 Cargador Turnigy Power Systems	65

3.1.6.8 Conversor CC6-1205SF-E	66
3.1.6.9 Buzzer	67
3.1.7 Esquema Para El Circuito De Control	68
3.2 Población y Muestra de Investigación.....	72
3.3 Técnicas e Instrumento de Recolección de Datos	73
3.4 Procedimiento de Recolección de Datos	73
3.4.1 Adquisición De Datos Del Motor Y Sensores	73
3.4.2 Envío Y Recepción De Datos Desde Dispositivo Bluetooth	76
3.4.3 Envío Y Recepción De Datos Por Bluetooth	80
3.4.4 Diseño De Interfaz Gráfica.....	81
3.5 Procesamiento y Análisis de Datos.....	94
3.5.1 Simulación Y Pruebas De Telemetría	95
3.5.2 Lógica Difusa.....	98
3.5.3 Algoritmo Para Marcha De La Prótesis	100
CAPITULO IV.....	103
RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	103
CONCLUSIONES.....	109
RECOMENDACIONES	111
REFERENCIAS BIBLIOGRAFIA	113
ANEXOS	117

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Proyección de amputaciones de extremidad inferior hasta el 2017. ..25	25
Figura 2 Estadísticas de amputaciones según la causa. Estados Unidos: 1988 – 1996.....27	27
Figura 3 Diseño del Triton Harmony.....35	35
Figura 4 Diseño del 1C30 Trias.....36	36
Figura 5 Diseño del BIOM T2 Ankle & Foot System.37	37
Figura 6 Diseño del FOOT J.38	38
Figura 7 Diseño del LP Rotate.39	39
Figura 8 Estructura ósea del pie y tobillo.....41	41
Figura 9 <i>Arcos longitudinales del pie</i>42	42
Figura 10 Estructura ósea del tobillo.44	44
Figura 11 <i>Articulaciones del pie y tobillo</i>44	44
Figura 12 a) Choque del talón; b) apoyo del talón antepié; c) apoyo del talón, antepié y apoyo fugaz del borde externo; d) apoyo del antepié, d) despegue del antepié finalizando por el dedo gordo.45	45
Figura 13 Fases del ciclo de la marcha.46	46
Figura 14 Rango articular del pie y tobillo46	46
Figura 15 <i>Diseño del motor Dynamixel MX-106T</i>50	50
Figura 16 Sujeción posterior para motor.51	51
Figura 17 a) Tornillo para cara superior. b) Tornillo y tuerca para caras laterales.....51	51
Figura 18 Primer engranaje de diámetro 20mm acoplado al eje del motor.54	54
Figura 19 Segundo y Tercer engranaje de 50mm y 25mm respectivamente. ..54	54
Figura 20 Cuarto engranaje de 60mm.....54	54
Figura 21 Base móvil 1 para eje articular.55	55
Figura 22 Base móvil 2 para eje articular.55	55
Figura 23 Eje de acero inoxidable.56	56
Figura 24 a) Cara superior con aluminio. b) Cara inferior con aluminio.56	56
Figura 25 a) Cara superior con fibra de carbono b) Cara inferior con fibra de carbono.....57	57
Figura 26 Tuerca y tornillo para la unión de caras.....57	57

Figura 27 Distribución de pines para Atmega 328.....	58
Figura 28 Servomotor Dynamixel MX-106T.....	60
Figura 29 Buffer 74ls241.....	61
Figura 30 Bluetooth HC-05.....	62
Figura 31 Sensor de Presión FSR 402.....	63
Figura 32 Batería Lipoly Zippy.....	64
Figura 33 Cargador TURNIGY para baterías de LIPO.	65
Figura 34 Conversor dc CC6-1205sf-e.....	66
Figura 35 Buzzer.....	67
Figura 36 Esquema de control para prótesis	69
Figura 37 Esquema de Control Segmentado.....	70
Figura 38 Lectura de datos desde el monitor serial.	76
Figura 39 Esquema de envío y recepción de datos para dispositivo bluetooth.	76
Figura 40 Inicialización de la consola serial para envío de comandos AT.	78
Figura 41 Consulta de configuraciones de fábrica de dispositivo Bluetooth. ...	78
Figura 42 Modificación del nombre para el dispositivo bluetooth.....	79
Figura 43 Modificación del nombre para el dispositivo bluetooth.....	80
Figura 44 Command Window de Matlab 2013b.....	82
Figura 45 Ventana de inicio de GUIDE.....	82
Figura 46 Área de trabajo para diseño gráfico de HMI.	83
Figura 47 Axes ubicado en el área de diseño para visualización de datos de telemetría.....	84
Figura 48 Propiedades del elemento del área de diseño.....	84
Figura 49 Cambio de nombre de elemento del área de diseño.	85
Figura 50 Ubicación de los elementos necesarios para la adquisición y la telemetría.....	85
Figura 51 Ejecución de archivo ".m" para programación de botón Adquirir.	86
Figura 52 a) Selección de CheckBox b) CheckBox sin selección.....	88
Figura 53 Botones para ejecución de programa.....	94
Figura 54 HMI de prótesis para la realización de la telemetría.	95
Figura 55 Señal de sensores de fuerza sin escalamiento.	95
Figura 56 Medición de voltaje de servomotor de prótesis sin carga.	96

Figura 57 Posición angular de prótesis.	96
Figura 58 Medición de torque de servomotor.	97
Figura 59 Temperatura interna del servomotor.	97
Figura 60 Diagramas Venn, donde AND es unión (1A), OR es intersección (1B), NOT es complemento C.	99
Figura 61 Estructura básica de un sistema difuso.	99
Figura 62 Sistema difuso para sensores de fuerza resistivos.	101
Figura 63 Puntos fijos y dirección de fuerza aplicada.	104
Figura 64 Gráfica de tensión de Von Mises sobre modelo 3D de prótesis con valores máximos y mínimos.	104
Figura 65 Desplazamiento de la estructura generada por la carga externa. ...	105
Figura 66 Eje de articulación con los puntos fijos y fuerzas de simulación	106
Figura 67 Grafica de tensión de von Mises sobre eje de prótesis con valores máximos y mínimos	107
Figura 68 Desplazamiento del eje generado por la carga externa.	107
Figura 69 Prótesis ensamblada y vista 3D.	108
Figura 70 Comportamiento de la prótesis de tobillo ante cargas externas.....	118
Figura 71 Modulo bluetooth.....	129

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Especificaciones técnicas del IC62 Triton Harmony.....	35
Tabla 2 Especificaciones técnicas del 1C30 Trias.	37
Tabla 3 Especificaciones técnicas del BIOM T2 Ankle.	38
Tabla 4 Especificaciones técnicas del FOOT J.....	39
Tabla 5 Especificaciones técnicas del LP Rotate.....	40
Tabla 6 Especificaciones técnicas del Atmega328.	59
Tabla 7 Especificaciones técnicas de Dynamixel MX-106T.	60
Tabla 8 Especificaciones técnicas del Buffer 74LS241.....	61
Tabla 9 Especificaciones técnicas de Bluetooth HC-05.....	62
Tabla 10 Especificaciones técnicas del sensor de Presión FSR 402.....	64
Tabla 11 Especificaciones técnicas de Batería Liloly.....	65
Tabla 12 Características técnicas cargador Turnigy.	66
Tabla 13 <i>Especificaciones técnicas del Conversor dc/dc CC6-1205sf-e.....</i>	66
Tabla 14 Especificaciones Técnicas Buzzer.	68
Tabla 15 Paleta de componentes con descripción.....	81
Tabla 16 Paleta de componentes con descripción.....	83
Tabla 17 Composición de relaciones difusas.....	102
Tabla 18 Resultados de mediciones bajo diferentes fuerzas aplicadas a la prótesis.	106
Tabla 19 Resultados de mediciones bajo diferentes fuerzas aplicadas al eje de la articulación.....	108

INDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: Este anexo muestra el comportamiento lineal existente en análisis de fuerzas de la prótesis de miembro inferior ante cargas externas. ...	118
ANEXO 2: En este anexo se presentan los planos acotados de la parte mecánica de la prótesis de miembro inferior.	118
ANEXO 3: En este apéndice se observa la realización del ruteado de la placa de control de la prótesis de miembro inferior.	129
ANEXO 4: Este anexo muestra el algoritmo difuso implementado en el software ARDUINO.	129

ÍNDICE DE ACRÓNIMOS

ATMEGA328: El Atmega328 AVR 8-bit es un Circuito integrado de alto rendimiento que está basado un microcontrolador RISC, combinando 32 KB ISP flash una memoria con la capacidad de leer-mientras-escribe

AEPSI: Asociación Española de Proveedores de Servicios de Internet.

AGP: Acelerated (Advanced) Graphics Port.

AI: Asociación de Internautas.

AMD: Advanced Micro Devices.

ANSI: American National Standards Institute.

AOL: America On-Line.

API: Application Programming Interface.

ARPA: Advanced Research Projects Agency.

ASCII: American Standard Code for Information Interchange.

ATA: Interface de conexión estándar.

ATM: Modo de Transferencia Asíncrona.

ATX: AT Extended, AT Extendido.

AUI: Asociación de usuarios de Internet.

AVI: Audio Video Interleaved.

BIOS: Basic Input and Output System.

BIT: Binary Digit, Dígito Binario.

BMP: Bit Map, Mapa de Bits.

CAD: Diseño asistido por ordenador.

CAP: Carrierless Amplitude and Phase Modulation.

CCD: Charge Coupled Device, Dispositivo de Cargas Acopladas.

CD-W: CD(Compact Disk) Writable, CD(Disco Compacto) Escribible.

CF: Compact Flash, Destello Compacto.

CMOS: Conductor de Óxido Metálico Complementario.

CMT: Comisión del mercado de las Telecomunicaciones en España.

COM: Component Object Model, Modelo de Componentes de Objetos.

cps: Characters per Second, Caracteres por Segundo.

CPU: Central Processing Unit, Unidad Central de Proceso.

CRC: Cyclic Redundancy Check.

CRT: Cathode Ray Tube, Tubo de Rayos Catódicos.

DM: diabetes mellitus

DC: Tipo de corriente eléctrica en la que el voltaje es constante.

DDR DRAM: Double-Data-Rate DRAM DRAM de Doble Velocidad de Datos.

dBm: Es una unidad de medida de potencia expresada en decibelios (dB) relativa a un milivatio (mW).

EDI: Intercambio Electrónico de Datos.

EDO RAM: Extended Data Out RAM, RAM sin Datos Extendidos.

EPROM: Memoria ROM Programable y Borrable.

EthIR: Ethernet Infra Red, Ethernet Infra Rojo.

FAQ: Preguntas Realizadas más recurrentemente.

FAT: File Attribute Table, Tabla de Atributos de los Archivos.

FAT16: Tabla de Atributos de los Archivos de 16 bits.

FAT32: Tabla de Atributos de los Archivos de 32 bits.

FC: (Fibre Channel)

FLOPS: Floting point Operation Per Second, Operación de Punto Flotante por

GFSK: Gaussian Frequency Shift Keying.

INR: Instituto Nacional de Rehabilitación

INEI: Instituto Nacional de Estadística e Informática

ISM: International Safety Management Code.

IEEE: El Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica.

MINSA: Ministerio de Salud del Perú

MIT: Massachusetts Institute of Technology

MATLAB: Es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio (lenguaje M).

PVD: Physical Vapor Deposition

RESUMEN

El proyecto de tesis propone un diseño de prótesis para miembros inferiores, utilizando mecanismos policentricos y actuadores con fluidos magnetoreologicos como base del diseño. La gran mayoría de las prótesis que se usan en el Perú son construidas y elaboradas en Europa y Japón ya que en esos países cuentan con mayor tecnología en esa rama. El diseño de una prótesis consiste en reemplazar un miembro del cuerpo humano considerando que debe contar con el tamaño y forma adecuada. A través de análisis de elementos finito, se consideran diferentes elementos como fuerzas ejercidas en el socket y en la pierna artificial. Para el diseño se considerara modulo inteligente arduino V2.0+EDR, 2.4Ghz, banda ISM, Modulación GFSK, y transmisión: $\leq 4\text{dBm}$ Class2. Serán considerados diferentes elementos de estudio como el movimientos de la rodilla y tobillo de hasta dos grados de libertad con ángulos de desplazamiento de hasta 90° para el primero y 30° para el segundo, además de considerar las características elementales de los fluidos magnetoreologicos (MR) que se dispondrán en las dos articulaciones, minimizando el proceso de fricción y flexibilidad, monitoreado vía Bluetooth, servomecanismos metálicos que desplacen cargas dinámicas se espera alcanzar una optimación del diseño mayor al 70%, considerando perturbaciones de planta con sensores piezoeléctricos en las peores condiciones de operación.

Palabras Clave: Prótesis robótica, magnetoreologicos, policentricos, comunicación bluetooth, tecnología aplicada de arduino.

ABSTRACT

The thesis project proposes a prosthesis design for lower limbs, using polycentric mechanisms and actuators with magnetoreological fluids as the basis of the design. The vast majority of the prostheses used in Peru are built and manufactured in Europe and Japan since in those countries they have more technology in that branch. The design of a prosthesis consists of replacing a member of the human body considering that it must have the appropriate size and shape. Through finite element analysis, different elements are considered as forces exerted on the socket and on the artificial leg. For the design, the Arduino intelligent module V2.0 + EDR, 2.4Ghz, ISM band, GFSK modulation, and transmission will be considered: $\leq 4\text{dBm}$ Class2. Different study elements will be considered, such as knee and ankle movements of up to two degrees of freedom with angles of displacement up to 90° for the first and 30° for the second, as well as considering the elementary characteristics of magnetoreological fluids (MR) that will be available in the two joints, minimizing the friction and flexibility process, monitored via Bluetooth, metal servomechanisms that displace dynamic loads is expected to reach an optimization of the design greater than 70%, considering plant disturbances with piezoelectric sensors in the worst conditions Operation.

Key Words: Robotic prosthetics, magnetoreological, polycentric, bluetooth communication, applied arduino technology

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

En el Perú existe un índice elevado de amputaciones de miembros inferiores, las cuales se atribuyen a diferentes factores como accidentes en el trabajo, industriales, negligencia médica, negligencias del paciente o enfermedades sistémicas como la diabetes mellitus, etc.

El INEI ha tomado datos de los pacientes que han sufrido amputaciones del pie y tobillo en el Perú, a causa de diversos factores tal como: accidentes laborales, de tránsito, descargas eléctricas, lesiones por armas de fuego, existe un incremento gradual desde el año 2015 hasta el año 2017 en el número de amputaciones traumáticas.

El pie y tobillo es el principal elemento de locomoción del cuerpo humano, motivo por el cual se vuelve indispensable para el movimiento natural de la persona. Mediante el estudio biomecánico y anatómico del pie y tobillo se busca comprender el comportamiento del miembro en el medio físico, para iniciar un sistema híbrido que pueda imitar al 100% el movimiento del pie que se presenta en el plano sagital. El sistema híbrido consta de una parte mecánica y otra parte electrónica, y juntas son capaces de evitar que el paciente sufra de cojera, siendo

este el principal problema existente en el diseño de prótesis con sistema pasivo. Mediante la simulación de fuerzas aplicadas a la prótesis se busca garantizar la fiabilidad del prototipo. El material que se utilizara para la construcción de la prótesis es aluminio con fibra de carbono, siendo materiales flexibles y moldeables como también son absorbentes de impactos en el ciclo de la marcha.

El siguiente documento se estructura de la siguiente manera:

En el **CAPÍTULO I:** En este capítulo se muestra una breve descripción de la realidad del problema, formulación del problema, justificación del problema y formulación del objetivo general y específicos sobre los cuales versa la tesis.

En el **CAPÍTULO II:** En este capítulo se muestra la revisión literaria enfocada a las diferentes causas que llevan a una amputación de algún miembro cuyos conceptos fueron utilizados a lo largo del desarrollo de la presente tesis.

En el **CAPÍTULO III:** En este capítulo se desarrolla el tipo y diseño de la investigación, descripción del ámbito de estudio, técnicas e instrumentos de recolección y análisis de datos, materiales.

En el **CAPÍTULO IV:** En este capítulo se desarrolla el análisis e interpretación y discusiones de los resultados, en el aspecto técnico, los indicadores de calidad de producto.

1.1 El Problema de la Investigación

En el Perú existe un índice elevado de amputaciones de miembros inferiores, las cuales se atribuyen a diferentes factores como accidentes en el trabajo, industriales, negligencia médica, negligencias del paciente o enfermedades sistémicas como la diabetes mellitus, etc.

El INEI ha tomado datos de los pacientes que han sufrido amputaciones del pie y tobillo en el Perú, a causa de diversos factores tal como: accidentes laborales, de tránsito, descargas eléctricas, lesiones por armas de fuego, existe un incremento gradual desde el año 2015 hasta el año 2017 en el número de amputaciones traumáticas.

El pie y tobillo es el principal elemento de locomoción del cuerpo humano, motivo por el cual se vuelve indispensable para el movimiento natural de la persona. Mediante el estudio biomecánico y anatómico del pie y tobillo se busca comprender el comportamiento del miembro en el medio físico, para iniciar un sistema híbrido que pueda imitar al 100% el movimiento del pie que se presenta en el plano sagital. El sistema híbrido consta de una parte mecánica y otra parte electrónica, y juntas son capaces de evitar que el paciente sufra de cojera, siendo este el principal problema existente en el diseño de prótesis con sistema pasivo. Mediante la simulación de fuerzas aplicadas a la prótesis se busca garantizar la fiabilidad del prototipo. El material que se utilizara para la construcción de la prótesis es aluminio con fibra de carbono, siendo materiales flexibles y moldeables como también son absorbentes de impactos en el ciclo de la marcha.

1.2. Antecedentes de la Investigación

Debido a la gran escases de prótesis en el Perú se ha ido importando prótesis de otras partes del mundo. Como por ejemplo de la Fundación Markoptic quien ya viene diseñando prótesis robóticas.

Cyberdyne que también es una empresa japonesa de robótica y ya viene diseñando prótesis, que interpreta las señales del cerebro y se mueve de acuerdo a sus órdenes.

Científicos estadounidenses de las universidades de Case Western y Chicago desarrollaron una prótesis que esta siente la presión ejercida.

En el Perú son muy pocas las Universidades que están desarrollando prótesis de miembros inferiores como es la Facultad de INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA de la Universidad Nacional de Ingeniería.

1.3. Formulación del Problema

¿Mejoraría la calidad de vida de las personas que tienen una discapacidad en uno de sus miembros inferiores en el Perú?

1.4. Importancia y Utilidad del Estudio

En el Perú hay variedad de enfermedades una de las más frecuentes es la diabetes como también existen diferentes factores los cuales provocan que tengan que amputar uno de los miembros inferiores, lo cual para que el paciente tenga una buena calidad de vida para hacer sus tareas diarias.

1.5. Objetivos de la Investigación

Objetivos Generales

Brindar una mejor calidad de vida a las pacientes que tengan alguno de sus miembros inferiores amputados.

Objetivos Específicos

- a. Establecer precios de las prótesis.
- b. Definir costos de montaje en el Perú.
- c. Determinar el impacto ambiental.
- d. Diseñar la estructura de las prótesis según la medida de cada usuario.

- e. Establecer las características de las prótesis.

1.6. Características del Área de Investigación

Una tecnología en microelectrónica se entiende como el conjunto de reglas, normas, requisitos, materiales y procesos que aplicados en una secuencia determinada, permite obtener como producto final un circuito integrado, que son dispositivos electrónicos miniaturizados. Los más importantes son circuitos integrados de Silicio corriente. La microelectrónica es la tecnología mediante la cual se diseñan dispositivos electrónicos empacados en grandes densidades en una pastilla única de semiconductor.

CAPITULO II

REVISIÓN DE LITERATURA

2.1. Marco Teórico

2.1.1 Antecedentes de la Investigación

Tesis Internacionales

Mexico (2004) En sus Objetivos de la tesis del diseño de prótesis es alcanzar una ergonomía muy versátil (en estructura y dimensiones) para que se adapten al tipo de personas que la requieran.

Japon (2005) Su Objetivo es controlar por medio de los impulsos micro eléctricos que son generados por (células) las neuronas esto se llevara a cabo por medio de electrodos colocados en los músculos (del cuádriceps para el impulso hacia al frente, femoral para el impulso hacia atrás, musculo solio y gemelos para el levantamiento de la pierna.

2.2. Marco Conceptual

2.2.1 ¿Qué es una Prótesis Robótica?

Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones.

Una prótesis ortopédica es la que reemplaza un miembro del cuerpo, cumpliendo casi la misma función que un miembro natural, sea una pierna, un brazo, un pie, una mano, o bien uno o varios dedos. Pero existen varios otros tipos de prótesis, algunas de las cuales reemplazan funciones perdidas del cuerpo, mientras que otras cumplen funciones estéticas.

Es habitual confundir un aparato ortopédico u ortesis con una prótesis, utilizando ambos términos indistintamente. Una ortesis no sustituye total ni parcialmente a un miembro, sino que reemplaza o mejora sus funciones.

2.2.2. Amputaciones de Miembros Inferiores

2.2.2.1 Amputaciones Traumáticas de miembros Inferiores en el Perú

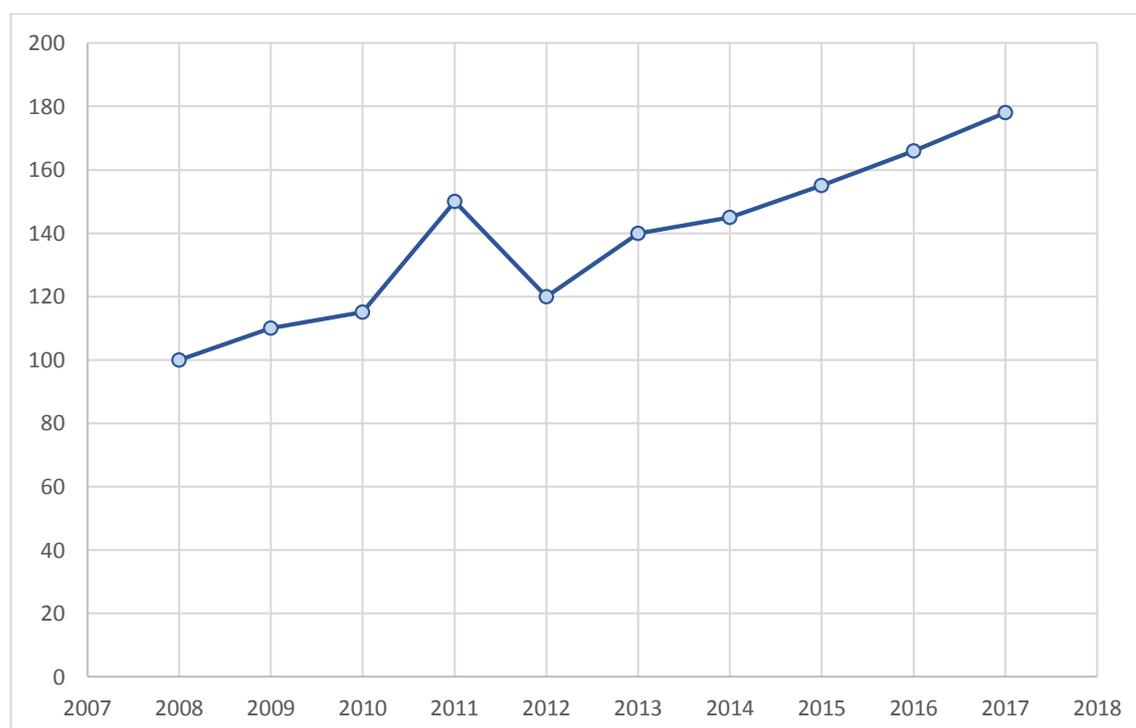
Cada año existen más de 150 amputaciones traumáticas de pie y tobillo, esta estadística afecta a todos los grupos de edad, Según el Instituto Nacional de Estadística e Informática del Perú dio a conocer que el 5.2% de la población (1 millón 575 mil personas) presenta algún tipo de discapacidad. De este total, el 52,1% son mujeres que equivale a 820 mil 731 personas y 47,9% son hombres (754 mil 671), es decir, es mayor la proporción de mujeres que tienen alguna discapacidad. El MINSA en el 2016 el INR realizó 41,957 consultas médicas que dieron 323,192 atenciones entre terapia física, ocupacional, psicoterapia y

psicopedagógica. Incrementándose en un 15% en su número de atenciones con respecto al año anterior.

2.2.2.2 Proyección De Amputaciones Traumáticas De Miembros Inferiores En Perú

Hasta el presente informe del INEI presenta las estadísticas de amputaciones hasta el 2016, por lo que se busca mediante una regresión lineal, realizar una proyección hasta el 2017 en el número de amputaciones, en base a las estadísticas presentadas en la figura 1, se observa la proyección de amputaciones.

Figura 1 Proyección de amputaciones de extremidad inferior hasta el 2017.



Elaboración: Propia.

Se observa en la figura 1, que la variable independiente se encuentra en el eje de las abscisas con los años desde el 2008 hasta el 2017, mientras que la

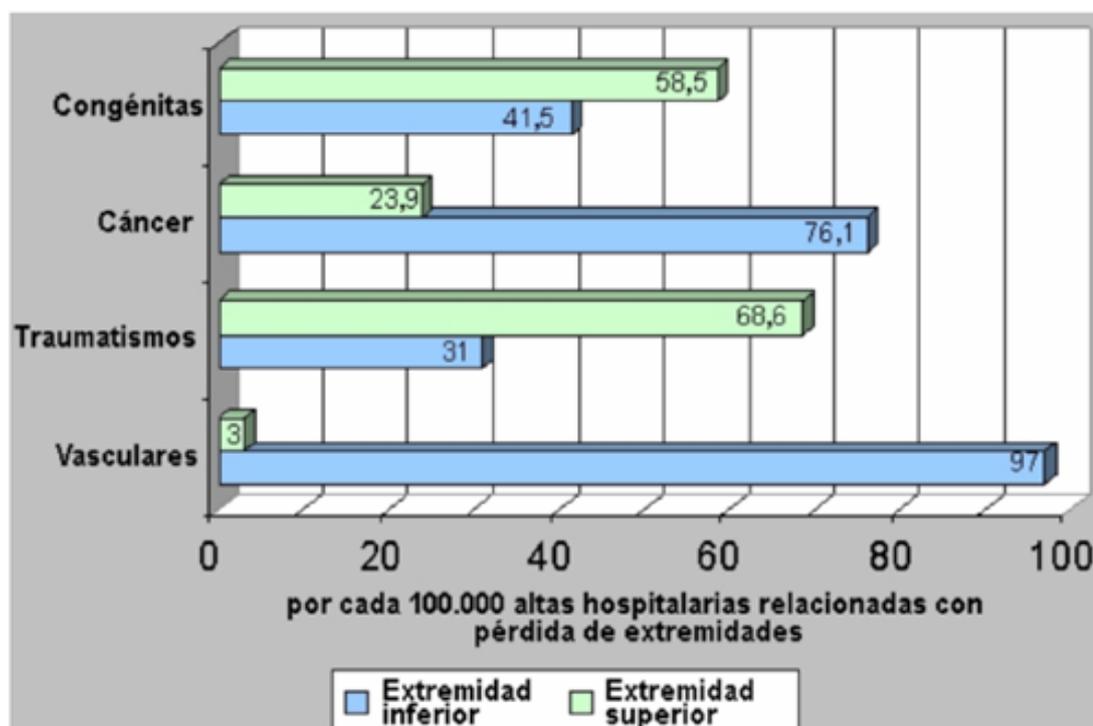
variable dependiente es el número de personas amputadas en el eje de las ordenadas, por lo tanto para el 2015 el número de amputaciones será de aproximadamente 158 personas, para el 2016 de 166 personas y para el 2017 de 174 personas.

El grupo de Biomecatronica del Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT), se ha enfocado en la investigación y desarrollo de prótesis de extremidad inferior, entre los trabajos más reconocidos se encuentra el “Desarrollo de prótesis de pie y tobillo para el mejoramiento de la deambulaci3n del amputado”, mostrado en la Conferencia internacional de Medicina y Biologia IEEE en 2007, el “Diseño biomecánico de una prótesis de pie y tobillo accionado” en la conferencia de Rehabilitaci3n Rob3tica en 2007 y el “Control de una prótesis de pie y tobillo basado en un modelo neuromuscular” en 2010 .

2.2.2.3 Amputaciones No Traumáticas Del Miembro Inferior

Las amputaciones no traumáticas son producidas por varias enfermedades tales como diabetes, tumores y enfermedades vasculares. En Estados Unidos el 97% de amputaciones fueron por problemas vasculares, de este porcentaje el 27.6% son por debajo de la rodilla, el 76.1% de amputaciones en el miembro inferior se produce a causa del cáncer (figura 2).

Figura 2 Estadísticas de amputaciones según la causa. Estados Unidos: 1988
– 1996.



Elaboración: Propia.

Alrededor de todo el mundo se realizan más de 1 millón de amputaciones a causa de diabetes mellitus, siendo esta la primera causa de amputación de la extremidad inferior.

2.2.3 Diabetes Mellitus

La **diabetes mellitus (DM)** es un conjunto de trastornos metabólicos, cuya característica común principal es la presencia de concentraciones elevadas de glucosa en la sangre de manera persistente o crónica, debido ya sea a un defecto en la producción de insulina, a una resistencia a la acción de ella para utilizar la glucosa, a un aumento en la producción de glucosa o a una combinación de estas causas.

La diabetes se asocia con la aparición de complicaciones en muchos sistemas orgánicos, siendo los más evidentes la pérdida de la visión que puede llegar a la ceguera, el compromiso de los riñones con deterioro funcional progresivo, requiriendo diálisis y trasplante, el compromiso de vasos sanguíneos que pueden significar la pérdida de extremidades inferiores (véase vasculopatía diabética), el compromiso del corazón con enfermedad coronaria e infarto agudo de miocardio, el compromiso cerebral y de la irrigación intestinal; sin embargo, las complicaciones más prevalentes afectan al sistema nervioso periférico y autónomo. Todo esto significa una carga muy pesada para el paciente que la padece y para todo el sistema de salud pública.

Los síntomas principales de la diabetes mellitus son la emisión excesiva de orina (poliuria), el aumento anormal de la necesidad de comer (polifagia), el incremento de la sed (polidipsia) y la pérdida de peso sin razón aparente. En ocasiones se toma como referencia estos tres síntomas (poliuria, polifagia y polidipsia o regla de las 3 P) para poder sospechar diabetes mellitus tipo 2 o insulinoresistente ya que son los más comunes en la población.

➤ **Definición**

La diabetes Mellitus es un desorden o una condición de deterioro en el metabolismo de los carbohidratos, grasas, proteínas, lípidos, sales minerales, electrolitos, entre otros, causada por la deficiencia absoluta o relativa de insulina.

➤ **clasificación**

La diabetes Mellitus puede clasificarse como se muestra a continuación:

a) Diabetes Mellitus insulino dependiente – TIPO 1.

Generalmente este tipo de diabetes se presenta en personas menores de 30 años, esta enfermedad se le considera autoinmune, debido a que las células beta que son las encargadas de producir insulina han sido destruidas, por lo tanto esto provoca que el páncreas produzca poco o nada de insulina, su tratamiento consiste en el uso de inyecciones de insulina diariamente, hacer ejercicios y el control de la glucemia.

b) Diabetes Mellitus no insulino dependiente – TIPO 2.

Representa entre un 90 a un 95% de las diabetes. Se caracteriza por una resistencia a la insulina y, al menos inicialmente, en una deficiencia relativa en la secreción de insulina, cuya cantidad, si bien elevada en comparación con una persona normal, es insuficiente en relación con los niveles elevados de glicemia. A medida que la enfermedad avanza, el páncreas puede llegar a producir menos insulina y fallar las células beta. A diferencia de la DM1, no hay un componente autoinmune presente, si bien se mantiene un ambiente inflamatorio a nivel del tejido adiposo.

Se presenta principalmente en mayores de 40 años, la mayoría de los cuales presenta obesidad abdominal como parte del patrón de exceso de depósito de grasa que presentan las personas con resistencia insulínica. Se acompaña

frecuentemente de otras anormalidades como hipertensión arterial, dislipidemia, disfunción del endotelio vascular y elevación del PAI-1. Este conjunto de anormalidades se ha denominado «síndrome de resistencia a la insulina» o síndrome metabólico.

El diagnóstico suele hacerse transcurridos varios años desde el inicio de la enfermedad ya que la hiperglicemia se desarrolla gradualmente y en su período inicial no produce síntomas notables. Sin embargo, durante este período los pacientes pueden desarrollar cualquiera de las complicaciones macrovasculares o microvasculares de la enfermedad. Durante este período inicial se presenta una condición denominada intolerancia a la glucosa.

➤ **Diabetes Secundaria**

Este tipo de diabetes se produce a consecuencia de una lesión del páncreas o en otros casos se da debido a una secreción excesiva de hormonas catabólicas, como tenemos el caso de la Acromegalia en la que se presenta un número excesivo de hormonas de crecimiento, o se da esta enfermedad a partir de un tratamiento indebido a base de corticoides.

➤ **Diabetes Subclínica**

Conocida también con el nombre de intolerancia a la glucosa, en la que la persona tiene un alto nivel de glucosa en la

sangre pero los valores de este nivel no son de una diabetes mellitus tipo 2. Este tipo de diabetes no presenta síntomas por lo que es necesario realizarse un chequeo médico, las personas pueden evitar esta enfermedad de varias maneras como: el ejercicio, medicamentos y una dieta correcta.

➤ **Diabetes Gestacional**

Se caracteriza por la presencia de un nivel alto de glucosa en la sangre de una mujer embarazada, esto se debe a que las hormonas del embarazo bloquean el trabajo que realiza la insulina. Generalmente no hay síntomas para detectar este tipo de diabetes o los mismos son leves, por lo que a partir del parto el nivel de azúcar en la sangre disminuye. El tratamiento se basa en mantener el nivel de glucosa normal y asegurarse de la salud del feto, por lo que la mayoría de mujeres no necesitan el uso de medicamentos.

➤ **Diabetes Potencial**

Este tipo de enfermedad se presenta en una persona que tiene una tolerancia normal a la glucosa, pero que existe en la misma un alto riesgo de desarrollar la diabetes, tales como: que la persona que tenga ambos padres diabéticos, o un padre diabético y el otro tenga un pariente de primer grado que sea diabético, existe este riesgo potencial en una mujer que haya dado a luz a un bebe que haya pesado 4Kg o más.

➤ **Patologías**

La diabetes mellitus a más de generar desórdenes metabólicos, desencadena varias patologías que afectan directamente al paciente, como son las enfermedades cardíacas, renales, pérdida de la vista, neuropatía, pie diabético, este último es uno de los más importantes, ya que por esta patología el paciente tiende a generar mayores probabilidades de amputación del miembro inferior.

➤ **Pie Diabético**

El pie diabético es una patología desarrollada de la diabetes, y se define como “la infección, ulceración y destrucción de alteraciones neurológicas y diversos grados de enfermedad vascular periférica”. El riesgo de amputaciones aumenta al desarrollar el pie diabético, además que las probabilidades aumentan con la edad, sobrepeso y sedentarismo. Existen 3 factores patogénicos que pueden llevar a una amputación y estos son: Neuropatía, enfermedad vascular periférica e infección.

Según Edmons se puede clasificar de la siguiente manera:

a) Pie Neuropático

Entre las características se tiene la sequedad de la piel, se siente caliente, no es doloroso, pulsos palpables. Entre las complicaciones se tiene la úlcera neuropática, edema neuropático entre otros.

b) Pie Neuroisquémico

Entre las características se tiene un pie frío, dolor en grado variable. Entre las complicaciones se tiene úlceras isquémicas, gangrena entre otros.

2.2.4 Enfermedad Vascular Periférica (Pvd)

Esta enfermedad se produce “cuando la placa de colesterol se acumula en las arterias que abastecen de sangre a sus piernas, las arterias pueden estrecharse y hasta obstruirse”. Esto provoca una mala circulación de la sangre y a su vez la presencia de úlceras, gangrena y amputación de los miembros inferiores. El riesgo de amputación por este tipo de enfermedad aumenta hasta 20 veces cuando la persona tiene diabetes, además hábitos como fumar, no hacer ejercicio, aceleran las patologías de esta enfermedad. Entre los síntomas más comunes se tienen los siguientes:

- a) Dolor en las piernas.
- b) Calambres en los miembros inferiores.
- c) Cansancio de los músculos al hacer ejercicio.
- d) Dolor en las Pantorrillas.
- e) Adormecimiento en las piernas.
- f) Heridas que no cicatrizan.
- g) Pies o piernas Frías.

2.2.5 Traumatismos

En muchos de los casos debido a diferentes tipos de accidentes como son: el uso inadecuado de las herramientas eléctricas, accidentes automovilísticos, los desastres naturales, ataques terroristas, la guerra, accidentes mineros, producen un traumatismo grave en las extremidades inferiores de una persona. Por lo que el riesgo que tiene el paciente de sufrir una amputación es alta, aunque en algunos de los casos según la gravedad de la lesión se puede evitar dependiendo de los cuidados que se le tenga a la parte afectada.

2.2.6 Defectos Congénitos

Los defectos congénitos son “anomalías estructurales o funcionales, incluidos trastornos metabólicos, que están presentes desde el momento mismo del nacimiento”. Algunos de los defectos congénitos son sometidos a un tratamiento quirúrgico tales como son: casos de labio leporino, fisura palatina, pie valgo, que puede salvar la vida de la persona. Por esta razón los riesgos de amputaciones dependen de que tan grave sea el defecto congénito por lo que el mismo es relativamente bajo, y sólo se realizará en el caso de que sea necesario.

2.2.7 Tipos De Prótesis En El Mercado

Esta sección muestra una recopilación de las prótesis de extremidad inferior más utilizadas en el mundo.

2.2.8 Triton Harmony

El *triton harmony* es una combinación del pie de carbono y de una bomba *harmony* integrada que tiene la función de crear un vacío, el mismo que sirve para alinear el sistema de encaje, a la vez que ofrece una mayor amortiguación y capacidad de torsión. Este tipo de diseño de prótesis posee un sistema de resortes en el talón y la planta del pie. Es ideal para realizar cualquier tarea de la vida diaria, debido a su diseño compacto y a la capacidad que tiene de adherencia al muñón para brindar mayor seguridad. En la figura 3 se observa la apariencia física:

Figura 3 Diseño del Triton Harmony.



Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

Tabla 1 Especificaciones técnicas del IC62 Triton Harmony.

DATOS TECNICOS	
Peso máximo (kg)	150kg (GM 3), 125 kg (GM 4)
Tamaño	21 cm a 30 cm
Amortiguacion Vertical	Max 15mm
Rotacion	Max + - 9mm
Grado de movilidad	GM 3 y GM 4

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

GM3 hace referencia a que la persona amputada puede movilizarse sin limitaciones en espacios exteriores, y el GM4 es para personas amputadas de igual manera sin limitaciones en espacios exteriores pero que requieren de exigencias especialmente altas como correr, saltar y soportar de 5 a 7 veces el peso corporal.

2.2.9 1C30 Trias

Este modelo de prótesis de pie se adapta a terrenos irregulares y a diferentes velocidades de marcha siendo confortable en todo momento, no es ideal para actividades como correr o saltar, ya que los mismos pueden producir daños a los elementos del resorte. Además está diseñada para diferentes niveles de amputación del miembro inferior. El GM2 hace referencia a usuarios con limitaciones en espacios exteriores. En la figura 4 se puede observar la apariencia física y en la tabla 2 se presentan las características técnicas del IC30 Trias:

Figura 4 Diseño del 1C30 Trias.



Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

Tabla 2 Especificaciones técnicas del 1C30 Trias.

DATOS TECNICOS	
Peso máximo del paciente (kg)	125 kg
Tamaño	21cm – 30 cm
Grados de movilidad	GM2 Y GM3
Peso	345g
Altura del sistema con funda cosmética	95mm

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

2.2.10 Biom T2 Ankle & Foot System

Este tipo de prótesis tiene un Sistema *T2 BIOM* que proporciona una propulsión biónica natural, debido a que reemplaza la función del músculo y el tendón de la persona y al mismo tiempo suministra más energía de la que almacena. La persona al utilizar ésta prótesis tiene la capacidad de caminar de una manera más natural y con menos energía, lo que resulta menos cansado, además permite que la persona se movilice en cualquier tipo de terreno con mayor velocidad. En la figura 5 se observa la apariencia física y en la tabla 3 se presentan las características técnicas del BIOM T2:

Figura 5 Diseño del BIOM T2 Ankle & Foot System.

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

Tabla 3 Especificaciones técnicas del BIOM T2 Ankle.

DATOS TECNICOS		
Peso máximo del paciente (kg)	del	113 kg
Tamaño del Pie		25cm – 30 cm
Altura		21.7cm
Nivel Funcional		Bajo

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

2.2.11 Balance FOOT J

Este tipo de prótesis tiene incorporado un talón acolchonado, el mismo que ofrece mayor comodidad y estabilidad al instante en el que el talón toca el suelo, es ideal para personas que ya sea por su edad o por el acondicionamiento físico, su caminata es a una velocidad baja la mayor parte del tiempo. Por lo que ésta prótesis ofrece una combinación de estabilidad y movimiento natural. En la figura 6 se observa la apariencia física y en la tabla 4 se presentan las características técnicas del Balance Foot J:

Figura 6 Diseño del FOOT J.

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

Tabla 4 Especificaciones técnicas del FOOT J.

DATOS TECNICOS		
Peso máximo del paciente (kg)	del	136 kg
Tamaño del Pie		22cm – 30 cm
Altura		120mm
Peso del pie		576g

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

2.2.12 LP Rotate

Este tipo de prótesis está diseñada para personas que tienen muñones largos, y que realizan actividades diarias, desde caminar despacio hasta realizar actividades como trotar, subir escaleras y caminar rápido. El sistema de esta prótesis le permite usar todo el potencial de la plataforma para los pies en cada paso, ofreciendo un movimiento natural en la caminata. En la figura 7 se observa la apariencia física y en la tabla 5 se presentan las características técnicas del LP Rotate:

Figura 7 Diseño del LP Rotate.

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

Tabla 5 Especificaciones técnicas del LP Rotate.

DATOS TECNICOS	
Peso máximo del paciente (kg)	147 kg
Talla	22cm – 30 cm
Altura del talón	10mm y 19mm
Peso del pie	870g
Tamaño del pie	25cm – 30 cm

Fuente: <http://ortopediazulia.com>.

2.2.13 Análisis Biomecánico

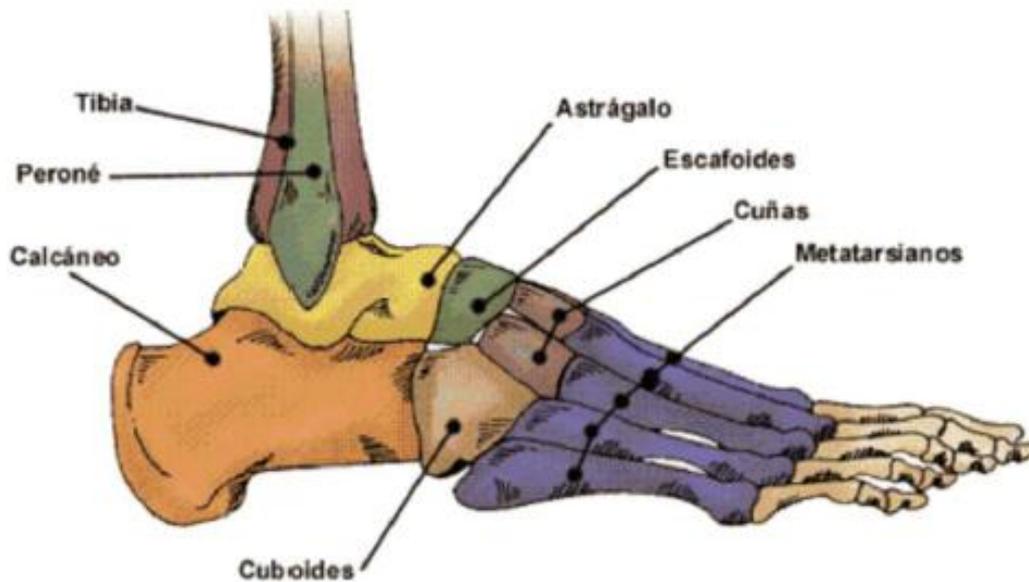
2.2.13.1 Biomecánica Del Pie Y Tobillo

El pie y tobillo proporcionan estabilidad y equilibrio en el ciclo de la marcha y permiten absorción de impactos. Para poder realizar el estudio biomecánico es necesario conocer la anatomía del pie y tobillo, observando la estructura ósea del pie, y los componentes anatómicos del pie y tobillo.

2.2.13.2 Anatomía Del Pie Y Tobillo

La estructura ósea del pie está constituida de 3 elementos: tarso, metatarso y falanges, entre los huesos del tarso se encuentran el calcáneo, astrágalo, escafoides, cuboides, cuneiforme externo, intermedio e interno (Véase la figura 8). La estructura del pie se forma por la bóveda plantar, talón o apoyo posterior y antepié o apoyo anterior.

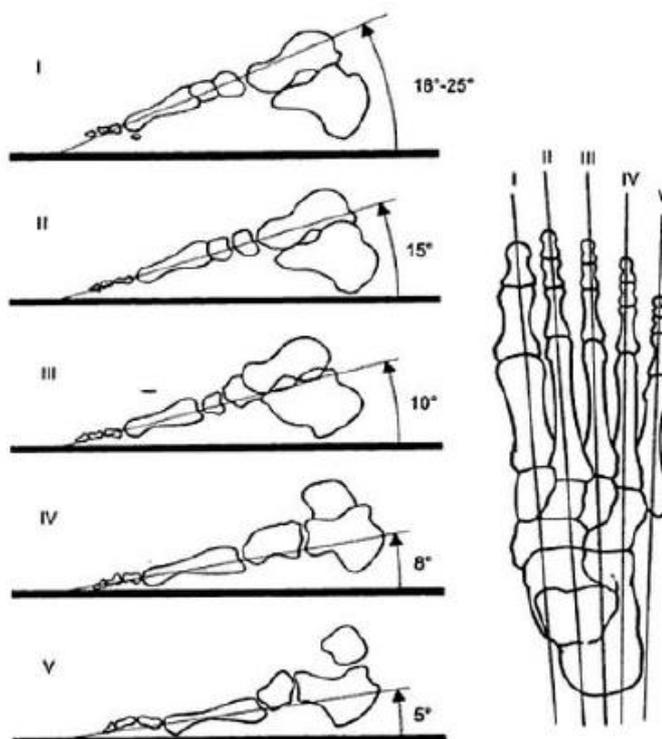
Figura 8 Estructura ósea del pie y tobillo.



Fuente: <http://www.anatolandia.com>.

➤ **Bóveda Plantar**

El pie es considerado como la estructura más dinámica del cuerpo humano, ya que soporta el peso del cuerpo al mismo tiempo que muestra flexibilidad de modo que puede absorber los impactos, además de cumplir con la función de un resorte para proporcionar energía en el momento de la elevación. Gracias a su curvatura y elasticidad permite la adaptación en terrenos irregulares y transmite fuerzas en circunstancias variadas.

Figura 9 Arcos longitudinales del pie.

Fuente: <http://www.elsevier.es>.

La arquitectura de la bóveda del pie está formado por el calcáneo-astrágalo-escafoides-primer metatarsiano formando 20 grados con respecto a la horizontal; II se encuentra formado por el calcáneo-astrágalo-escafoides-segunda cuña y segundo metatarsiano formando un ángulo de 15 grados con respecto a la horizontal; III está conformado por el calcáneo-astrágalo-tercera cuña y tercer metatarsiano que forman en conjunto un ángulo de 10 grados referido al plano horizontal; IV este arco está formado por el calcáneo-cuboides y cuarto metatarsiano formando 8 grados con la horizontal; V el último arco longitudinal consta del calcáneo-cuboides y quinto metatarsiano quedando prácticamente paralelo al suelo ya que forma un ángulo menor a 5 grados.

➤ **Talón O Apoyo Posterior**

El talón forma un ángulo de 5-15 grados con la vertical en el plano frontal y 30 grados en el plano sagital. Su estructura la componen el maléolo peroneo, sistema sustentaculum, estructuras ligamentosas. Para la estabilidad del tarso posterior se necesita de varios elementos tales como: el tendón de Aquiles, el sistema trabecular, el flexor corto y abductor del dedo gordo, permitiendo así la fase de despegue de la marcha. El antepié o apoyo posterior está formado por el metatarso y las falanges.

➤ **Articulación Del Tobillo**

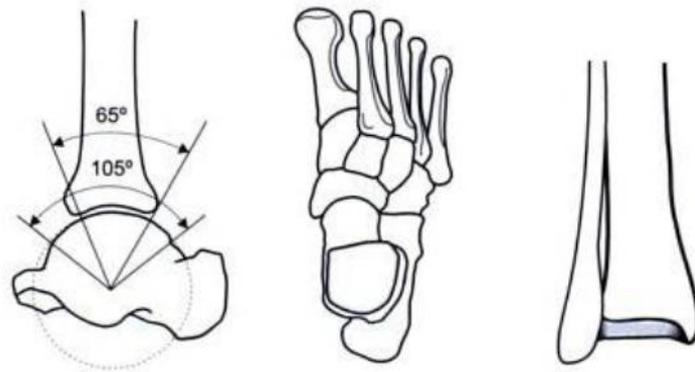
La articulación del tobillo la conforman dos elementos: la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea, la carga que puede llegar a soportar es de 5 a 7 veces el peso corporal en la fase final del ciclo de la marcha, lo movilidad principal de esta articulación se presenta en el plano sagital.

➤ **Tróclea Astragalina**

La tróclea astragalina forma parte de la articulación del tobillo y su estructura es la de un cilindro de 105 grados, la cual es más ancha por delante que por detrás con una diferencia de 4 a 6mm. La tróclea vista desde una perspectiva superior tiene una forma estrecha, lo cual ayuda a tener una mejor estabilidad dentro de la mortaja.

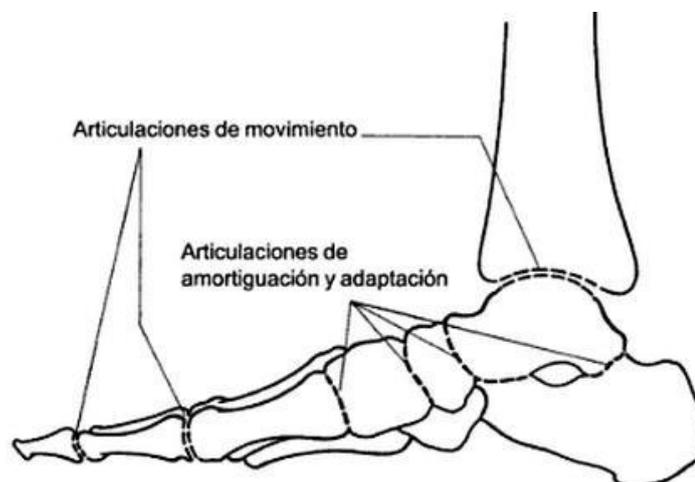
➤ **Mortaja Tibioperonea**

La mortaja o garganta astragalina se une directamente con la tróclea astragalina, su forma es la de un semicilindro de 65 grados cubriendo así más de la mitad de la superficie troclear, generando una mayor estabilidad en la articulación del tobillo.

Figura 10 Estructura ósea del tobillo.

Fuente: <http://www.elsevier.es>.

En el pie se encuentra dos tipos de articulaciones que cumplen diferentes funciones, como se puede observar en la figura 10, existen articulaciones que están especializadas en el movimiento y otras que se usan para absorber impactos e incluso para acoplar el pie a terrenos irregulares.

Figura 11 Articulaciones del pie y tobillo.

Fuente: <http://www.elsevier.es>.

2.2.13.3 Cinemática De La Caminata

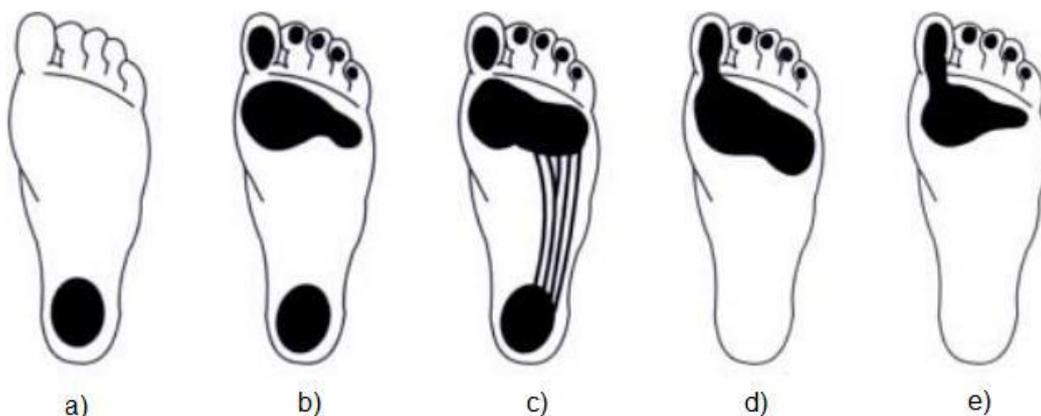
Al realizar el estudio de la marcha se puede observar características comunes o patrones similares independientes de los individuos.

➤ Fases del apoyo plantar

La forma clásica del desarrollo del apoyo plantar se presenta en cuatro etapas: choque del talón; apoyo del talón, borde externo y antepié; apoyo del antepié y despegue del antepié finalizando por el dedo gordo.

Mediante el estudio sobre 200 pies normales, se pudo observar que solo el 30% de los individuos desarrollaban las fases del apoyo plantar de la forma clásica, el resto de individuos desarrolló una etapa adicional descrita por la figura 12.

Figura 12 a) Choque del talón; **b)** apoyo del talón antepié; **c)** apoyo del talón, antepié y apoyo fugaz del borde externo; **d)** apoyo del antepié, **d)** despegue del antepié finalizando por el dedo gordo.

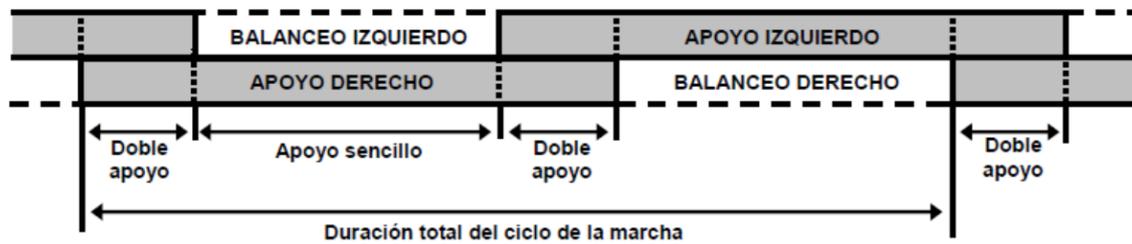


Fuente: <http://www.elsevier.es>.

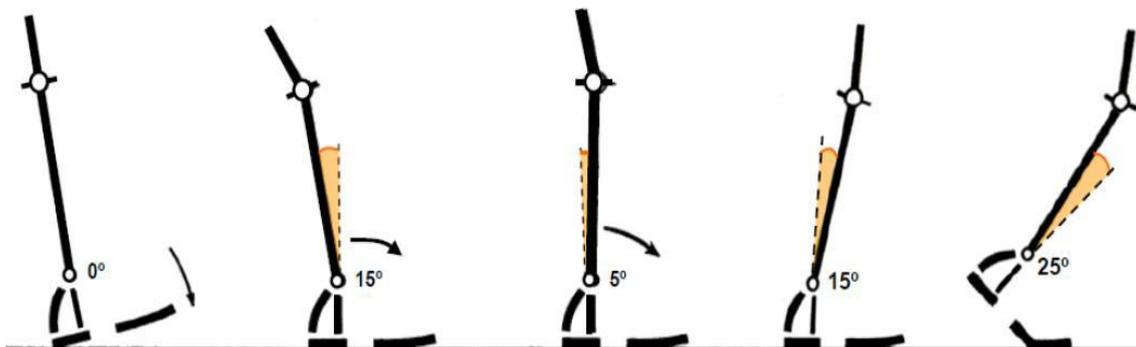
➤ Fase de Oscilación o balanceo

En esta fase el pie se encuentra en el aire, por lo que no hay contacto con el suelo. Comienza desde el despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo.

La duración de las fases descritas anteriormente depende de la velocidad de la persona en el ciclo de la marcha (Véase la figura 13).

Figura 13 Fases del ciclo de la marcha.*Elaboración: Propia.*

En base a las fases presentadas anteriormente, se puede decir que el comienzo del ciclo de la marcha se da en el contacto del talón con el suelo, siguiendo con el apoyo completo de la planta del pie en la superficie, posteriormente se da el despegue del talón seguido del despegue de los dedos, una vez que los dedos dejan de estar en contacto con el suelo se da la fase de oscilación hasta comenzar el siguiente semiciclo de la marcha con el apoyo del otro talón. En la figura 14 se observa las variaciones del rango articular presentes en la marcha.

Figura 14 Rango articular del pie y tobillo*Fuente:* <https://ortesisdinamica.files.wordpress.com>.

2.3 Hipótesis De La Investigación

2.3.1 Hipótesis Generales

El diseño de prótesis robótica si en caso se implementaría generaría bajos costos si todos los materiales y componentes son elaborados en el país, abarataría enormemente los costos de las prótesis y estaría a un costo accesible para cualquier persona de bajos recursos, dependería de la calidad del material y de la tecnología que se emplee en su elaboración.

2.3.2 Hipótesis Específicas

- (a) El diseño de prótesis robótica ayudaría a mejorar la calidad de vida de las personas.

- (b) El bajo costo de las prótesis ayudaría al fácil acceso de más personas dependiendo del material y la tecnología que se emplee en la elaboración.

CAPITULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Tipo y Diseño de investigación

La presente investigación es de tipo descriptiva ya que según lo explica Arias, (2012), “La investigación descriptiva consiste en la caracterización de un hecho, fenómeno, individuo o grupo, con el fin de establecer su estructura o comportamiento”.

Según Arias, (2012), “El diseño de investigación es la estrategia general que adopta el investigador para responder al problema planteado (...)”. De esta manera la estrategia adoptada para responder al problema planteado se basa en la búsqueda, recuperación, análisis, crítica e interpretación de datos, es decir, los datos obtenidos y registrados por fuentes documentales impresas, electrónicas y audiovisuales, registrados y emitidos por organismos oficiales, archivos, instituciones públicas y privadas. Por ello la presente investigación es de tipo no experimental - documental. Según Arias, (2012), menciona

“La investigación experimental es un proceso que consiste en someter a un objeto o grupo de individuos, a determinadas condiciones, estímulos o tratamiento (variable independiente), para observar los efectos o reacciones que se producen (variable dependiente).”, por ello que la investigación realizada es no experimental.

3.1.1 Diseño Del Pie Y Tobillo En Tercera Dimensión

Una vez que se ha realizado el análisis biomecánico del pie y tobillo, así como revisado la parte anatómica, se puede plantear un diseño para el pie y tobillo, que incluya la función de la bóveda plantar, cuyos requerimientos son la rigidez pero al mismo tiempo la flexibilidad para la absorción de impactos en la caminata, es por ello que se plantea un material híbrido formado de aluminio y fibra de carbono. Para la articulación formada por la tróclea astragalina y la mortaja tibioperonea, se necesitará de un eje articular que proporcione el movimiento en el plano sagital, es necesario indicar que el eje articular deberá soportar de 5 a 7 veces el peso corporal, por ello se debe simular el comportamiento del eje y la bóveda plantar, observando así las fuerzas máximas que soportarán los materiales.

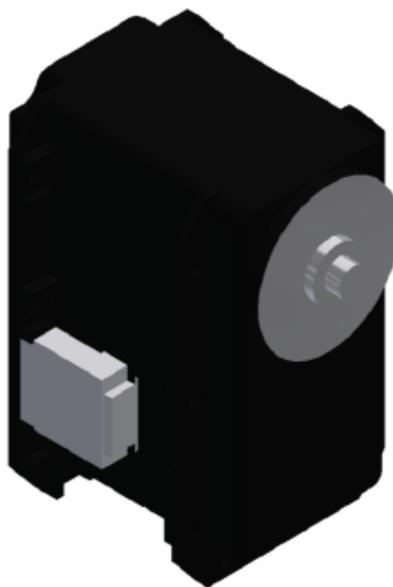
Para el diseño del pie y tobillo, se utilizará el software “**AUTODESK INVENTOR**”, ya que permite diseños en 3 dimensiones, así como cargar las características naturales de los materiales a utilizar en el proceso de construcción, otra de las ventajas es que permite las simulaciones del comportamiento del material sometido a fuerzas. Para una mejor apreciación del diseño se dividirá en 4 partes, la primera es la sujeción del motor, seguida de los

engranajes para la amplificación del torque, el eje articular y terminará en la planta del pie.

3.1.2 Mecanismo De Sujecion Del Motor

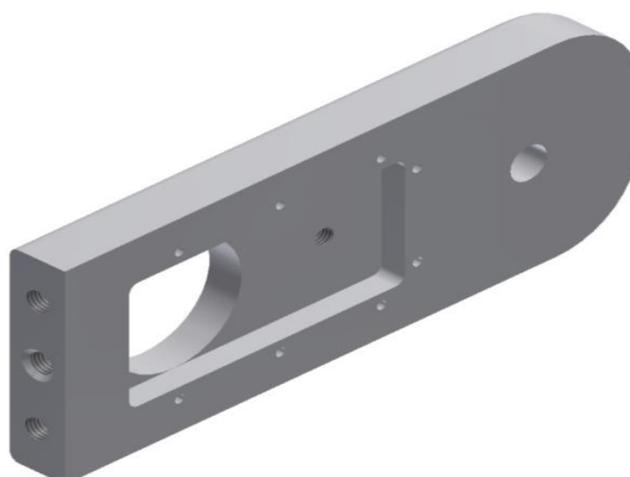
El motor a utilizar para la locomoción de la prótesis es Dynamixel 106-T. En el capítulo 3 se amplía información técnica del mismo. En la figura 15 se observa el diseño 3D:

Figura 15 Diseño del motor Dynamixel MX-106T



Elaboración: Propia.

Para la sujeción del motor presentado en la figura 15, es necesario diseñar 3 caras que se ubicarán en la parte frontal del motor, en la parte posterior y en la parte superior. En las figuras: 16, 17 y 18 se aprecian los diseños.

Figura 16 Sujeción posterior para motor.

Elaboración: Propia.

Se presentan los diseños de los tornillos y tuercas que ayudarán a la sujeción de toda la pieza. Para la cara superior se utilizan tornillos 10 mm con cabeza plana, mientras que para las caras laterales se utilizan tornillos de 20 mm con tuerca. En las figuras 17 se aprecian los diseños:

Figura 17 a) Tornillo para cara superior. **b)** Tornillo y tuerca para caras laterales.

Elaboración: Propia.

3.1.3 Engranajes Para Amplificación Del Torque

Es necesario plantear las fórmulas para el cálculo de torques en relación a la fuerza y diámetro del engranaje, a continuación se observan las fórmulas de relación de torques:

$$F1=F2..... (Ec 1)$$

$$T1=F1*r1..... (Ec 2)$$

$$T2=F2*r2..... (Ec 3)$$

$$F1=T1/r1..... (Ec 4)$$

$$F2=T2/r2..... (Ec 5)$$

$$T2r2=T1r1..... (Ec 6)$$

$$T2=T1*(r2/r1)(Ec 7)$$

Para el cálculo del torque que llegará al eje articular, se deberá analizar en dos etapas, la primera es considerando un torque de 10 N*m que proporciona el motor a plena carga de la batería, y la segunda consideración se hace a 8 N*m que proporciona el motor a batería crítica.

➤ Análisis a plena carga de batería

Considerando un torque de 10 N*m, se utiliza la ecuación 7 para el cálculo del torque a la salida de la relación de engranajes, donde el diámetro del segundo engranaje es 50mm y el diámetro del primero es 20mm.

$$T2=10Nm*\left(\frac{50mm}{20mm}\right) T2=25Nm.....(Ec 8)$$

$$T_2=25Nm$$

Una vez que se tenga el torque entre la relación del primer engranaje y el segundo engranaje, se procede a realizar la relación entre el tercer engranaje y el cuarto engranaje considerando que el torque inicial del tercer engranaje es 25 N*m. El diámetro del tercer engranaje es 25mm mientras que el diámetro del cuarto engranaje es 60mm por lo tanto:

$$T_{max}=25Nm*(60mm/25mm) \dots\dots\dots \text{(Ec 9)}$$

$$T_{max}=60Nm$$

➤ **Análisis a carga crítica**

Para el análisis a carga crítica se utiliza el mismo procedimiento observado anteriormente, con la consideración de que el torque será de ingreso será de 8N*m

$$T_2=8Nm*(50mm/20mm) \dots\dots\dots \text{(Ec 10)}$$

$$T_2=20Nm$$

De igual forma T_2 representa el torque inicial para la relación entre el engranaje 3 y el engranaje 4 y se calcula de la siguiente forma:

$$T_{min}=20Nm*(60mm/25mm) \dots\dots\dots \text{(Ec 11)}$$

$$T_{min}=48Nm$$

Una vez dimensionado los torques máximos y mínimos con los diámetros indicados para cada engranaje se presentan los diseños de los 4 engranajes para la relación de transformación del torque. (Véase las figuras 18, 19 y 20).

Figura 18 Primer engranaje de diámetro 20mm acoplado al eje del motor.



Elaboración: Propia.

Figura 19 Segundo y Tercer engranaje de 50mm y 25mm respectivamente.



Elaboración: Propia.

Figura 20 Cuarto engranaje de 60mm.

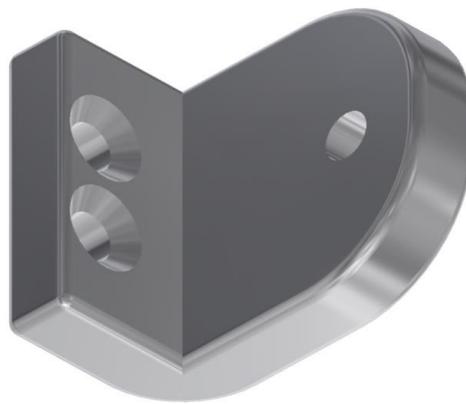


Elaboración: Propia.

3.1.4 Mecanismo Para El Eje Articular

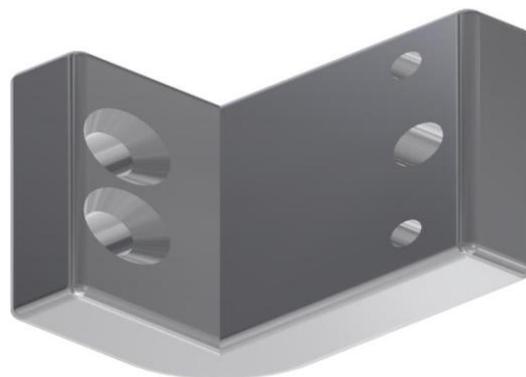
El eje articular será el que una la transmisión de movimiento proveniente del motor con la planta del pie, aquí se concentrará la mayor parte el peso corporal, por ende hay que diseñar de tal manera que no se afecta al eje del motor, por ello se utiliza el diseño similar como el de una chumacera. (Véase las Figuras 21 y 22).

Figura 21 Base móvil 1 para eje articular.



Elaboración: Propia.

Figura 22 Base móvil 2 para eje articular.



Elaboración: Propia.

Finalmente se procede a diseñar el eje que unirá la base 1 y 2, formando así el conjunto articular, que dotará de los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal al usuario (Véase la figura 23).

Figura 23 Eje de acero inoxidable.**Elaboración:** Propia.

3.1.5 Diseño De La Planta Del Pie

Para el diseño y posterior mecanizado de la planta del pie se utiliza dos tipos de materiales: aluminio y fibra de carbono, con la finalidad de darle rigidez pero al mismo tiempo flexibilidad, ya que es en este punto donde deberá absorber los impactos provocados por el ciclo de la marcha. Con el objetivo de formar la bóveda plantar se realiza el diseño de una cara superior y una inferior tanto de aluminio como de fibra de carbono (Véase las figuras 24 y 25).

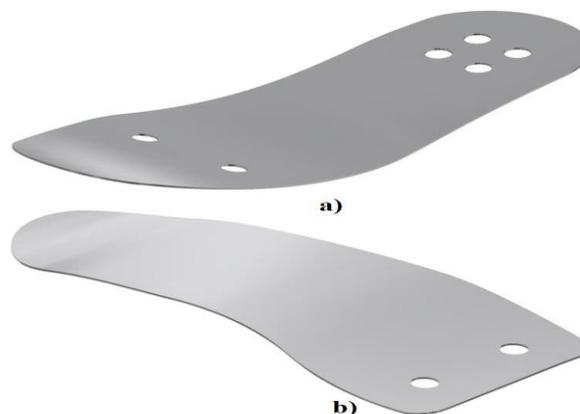
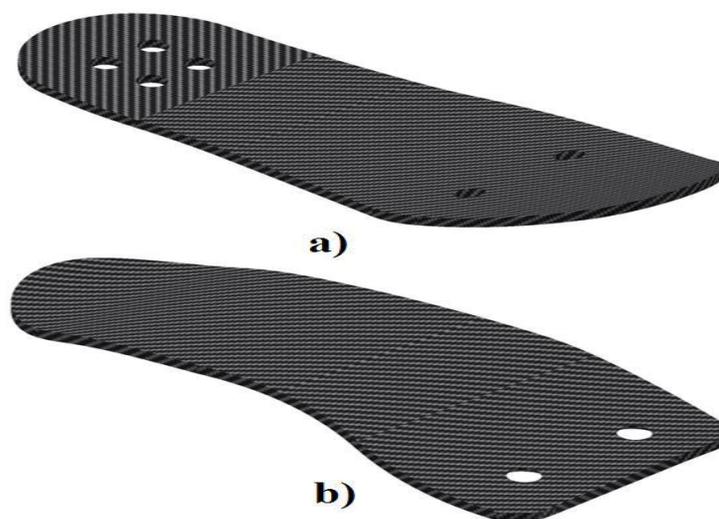
Figura 24 a) Cara superior con aluminio. **b)** Cara inferior con aluminio.**Elaboración:** Propia.

Figura 25 a) Cara superior con fibra de carbono **b)** Cara inferior con fibra de carbono.



Elaboración: Propia.

Para la unión de las caras superiores e inferiores se utilizan unos tornillos y tuercas ajustables, para lograr una sujeción óptima, en la figura 26 se muestra el diseño de los mismos:

Figura 26 Tuerca y tornillo para la unión de caras.



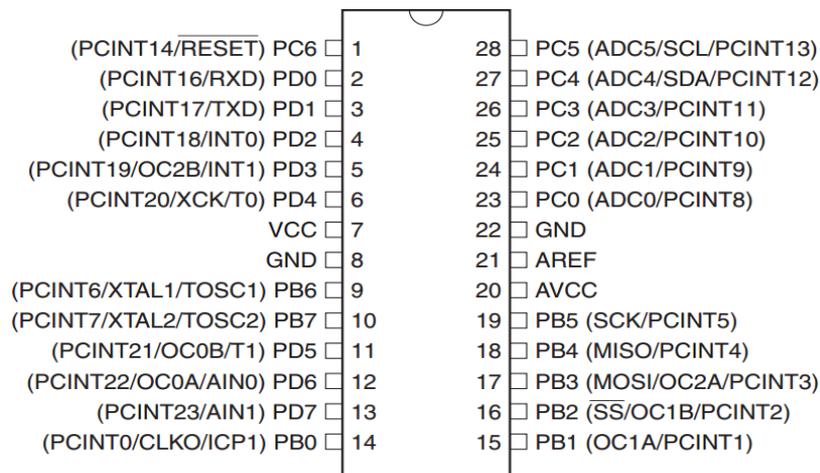
Elaboración: Propia.

3.1.6 Electrónica De Control

3.1.6.1 Micro controlador Atmega 328

El Atmega328 AVR 8-bit es un Circuito integrado de alto rendimiento que está basado un micro controlador RISC, combinando 32 KB ISP flash una memoria con la capacidad de leer-mientras-escribe, 1 KB de memoria EEPROM, 2 KB de SRAM, 23 líneas de E/S de propósito general, 32 registros de proceso general, tres temporizadores flexibles/contadores con modo de comparación, interrupciones internas y externas, programador de modo USART, una interfaz serial orientada a byte de 2 cables, SPI puerto serial, 6-canales 10-bit Conversor A/D (canales en TQFP y QFN/MLF packages), "watchdog timer" programable con oscilador interno, y cinco modos de ahorro de energía seleccionables por software. El dispositivo opera entre 1.8 y 5.5 voltios. Por medio de la ejecución de poderosas instrucciones en un solo ciclo de reloj, el dispositivo alcanza una respuesta de 1 MIPS, balanceando consumo de energía y velocidad de proceso.

Figura 27 Distribución de pines para Atmega 328.



Fuente: <http://www.electronicoscaldas.com>.

Tabla 6 Especificaciones técnicas del Atmega328.

DATOS TECNICOS	
Voltaje de Alimentación	5.5V
flash	32Kbytes
SRAM	2Kbytes
Cantidad de Pines	28
Frecuencia máxima de operación	20MHz
CPU	8-bit AVIR
Pines máximos de E/S	23
Interrupciones internas	24
SPI	1
UART	1
Canales ADC	8
Resolucion ADC	10
Eeprom	1K
Canales PWM	6
Timers	3

Fuente: <http://www.electronicoscaldas.com>.

3.1.6.2 Servomotor Dynamixel MX-106T

Este tipo de servomotor es uno de los más utilizados en el campo de la robótica, industria, milicia, biomédica entre otros, la ventaja que ofrece el servomotor para este proyecto es la retroalimentación de: velocidad, posición, temperatura, torque, permitiendo así tener la telemetría de la prótesis. El actuador debe poseer las características necesarias para garantizar la estabilidad y un movimiento natural de la articulación del tobillo, un punto importante del servomotor es el torque el cual varía en función del tipo de superficie y la inclinación de la misma, los torques máximos son de 60N*m. En la figura 28 se observa la apariencia física y en la tabla 7 se puede observar las características del Servomotor *Dynamixel MX-106T*:

Figura 28 Servomotor Dynamixel MX-106T.

Fuente: <http://www.trossenrobotics.com>.

Tabla 7 Especificaciones técnicas de Dynamixel MX-106T.

DATOS TECNICOS	
MCU	ST CORTEX-M3(72MHz,32 Bit)
Sensor de Posición	Encoder Absoluto(12 Bit, 360 grados)
Motor	Maxon
Tasa de baudios	8000 bps-4.5 Mbps
Algoritmo de control	Control PID
Resolución	0.088 °
Peso	153 gramos
Dimensiones	40.2mm x 65.1mm x 46mm
Relación de la caja de reducción	225 a 1
Torque	8.0Nm(11.1V,4.8A)
	8.4Nm(12V,5.2A)
	10.0Nm(14.8V,6.3A)
Velocidad	41rpm (11.1V)
	45rpm (12V)
	55rpm (14.8V)
Tipo de protocolo	Half dúplex comunicación serial(8 bit,1 parada, No paridad)
Voltaje Recomendado	12V
Corriente de reposo	100mA
Realimentación	Posición, Temperatura, Torque, Voltaje de entrada

Fuente: <http://www.trossenrobotics.com>.

3.1.6.3 Buffer 74LS241

El circuito integrado 74241 o subfamilia (LS, F, S, HCT,..) es un buffer triestado de 8 entradas y 8 salidas. Tiene 2 entradas de control, una activa por nivel bajo y otra por nivel alto que activan el circuito en dos grupos de 4 buffers. Se utiliza para conectar varios circuitos o chips a un mismo bus sin que se interfieran entre sí.

Figura 29 Buffer 74ls241.



Fuente: <http://www.vwlowen.co.uk>.

Tabla 8 Especificaciones técnicas del Buffer 74LS241.

DATOS TECNICOS	
Voltaje de Alimentación	4.75V – 5.25V
Corriente de salida alta, baja	15mA, 24mA
Temperatura de Funcionamiento	0 – 70 °C
Tipo de montaje	Montaje orificio pasante
Tipo de Lógica	Buffer/ Driver de línea, no inversor

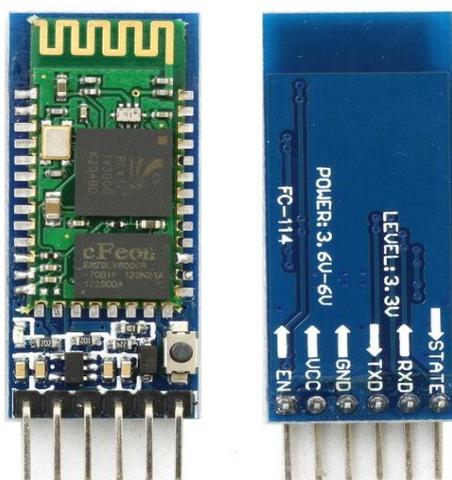
Fuente: <http://www.vwlowen.co.uk>.

3.1.6.4 Bluetooth HC-05

El módulo HC-05 es un módulo Bluetooth SPP (Protocolo de puerto serie) fácil de usar, diseñado para la configuración de conexión en serie inalámbrica y transparente.

El módulo Bluetooth del puerto serie está completamente calificado Bluetooth V2.0 + EDR (velocidad de datos mejorada) Modulación de 3Mbps con transceptor de radio completo de 2.4GHz y banda de base. Utiliza el sistema Bluetooth CSR Bluecore 04-External single chip con tecnología CMOS y con AFH (función de salto de frecuencia adaptativo).

Figura 30 Bluetooth HC-05.



Fuente: <http://artofcircuits.com>.

Tabla 9 Especificaciones técnicas de Bluetooth HC-05.

DATOS TECNICOS	
Modo	Maestro o Esclavo
Frecuencia	2.4GHz
Modulación	GFSK

Poder de Transmisión	4dB clase 2
Velocidad	Asíncrono: 2.1Mbps/160kbps
	Síncrono: 1 Mbps/1Mbps
Fuente de Alimentación	3.3 VDC, 50Ma
Dimensión	26.9mm x 13mm x 2,2mm
Dimensión	Autenticación y encriptación
Pines	VCC, GND, TX, RX, KEY

Fuente: <http://artofcircuits.com>.

3.1.6.5 Sensor De Fuerza Resistivo FSR 402

Resistencia variable con la fuerza FSR 402 largo, de película delgada de polímero. A mayor fuerza aplicada más baja es su resistencia. Rango de medida optimizado para aplicaciones de control por toque humano. De fácil utilización e integración sencilla. Modelo con terminales soldables.

Figura 31 Sensor de Presión FSR 402.



Fuente: <http://www.electronicoscaldas.com>.

Tabla 10 Especificaciones técnicas del sensor de Presión FSR 402

DATOS TECNICOS	
Rango de Fuerza	0.2 N a 20 N
Resistencia sin actuación	>10MΩ
Hysteresis	+10% en promedio
Vida útil	10 000 000 de activaciones
Rise Time	< 3 us
Diámetro área sensible	14.68m

Fuente: <http://www.electronicoscaldas.com>.

3.1.6.6 Batería LI POLY ZIPPY

Este tipo de baterías se caracterizan por tener una alta densidad de energía, alta tasa de descarga y un voltaje alto por célula, tienen una escasa resistencia interna por lo que se aprovecha el 100% de la energía. En la figura 32 se observa la apariencia física y en la tabla 11 se presentan las características técnicas de la batería *Li poly Zippy*:

Figura 32 Batería Lipoly Zippy.



Fuente: <http://teslabem.com>.

Tabla 11 Especificaciones técnicas de Batería Liloly.

DATOS TECNICOS	
Capacidad	4000mAh
Voltaje	14.8V
Peso	368 gramos
Dimension	137 x 45 x 29 mm
Descarga	40C
Máxima velocidad de carga	2C

Fuente: <http://teslabem.com>.

3.1.6.7 Cargador Turnigy Power Systems

Este dispositivo permite la carga de baterías de hasta 6 celdas, además muestra el voltaje por celda individual en tiempo real en su pantalla, se encuentra controlado por un microprocesador, además posee certificaciones de la RoHS.

Figura 33 Cargador TURNIGY para baterías de LIPO.

Fuente: <http://teslabem.com>.

Tabla 12 Características técnicas cargador Turnigy.

DATOS TECNICOS	
Entrada de voltaje	11-17V
Potencia	50W máxima carga
Peso	355 g
Rango de carga de corriente	0.1-6A

Fuente: <http://teslabem.com>.

3.1.6.8 Conversor CC6-1205SF-E

Este dispositivo sirve para convertir un voltaje DC a otro voltaje DC de menor amplitud, la batería que se utilizará es de 14.8V de entrada, siendo este un voltaje inadecuado para el funcionamiento del microcontrolador así como para el buffer tres estados, por ello dicho conversor transforma el voltaje a 5V DC para los voltajes TTL.

Figura 34 Conversor dc CC6-1205sf-e.

Fuente: <http://www.tdk-lambda.com>.

Tabla 13 Especificaciones técnicas del Conversor dc/dc CC6-1205sf-e.

DATOS TECNICOS	
Voltaje de salida	5V
Intensidad de Corriente Máxima	1.2A

Potencia de salida Máxima	6W
Voltaje de entrada	12V
Eficiencia	82%
Control remoto ON/OFF	Disponible
Protección contra sobretensión	No Disponible
Peso	5.8g
Temperatura de funcionamiento	-40 a +85 °C

Fuente: <http://www.tdk-lambda.com>.

3.1.6.9 Buzzer

Estos dispositivos son zumbadores que tienen un alto rendimiento además de un bajo consumo de energía. Entre sus características principales tenemos que son resistentes a la humedad, además son diseñados para la excitación externa por lo que el buzzer también sirve como un oscilador de tono musical.

Figura 35 Buzzer.



Fuente: <http://www.tdk-lambda.com>.

Tabla 14 Especificaciones Técnicas Buzzer.

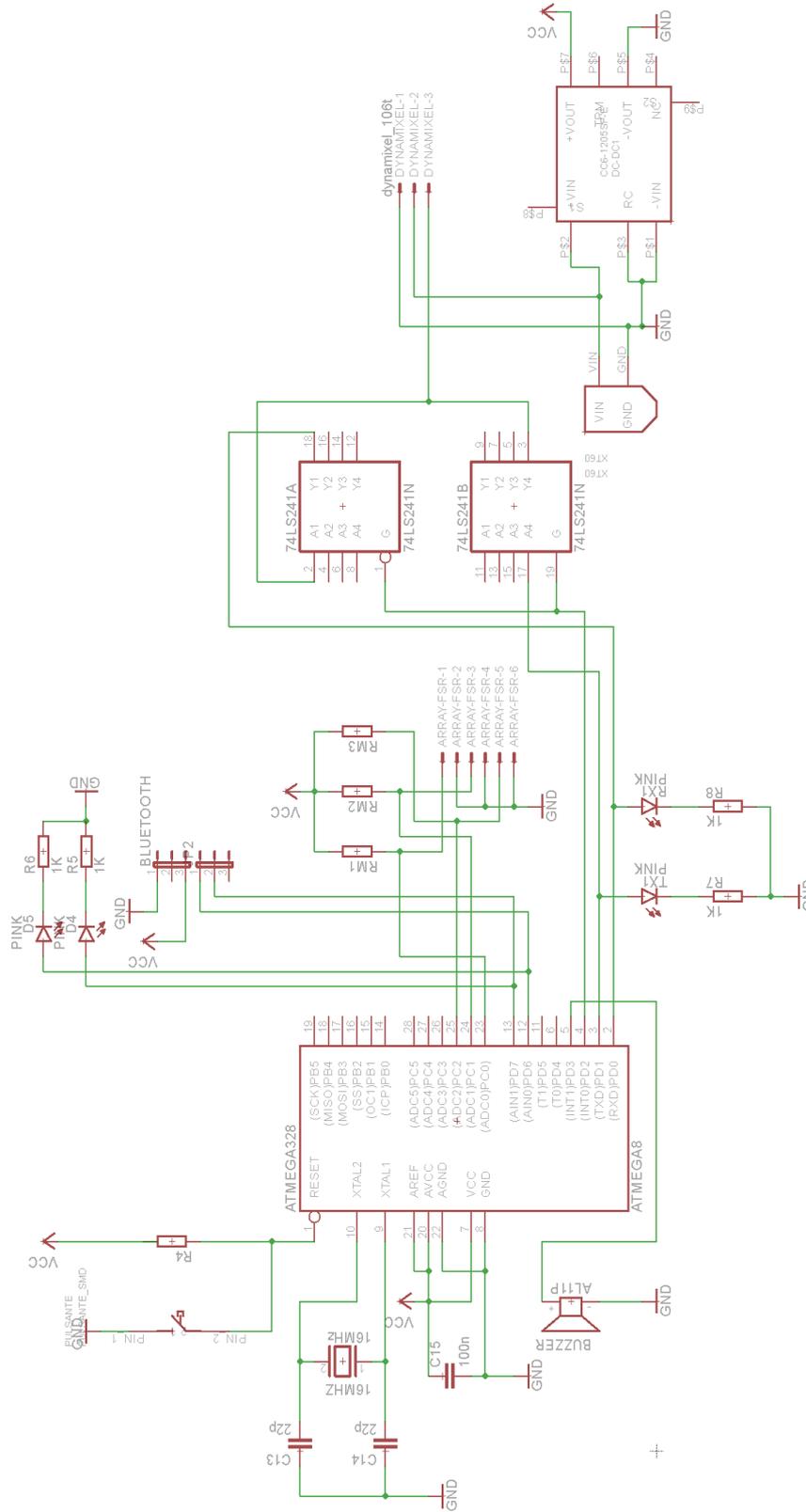
DATOS TECNICOS	
Nivel de sonido	70dBa/10cm min.
Rango de Temperatura en funcionamiento	-10 a + 70 °C
Voltaje máximo de entrada	30Vo máx.

Fuente: <http://www.tdk-lambda.com>.

3.1.7 Esquema Para El Circuito De Control

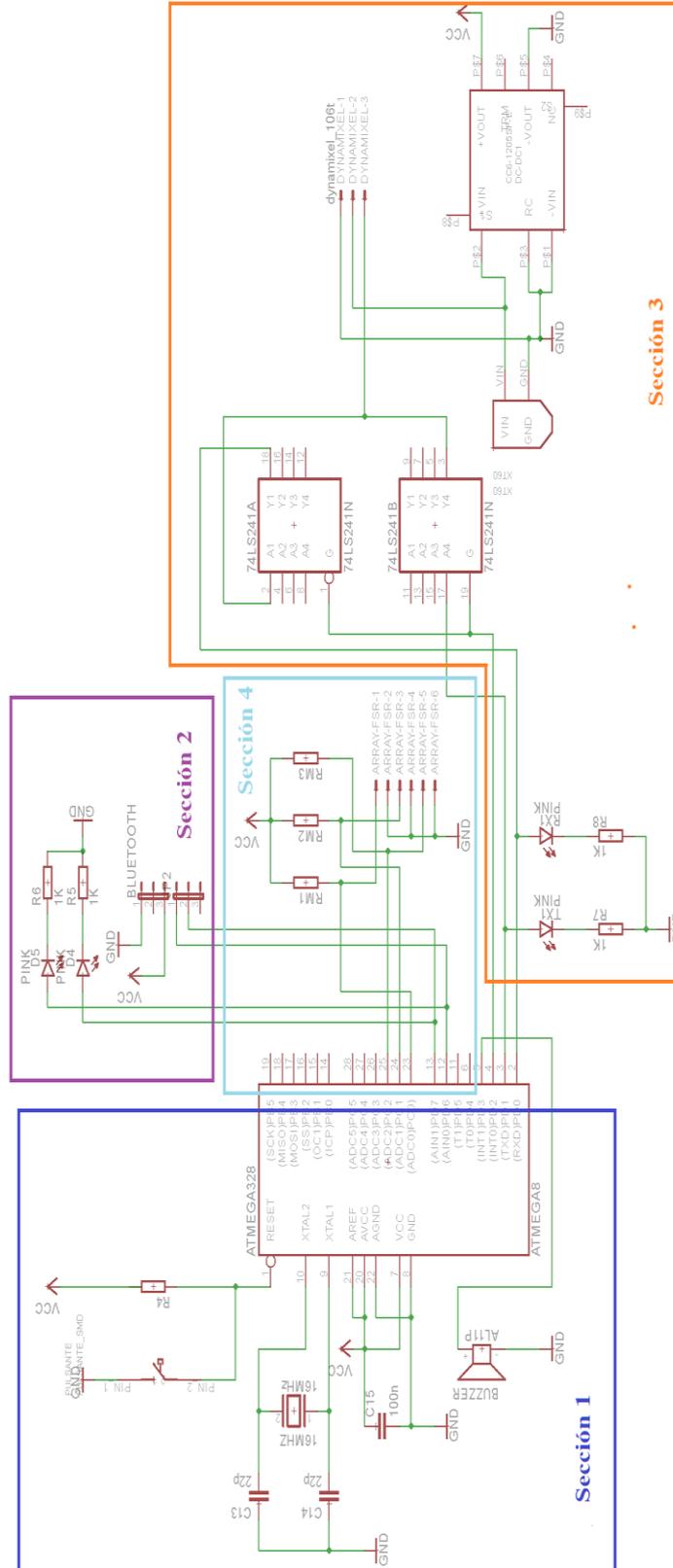
La herramienta informática utilizada para el diseño del circuito de control es CADSOFT EAGLE, ya que contiene gran parte de las librerías necesarias para el diseño del PCB. En la figura 36 se aprecia el circuito de control para la prótesis de miembro inferior, y con el objetivo de apreciar y describir de mejor manera la circuitería observada en la figura 36, se procede a dividir por secciones todo el circuito de control. En la figura 36 se observa el esquema de control segmentado.

Figura 36 Esquema de control para prótesis



Elaboración: Propia.

Figura 37 Esquema de Control Segmentado.



Elaboración: Propia.

➤ **Sección 1**

Dentro de esta sección se presenta el circuito del reset (Master Clear), para el microcontrolador ATMEGA328P, además se tiene un oscilador exterior de 16MHz con sus respectivos condensadores de 22pF, además se tiene un condensador de 100nF para estabilizar la entrada de voltaje, por último se tiene el buzzer que servirá para alertar al usuario cuando la batería esté baja.

➤ **Sección 2**

En esta sección se tiene la conexión del módulo Bluetooth HC-06 con el microcontrolador ATmega 328. Se tiene conectado solo los 4 pines, ya que el pin de Key no es relevante para el funcionamiento del circuito, puesto que sirve para la configuración previa del dispositivo mediante comandos AT explicamos más adelante, Además se observa que esta comunicación serial se la debe hacer por software, debido a que la comunicación serial por hardware ya está ocupada por el servomotor, es por ello que se utilizará el puerto B para dicha comunicación. Esta sección ayudará a tener la telemetría de la prótesis inalámbricamente.

➤ **Sección 3**

Dentro de esta sección se tiene la conexión del servomotor a utilizar en la prótesis, debido a que este motor posee el envío y recepción de los datos por un solo cable (Half Duplex), es necesario utilizar un buffer triestado, para separar la transmisión de la recepción de datos, esto

servirá cuando se quiera hacer el control por ejemplo de posición del motor, y también realizar la telemetría del motor. Los Pines 18 y 17 del integrado 74LS241 serán Tx y Rx respectivamente. Se observa también la presencia de 2 leds que indicarán el flujo de datos tanto de la transmisión como de la recepción.

➤ **Sección 4**

Para esta sección se ha utilizado unos conectores molex donde se conectarán los sensores de fuerza resistivos que ayudarán al control para la fase de marcha de la prótesis de pie. Cabe destacar que se encuentra una resistencia en cada conector formando un partidor de tensión con la siguiente relación de voltaje:

3.2 Población y Muestra de Investigación

3.2.1 Población:

Personas que sufren algún tipo de discapacidad o amputaciones en algunos de sus miembros inferiores.

3.2.2 Muestra:

Según Arias, (2012), define: “La muestra es un subconjunto representativo y finito que se extrae de la población accesible”, por lo que para la presente investigación para determinar el tamaño de la muestra se utilizó el método muestreo no probabilístico Muestreo intencional u opinático en este caso los elementos son escogidos con base en criterios y juicios preestablecidos por el investigador.

3.3 Técnicas e Instrumento de Recolección de Datos

Según Arias, (2012), define la técnica de recolección de datos como “(...) las distintas formas o maneras de obtener información (...)” y respecto al instrumento define como “los medios materiales que se emplean para recoger y almacenar la información”. Por lo que la técnica e instrumento de obtener información y datos para la presente investigación se efectúa directamente en coordinación con los agentes del sector, mediante búsquedas y recolección de información documental y electrónica, tales como informes técnicos, estudios, textos, revistas, tesis, visitas a instituciones oficiales relacionados al sector.

3.4 Procedimiento de Recolección de Datos

3.4.1 Adquisición De Datos Del Motor Y Sensores

En esta sección se muestra como realizar la adquisición de datos del motor, así como también de los sensores de fuerza resistivos, desde el microcontrolador ATmega 328. El software utilizado para la programación del microcontrolador es “ARDUINO”, a continuación se presenta el código necesario para la recepción de datos del motor tales como: voltaje de ingreso, torque, posición, temperatura así como también de los sensores de fuerza resistivos que se leerán por las entradas analógicas.

```
//*****  
// Se incluyen las librerías  
//*****  
  
#include <DynamixelSerial.h>  
  
#include <SoftwareSerial.h>  
  
SoftwareSerial mySerial(6, 7); // RX, TX  
  
int x=0;
```

```
int Temperature,Voltage,Position,torque;

void setup(){

Dynamixel.begin(1000000,2); // Inicialize the servo at 1Mbps and Pin
Control 2

mySerial.begin(9600);

delay(1000);}

void loop(){

x++;

if (x>20&& x<40){Dynamixel.moveSpeed(1,100,100);}

if (x>40&& x<60){Dynamixel.moveSpeed(1,200,50);}

if (x>60&& x<80){Dynamixel.moveSpeed(1,300,300);}

if (x>80){x=0;}

Temperature = Dynamixel.readTemperature(1); // Request and Print the
Temperature

Voltage = Dynamixel.readVoltage(1); // Request and Print the Voltage

Position = Dynamixel.readPosition(1); // Request and Print the Position

torque = Dynamixel.readLoad(1); // Request and Print the Position

mySerial.print(Temperature);

delay(2);

mySerial.print(",");

delay(2);

mySerial.print(Voltage);

delay(2);

mySerial.print(",");

delay(2);

mySerial.print(analogRead(0)/2);
```

```
delay(2);  
  
mySerial.print(",");  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(Position);  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(",");  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(torque);  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(",");  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(analogRead(1)/2);  
  
delay(2);  
  
mySerial.print(",");  
  
delay(2);  
  
mySerial.println(analogRead(2)/2);  
  
delay(5); }
```

Elaboración: Propia.

Una vez grabado el programa en el microcontrolador, se procede a inicializar el monitor serial de arduino para observar la adquisición de datos de temperatura, voltaje, posición, torque, y de los 3 sensores de fuerza resistivos.

Figura 38 Lectura de datos desde el monitor serial.

```

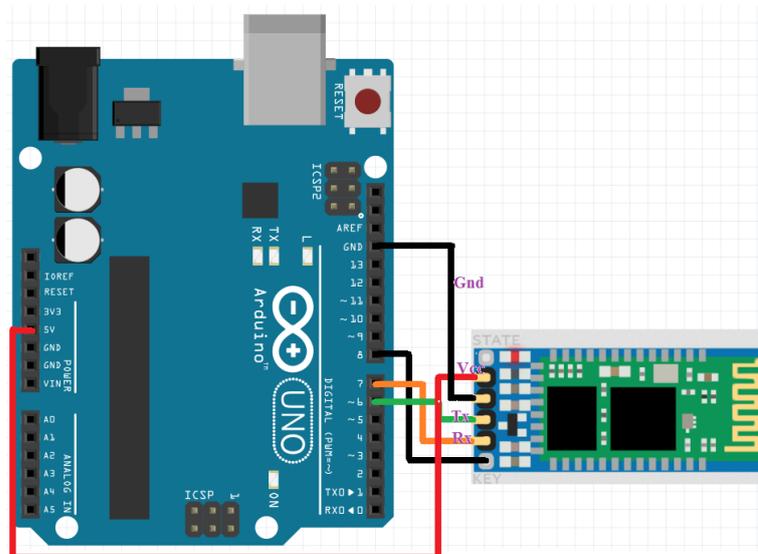
COM10 (Arduino Uno)
* Temperature: 28 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 628 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 28 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 206 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 28 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 247 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
* Temperature: 28 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 671 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 654 of 1023 resolution 1088 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 331 of 1023 resolution 64 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 471 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
*** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 344 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 475 of 1023 resolution 1088 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 520 of 1023 resolution 1088 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 309 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 439 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
*** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 562 of 1023 resolution 1088 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 29 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 690 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 441 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
*** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 586 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 701 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 328 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Volts Position: 728 of 1023 resolution 0 of 1023 resolution 122 Sensor de fuerza1 856 Sensor de fuerza2 521 Sensor de fuerza3
** Temperature: 30 Celcius Voltage: 113 Vo
    
```

Elaboración: Propia.

3.4.2 Envío Y Recepción De Datos Desde Dispositivo Bluetooth

En esta sección se muestra la programación utilizada para el envío y recepción de datos desde el dispositivo bluetooth HC-05 hacia el micro controlador, con el objetivo de cambiar las configuraciones de fábrica del dispositivo bluetooth, para esto es necesario utilizar los comandos AT3 que ayudarán a configurar la velocidad de transmisión, nombre del dispositivo bluetooth entre otros.

Figura 39 Esquema de envío y recepción de datos para dispositivo bluetooth.



Fuente: <https://www.spainlabs.com>.

Una vez armado el circuito indicado en la figura 39 se procede a enlazar el microcontrolador con el dispositivo bluetooth, para esto se debe programar de la siguiente manera:

```
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial mySerial(6,7); // RX, TX

void setup()
{
  Serial.begin(9600);

  mySerial.begin(38400);

  pinMode(8,OUTPUT);

  digitalWrite(8,HIGH);

  Serial.println("ENVIO DE COMANDOS AT:");
}

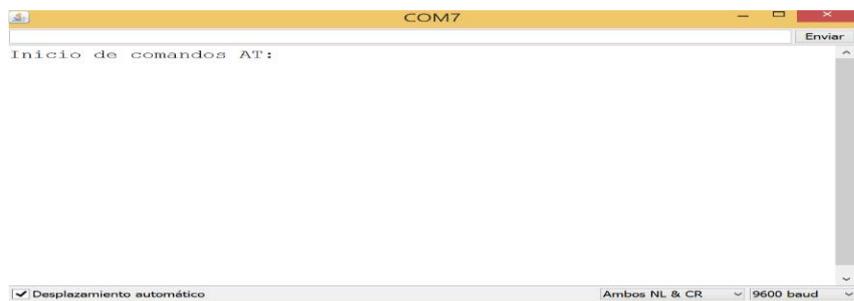
void loop()
{
  if(Serial.available())
  mySerial.write(Serial.read());

  if(mySerial.available())
  Serial.write(mySerial.read());
}
```

Elaboración: Propia.

Una vez grabado en el microcontrolador el código mostrado anteriormente, se procede a abrir la consola de arduino como se observa a continuación:

Figura 40 Inicialización de la consola serial para envío de comandos AT.



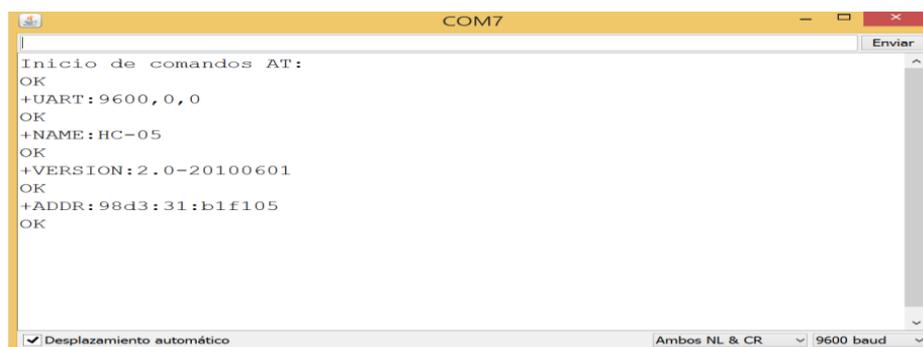
Elaboración: Propia.

Se observa en la figura 40 que se encuentra listo para el inicio de configuración mediante los comandos AT, pero lo primero que se verifica es las configuraciones previas que ha tenido el bluetooth con los siguientes comandos:

- ✓ **AT+UART.-** Consulta la velocidad de transmisión a la que está trabajando el dispositivo.
- ✓ **AT+NAME.-** Consulta el nombre configurado por defecto.
- ✓ **AT+VERSION.-** Muestra la versión con la que trabaja.
- ✓ **AT+ADDR.-** Muestra la dirección que maneja el dispositivo.

En la figura 41 se observa la consulta de los comandos mencionados anteriormente.

Figura 41 Consulta de configuraciones de fábrica de dispositivo Bluetooth.



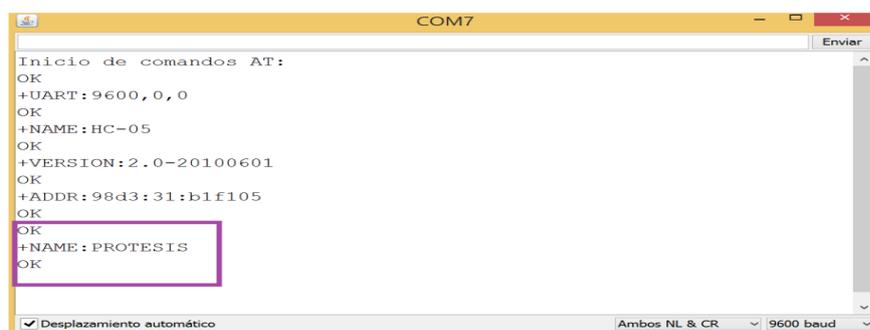
Elaboración: Propia.

Si se desea cambiar las configuraciones de fábrica se utilizan los mismos comandos con la modificación observada a continuación:

- ✓ **AT+UART=9600,0,0.-** Cambia la velocidad de transmisión a la que está trabajando el dispositivo.
- ✓ **AT+NAME=PROTESIS.-** Cambia el nombre configurado por defecto.

Se procede a cambiar solo el nombre del dispositivo bluetooth debido a que la configuración de la velocidad de transmisión es correcta. En la figura 42 se observa la modificación del nombre:

Figura 42 Modificación del nombre para el dispositivo bluetooth.



```
COM7
Inicio de comandos AT:
OK
+UART:9600,0,0
OK
+NAME:HC-05
OK
+VERSION:2.0-20100601
OK
+ADDR:98d3:31:b1f105
OK
+NAME:PROTESIS
OK
Desplazamiento automático Ambos NL & CR 9600 baud
```

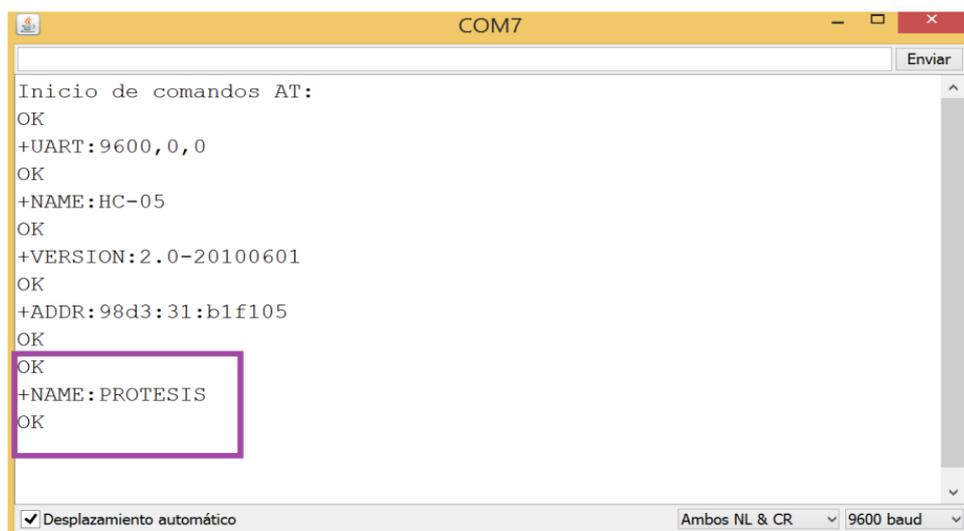
Elaboración: Propia.

Si se desea cambiar las configuraciones de fábrica se utilizan los mismos comandos con la modificación observada a continuación:

- ✓ **AT+UART=9600,0,0.-** Cambia la velocidad de transmisión a la que está trabajando el dispositivo.
- ✓ **AT+NAME=PROTESIS.-** Cambia el nombre configurado por defecto.

Se procede a cambiar solo el nombre del dispositivo bluetooth debido a que la configuración de la velocidad de transmisión es correcta. En la figura 43 se observa la modificación del nombre:

Figura 43 Modificación del nombre para el dispositivo bluetooth.



```

COM7
Inicio de comandos AT:
OK
+UART:9600,0,0
OK
+NAME:HC-05
OK
+VERSION:2.0-20100601
OK
+ADDR:98d3:31:b1f105
OK
OK
+NAME:PROTESIS
OK
  
```

Desplazamiento automático Ambos NL & CR 9600 baud

Elaboración: Propia.

3.4.3 Envió Y Recepción De Datos Por Bluetooth

Para el envío y recepción de datos desde el computador se usará el **Toolbox™ Bluetooth®**, mediante el cual Matlab permite conectarse a cualquier dispositivo bluetooth SPP (perfil de puerto serie) y establece una conexión bidireccional con dicho dispositivo.

Para crear un objeto bluetooth en Matlab se lo hace mediante la siguiente línea de código:

```
s = Bluetooth ('RemoteName', Channel);
```

En donde **RemoteName** es el nombre del dispositivo con el que se encuentre configurado y **Channel** es usado para especificar el canal, si el dispositivo lo posee, caso contrario se configura como "0".

Para acceder a las funciones de lectura y escritura se debe conectar al dispositivo remoto usando una función dedicada:

```
fopen(b);
```

Luego de esto ya es posible el uso de las funciones de lectura y escritura:

```
data_in='%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d';
```

```
a = fscanf(s, data_in);
```

```
fprintf(s,'format','cmd');
```

En donde **s** es el objeto bluetooth y **data_in** contiene el formato de los datos que llegaran (véase la tabla 15). La función de escritura **cmd** es el nombre del dispositivo conectado al puerto serial.

Tabla 15 Paleta de componentes con descripción.

Especificador	Descripción
%c	Carácter simple
%d o %i	Notación decimal con signo
%f	Notación fixed-point
%o	Notación octal sin signo
%s	String
%u	Notación decimal sin signo
%x	Notación hexadecimal con minúsculas a-f

Elaboracion: Propia

Acabada la transmisión y recepción es necesario cerrar la conexión y limpiar el objeto, lo cual se ejecuta de la siguiente manera:

```
fclose(b);
```

```
clear(b);
```

En donde **b** es el objeto creado con el dispositivo conectado.

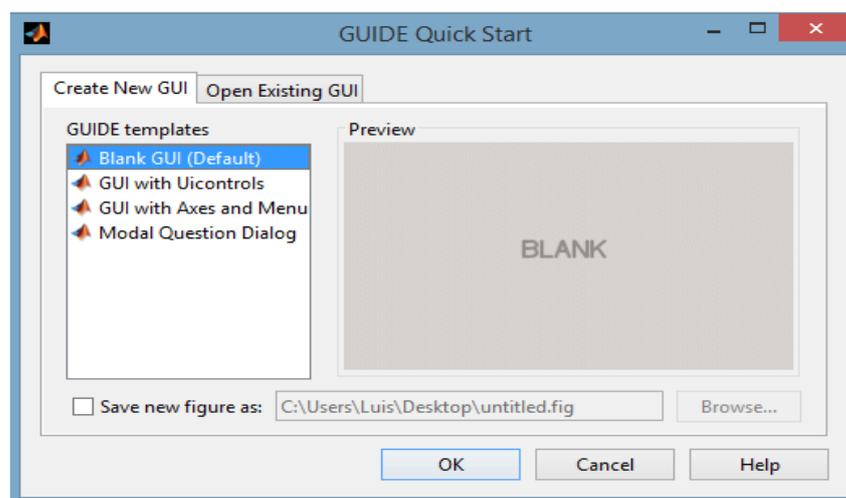
3.4.4 Diseño De Interfaz Gráfica

Para crear un HMI en Matlab se escribe en el **Comand Window** la instrucción “**guide**” (véase figura 44).

Figura 44 Command Window de Matlab 2013b.

Elaboración: Propia.

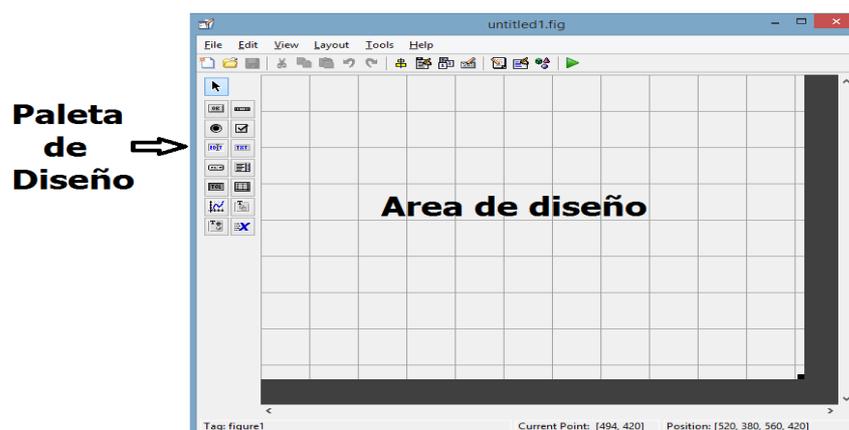
Luego de ejecutar dicho comando aparece una ventana de inicio en la cual se puede crear un nuevo GUI o abrir un existente para su modificación o ejecución.

Figura 45 Ventana de inicio de GUIDE.

Elaboración: Propia.

Para crear un nuevo GUI se elige la opción "**Blank GUI (Default)**" seguido de un click en el botón "**OK**"

Figura 46 Área de trabajo para diseño gráfico de HMI.



Elaboración: Propia.

En la paleta de diseño se puede encontrar diferentes componentes para el diseño, los mismos que se detallan en la tabla 16:

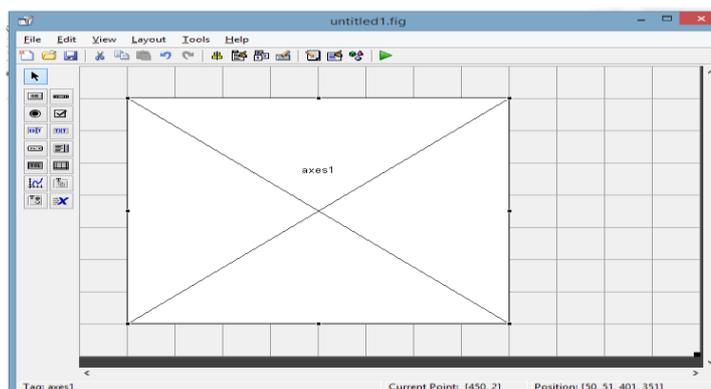
Tabla 16 Paleta de componentes con descripción.

Control	Valor de estilo	Descripción
Check box	"checkbox"	Indica el estado de una opción o atributo
Editable Text	"edit"	Caja para editar texto
Pop-up menu	"popupmenu"	Provee una lista de opciones
List Box	"listbox"	Muestra una lista deslizable
Push Button	"pushbutton"	Invoca un evento inmediatamente
Radio Button	"radio"	Indica una opción que puede ser seleccionada
Toggle Button	"togglebutton"	Solo dos estados , ON/OFF
Slider	"slider"	Muestra un rango de valores
Static text	"text"	Muestra texto
Panel Button		Agrupar botones
Button Group		Agrupar botones de radio
Axes	"axes"	Muestra graficas e imágenes

Elaboración: Propia.

En el diseño del HMI para la telemetría de la prótesis es necesario incluir un “**axes**” para poder visualizar los datos en una gráfica variante en el tiempo.

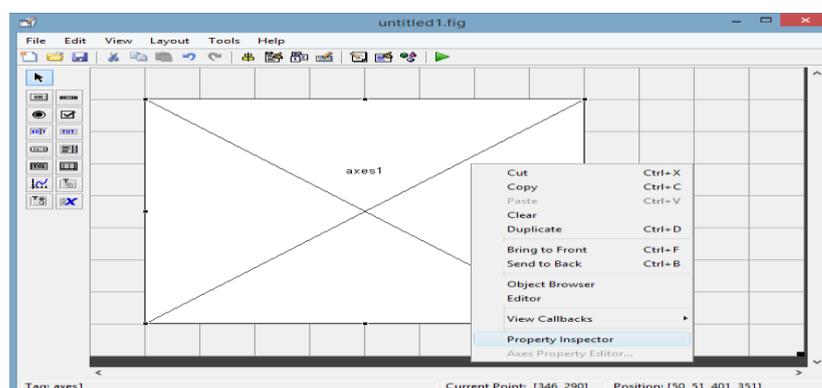
Figura 47 Axes ubicado en el área de diseño para visualización de datos de telemetría.



Elaboración: Propia.

Cada elemento que contenga el área de diseño poseerá un único nombre para ser identificado dentro de la programación, dicho nombre puede ser modificado a criterio del programador para facilitar la identificación al momento de asignar o recibir valores en cada elemento. Para cambiar las propiedades se da click derecho sobre cada elemento y se elige el **Property Inspector** como se puede observar en la figura 48.

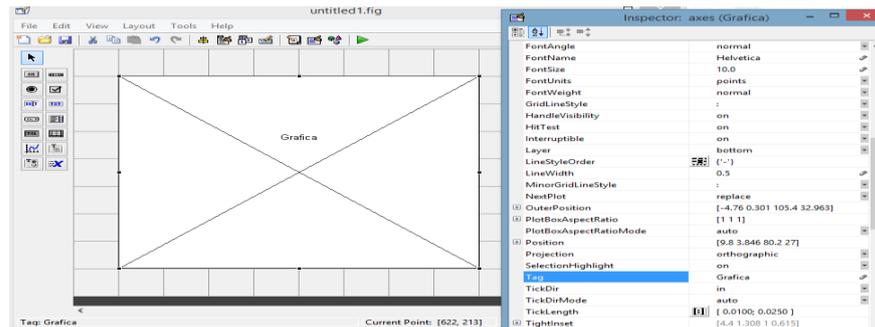
Figura 48 Propiedades del elemento del área de diseño.



Elaboración: Propia.

Para cambiar el nombre de identificación se hace ubicando **"Tag"** (Véase la Figura 49) y se escribe en este caso **"Grafica"**, de modo que cuando se programe los datos puedan ser manejados directamente al elemento ubicándolo con su nombre.

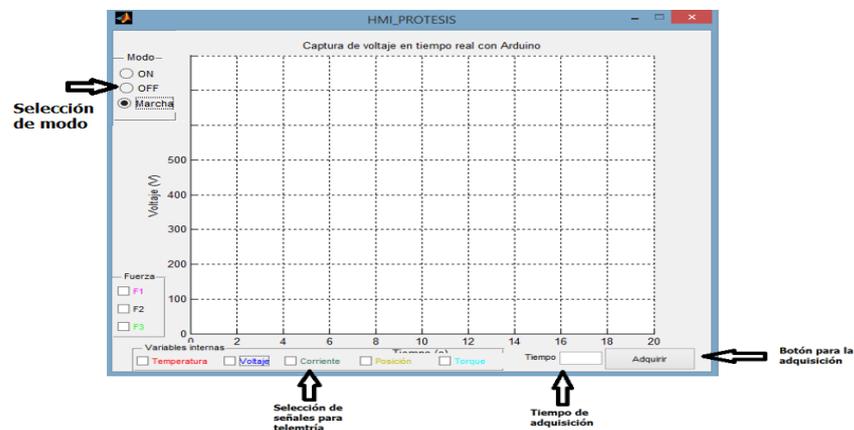
Figura 49 Cambio de nombre de elemento del área de diseño.



Elaboración: Propia.

En el diseño se debe incluir seleccionadores de las señales que se desea visualizar por lo cual se usan ocho **"Check Box"** que permitirá la selección de una o varias señales para la telemetría, además de un botón para iniciar la adquisición y un parámetro de entrada que será el tiempo máximo de adquisición el cual se ingresara por un **"Editable Text"**, como se muestra en la figura 50.

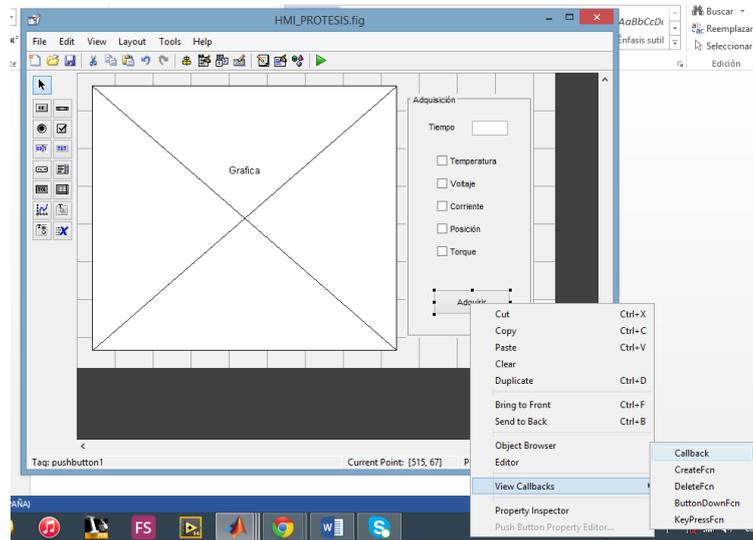
Figura 50 Ubicación de los elementos necesarios para la adquisición y la telemetría.



Elaboración: Propia.

Cada programa de interfaz gráfica que se realice posee dos archivos: uno que contiene toda la parte gráfica y otro que contiene el código de programación, dichos archivos tienen una extensión “.fig” y “.m” respectivamente. Para acceder a la respectiva programación de cada elemento gráfico se puede dar click derecho sobre el elemento y se elige **View Callbacks** seguido de **Callback** el cual ejecutará el archivo “.m”, como se observa en la figura 51.

Figura 51 Ejecución de archivo “.m” para programación de botón *Adquirir*.



Elaboración: Propia.

Al dar click sobre Callback se accede al código que se ejecutará cada vez que se de click en ese botón:

`% --- Executes on button press in Adquirir.`

`function Adquirir_Callback(hObject, eventdata, handles)`

`% hObject handle to Adquirir (see GCBO)`

`% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB`

`% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)`

Elaboración: Propia.

Debajo de cada función se puede escribir el código que permitirá la adquisición de los datos.

➤ Sentencias SET Y GET

Las sentencias SET y GET son usadas para la obtención o asignación de valores a los componentes, por ejemplo si se quiere obtener el valor de un **Edit** se escribe el siguiente código:

```
Valor=get(handles.edit1,'String');
```

De esta manera el valor que se ponga dentro de un **edit** será almacenado en la variable **Valor**, cabe recalcar que la variable almacenada estará en formato **String** por lo cual es necesario convertir la misma en otro tipo de variable para su manejo numérico.

```
Valor=str2double(get(handles.edit1,'String'));
```

En el caso de un CheckBox se lo puede hacer asignando valores a variables de modo **bandera** cada vez que ocurra un cambio en el estado de dicho elemento. El código se lo presenta de la siguiente forma:

```
% --- Executes on button press in checkbox1.
function checkbox1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to checkbox1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
global s1

% Hint: get(hObject,'Value') returns toggle state of checkbox1
```

```

if (get(hObject,'Value') == get(hObject,'Max'))
    s1=1
else
    s1=0
end

```

Elaboración: Propia.

Mediante este código cada vez que se seleccione el checkBox se asignará un valor de “1” ó “0” a la variable **S1**, la misma que deberá estar declarada como **Global** para ser usada en cualquier función que se necesite.

Figura 52 a) Selección de CheckBox b) CheckBox sin selección.



Elaboración: Propia.

Estas banderas habilitaran o deshabilitaran el trazo de la señal de la variable medida mediante la conexión bluetooth.

Para asignar un valor a un elemento **text** se usa la sentencia **SET** de la siguiente manera:

```
set(handles.text1,'String',suma);
```

En la lectura de las señales se usará el botón agregado en la interfaz gráfica el cual consta de una función que se ejecuta con cada **click** en dicho botón:

```
function Adquirir_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
global s1 s2 s3 s4 s5 s6 s7
```

```
% hObject handle to Adquirir (see GCBO)
```

```
% eventdata reserved - to be defined in a future version of  
MATLAB
```

```
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

Elaboración: Propia.

Para la creación de la aplicación de telemetría lo primero que se debe hacer es configurar la conexión creando un objeto con el dispositivo bluetooth usando el nombre "Prótesis" que es el nombre con el que está configurado el dispositivo y luego abrir la comunicación con el objeto creado.

```
s = Bluetooth ('Prótesis',0);
```

```
fopen(s);
```

Luego se establece un valor de tiempo máximo ya que no es necesaria una adquisición infinita en el análisis de la marcha humana.

```
% parámetros de medidas
```

```
tmax = 10; % tiempo de captura en s
```

```
rate = 33;
```

Elaboración: Propia.

A continuación se prepara la **figura** para graficar las señales de adquisición: los ejes, rangos y dominios, ancho de la línea y el color para distinguir que grafica corresponde a cada variable.

```

% Crear la figura

a = axes('XLim',[0 tmax],'YLim',[0 800]);

l1 = line(nan,nan,'Color','r','LineWidth',2);

l2 = line(nan,nan,'Color','b','LineWidth',2);

l3 = line(nan,nan,'Color','g','LineWidth',2);

l4 = line(nan,nan,'Color','y','LineWidth',2);

l5 = line(nan,nan,'Color','c','LineWidth',2);

l6 = line(nan,nan,'Color','m','LineWidth',2);

l7 = line(nan,nan,'Color','k','LineWidth',2);

xlabel('Tiempo (s)')

ylabel('Amplitud')

title('Telemetría de prótesis activa')

grid on

Hold on
  
```

Elaboración: Propia.

Ahora se inicializan las variables que estarán en función del tiempo de adquisición, cada señal cuenta con una variable de tipo vector que se la inicializa con ceros de la siguiente manera:

```

% inicializar

v1 = zeros(1,tmax*rate);
  
```

```

v2 = zeros(1,tmax*rate);

v3 = zeros(1,tmax*rate);

v4 = zeros(1,tmax*rate);

v5 = zeros(1,tmax*rate);

v6 = zeros(1,tmax*rate);
v7 = zeros(1,tmax*rate);

v0 = zeros(1,tmax*rate);

i = 1;

t = 0;

```

Elaboración: Propia.

Ahora se crea un bucle que se ejecutará en función del tiempo máximo que se haya elegido, se usa la función de lectura para leer siete datos consecutivos, cada cual separados por una coma que servirá para asignar los datos al vector de entrada para poder identificar cada dato de manera individual a través de un índice, finalmente se grafica solo las señales que haya sido seleccionadas a través de las banderas que ya se mencionó anteriormente.

```

% Bucle de adquisición
tic

while t<tmax

t = toc;

% leer del puerto serie

a = fscanf(s, '%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d'); %% Recepción de datos

v1(i)=a(1);

v2(i)=a(2);

v3(i)=a(3);

v4(i)=a(4);

```

```
v5(i)=a(5);  
v6(i)=a(6);  
v7(i)=a(7);  
v0(i)=-10;  
  
% Dibujar en la figura  
x = linspace(0,i/rate,i);  
  
if s1==1  
    set(l1,'YData',v1(1:i),'XData',x);  
else  
    set(l1,'YData',v0(1:i),'XData',x);  
end  
  
if s2==1  
    set(l2,'YData',v2(1:i),'XData',x);  
else  
    set(l2,'YData',v0(1:i),'XData',x);  
end  
  
if s3==1  
    set(l3,'YData',v3(1:i),'XData',x);  
else  
    set(l3,'YData',v0(1:i),'XData',x);  
end  
  
if s4==1  
    set(l4,'YData',v4(1:i),'XData',x);  
else  
    set(l4,'YData',v0(1:i),'XData',x);
```

```
end

if s5==1

set(l5,'YData',v5(1:i),'XData',x);

else

set(l5,'YData',v0(1:i),'XData',x);

end

if s6==1

set(l6,'YData',v6(1:i),'XData',x);
else
set(l6,'YData',v0(1:i),'XData',x);

end

if s7==1

set(l7,'YData',v7(1:i),'XData',x);

else
set(l7,'YData',v0(1:i),'XData',x);

end

drawnow

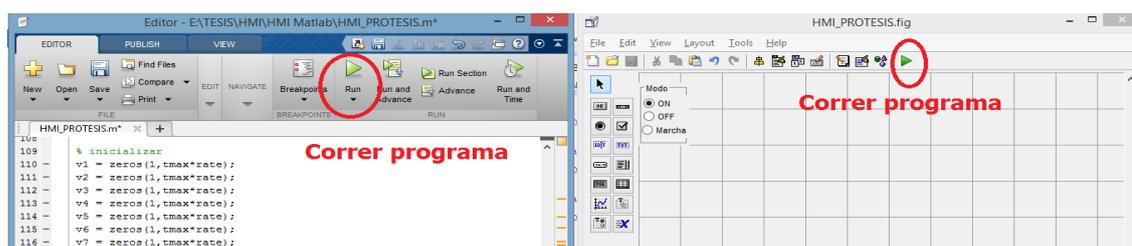
i = i+1;

end
```

Elaboración: Propia.

Una vez creado el programa y corregidos errores de sintaxis se puede correr el programa para verificar el funcionamiento. Para ejecutar el programa se debe dar click en cualquiera de los dos botones que muestra la figura 53.

Figura 53 Botones para ejecución de programa.



Elaboración: Propia.

3.5 Procesamiento y Análisis de Datos

El desarrollo de tesis requiere el uso de programas informáticos para el procesamiento y tratamiento de la información y resultados. Se tiene el siguiente programa:

Microsoft Office Excel: Programa desarrollado para el manejo de hojas de cálculo, tratamiento de la información para desarrollar análisis estadísticos o técnicos complejos.

Simulink de Matlab: Es un entorno de programación visual, que funciona sobre el entorno de programación Matlab. El software de simulación ayuda a predecir un comportamiento de un sistema. Para ejecutar una simulación, se necesita un modelo matemático del sistema, que se puede expresar como un diagrama de bloques, un esquema, un diagrama de estados o incluso código.

Autodesk inventor 2018: Autodesk Inventor es un paquete de modelado paramétrico de sólidos en 3D producido por la empresa de software Autodesk. Compite con otros programas de diseño asistido por computadora como SolidWorks, Pro/ENGINEER, CATIA y Solid Edge.

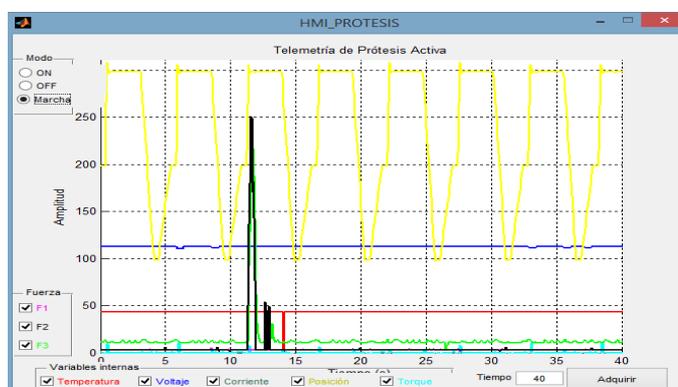
MATLAB: Es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio

(lenguaje M). Está disponible para las plataformas Unix, Windows, Mac OS X y GNU/Linux .

3.5.1 Simulación Y Pruebas De Telemetría

Para la telemetría se programaría al servomotor con una secuencia de ángulos para verificar datos de posición, torque, temperatura y tensión, la figura 54 muestra las diferentes señales medidas.

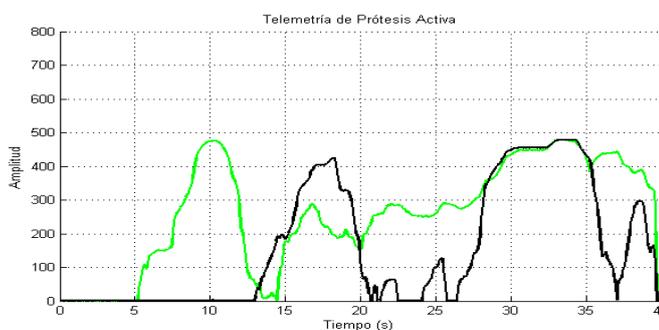
Figura 54 HMI de prótesis para la realización de la telemetría.



Elaboración: Propia.

En la figura 55 se muestra la señal obtenida de los sensores de fuerza ubicados en la planta del pie de fibra de carbono al aplicar fuerzas aleatorias para verificar su correcto funcionamiento.

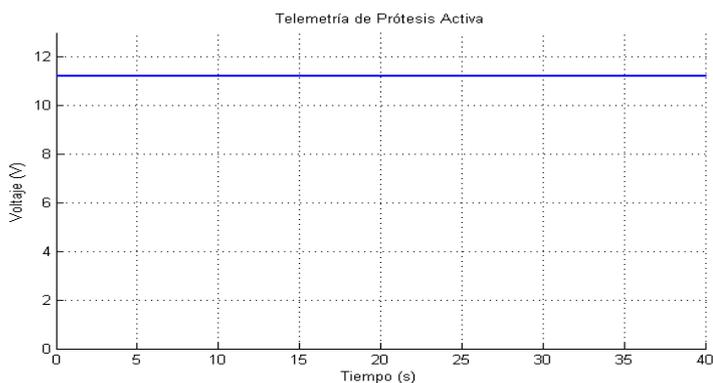
Figura 55 Señal de sensores de fuerza sin escalamiento.



Elaboración: Propia.

La figura 56 muestra el voltaje medido en el motor, dicha señal sería medida sobre el motor sin movimiento y sin carga por lo que no representa una carga considerable para la fuente de alimentación.

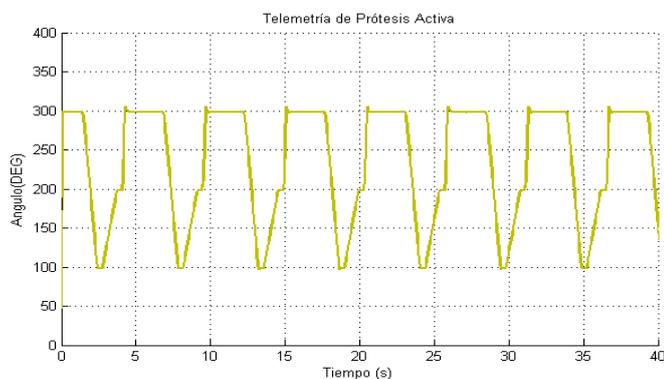
Figura 56 Medición de voltaje de servomotor de prótesis sin carga.



Elaboración: Propia.

Otra de las variables medibles es la posición angular de la prótesis que está representada en la figura 57. Para realizar esta prueba se generó una secuencia de ángulos a los cuales el servomotor debía alcanzar, para observar una variación angular, en la gráfica también se puede apreciar que existen sobrepasos que son producidos por el control de posición interno PID del servomotor.

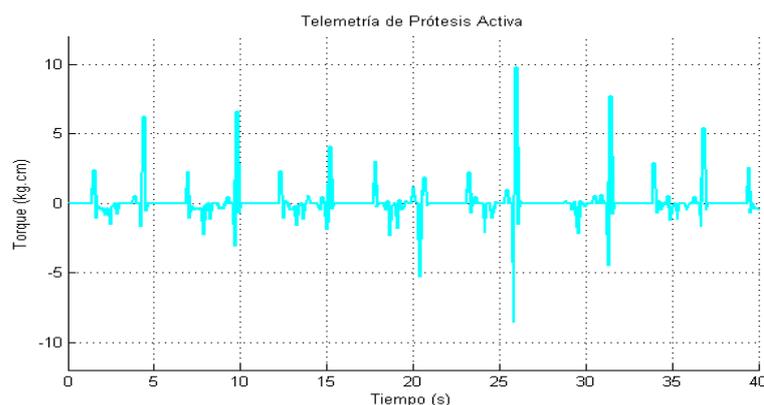
Figura 57 Posición angular de prótesis.



Elaboración: Propia.

Para realizar un análisis tanto de seguridad del paciente como para seguridad del actuador es necesario observar los torques generados durante el funcionamiento. Como se puede ver en la figura 58, la lectura del toque del motor entrega el valor del mismo y la dirección.

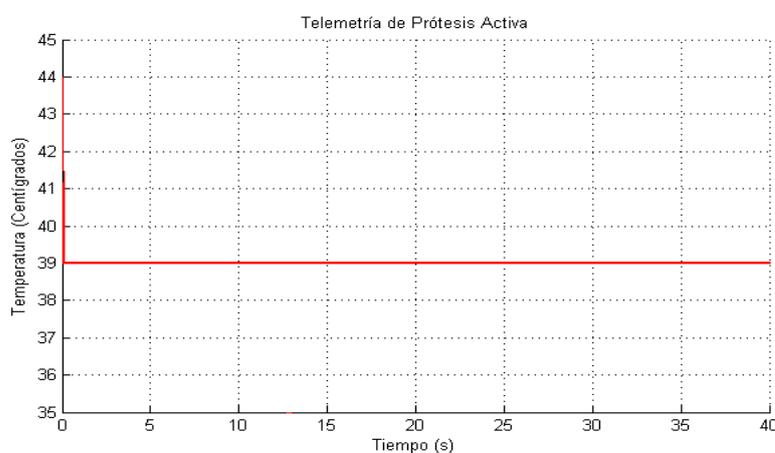
Figura 58 Medición de torque de servomotor.



Elaboración: Propia.

La figura 59 muestra la temperatura interna del motor, dicha variable que se obtiene de la recepción de datos, contiene el valor en grados centígrados directamente, es decir que no necesita escalamiento.

Figura 59 Temperatura interna del servomotor.



Elaboración: Propia.

El impulso que se observa el inicio de la gráfica se debe a una medición previa en la cual el motor se encontraba a una temperatura aproximada de 44 grados centígrados.

3.5.2 Lógica Difusa

La lógica difusa es una derivación de la inteligencia artificial que permite manejar información basada en un modo de razonamiento humano, en donde los resultados son más aproximados que exactos. Existen varios términos utilizados dentro del análisis difuso, a continuación se definen.

✓ **Incertidumbre**

La incertidumbre se define como el grado de desconocimiento de una condición futura dentro de un sistema. Mientras más se conozca el modelo difuso, mejor será la toma de decisiones en base a algún problema planteado.

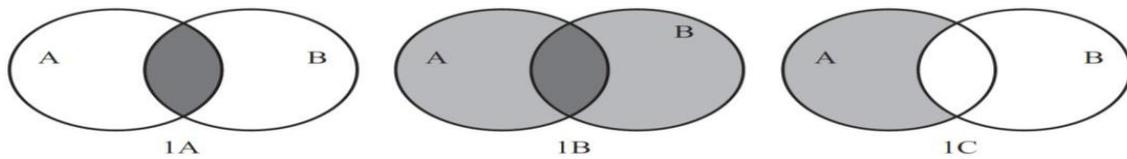
✓ **Variable Lingüística**

Una variable lingüística relaciona palabras que describen el estado de un objeto, expresados mediante conjuntos difusos.

✓ **Conjuntos Difusos**

Los conjuntos difusos permiten la pertenencia de forma parcial de los elementos del sistema. En un sistema pueden existir varios conjuntos difusos, donde un elemento con distintos grados de pertenencia, pueden pertenecer a uno o varios conjuntos. En la figura 60 se presentan varios conjuntos en donde se analiza si un elemento pertenece o no al conjunto.

Figura 60 Diagramas Venn, donde AND es unión (1A), OR es intersección (1B), NOT es complemento C.



Fuente: <http://www.blogodisea.com>.

➤ **Universo de discurso**

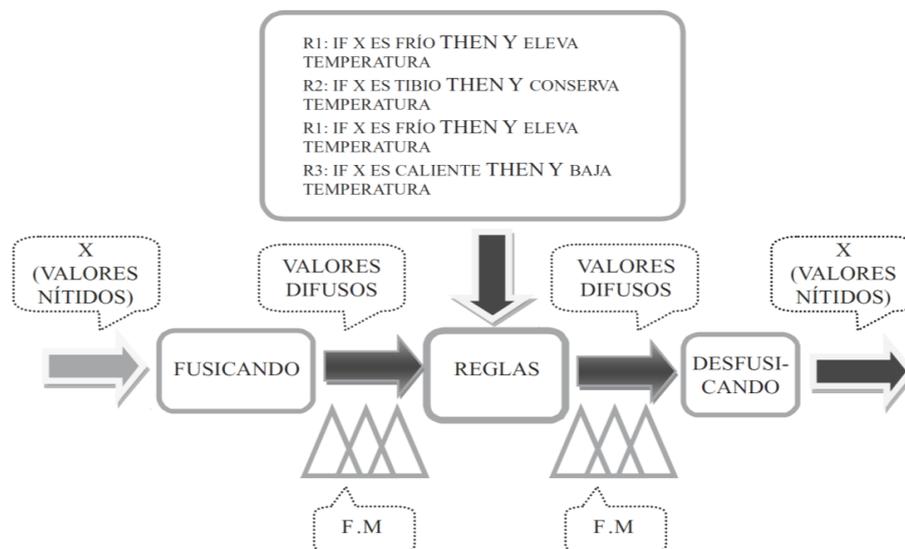
El universo de discurso es la gama de valores que pueden tomar los elementos relacionados por la variable lingüística.

➤ **Función de membresía o pertenencia $u(x)$**

La función de membresía es la relación que asocia a cada elemento en un conjunto con su grado de pertenencia, esta función puede ser expresada con valores continuos o discretos.

La estructura básica de un sistema difuso se presenta en la figura 61.

Figura 61 Estructura básica de un sistema difuso.



Fuente: <http://www.blogodisea.com>.

Se observa en la figura 61 que el sistema difuso consta de 3 partes, el fusificador, las reglas y el defusificador, a continuación se define cada uno de los términos.

➤ **Fusificador**

Este bloque se encarga de asignar a cada variable de entrada su valor de pertenencia con cada conjunto difuso del universo. Esto es necesario para que las entradas puedan ser mapeadas de una forma que las reglas puedan ser utilizadas.

➤ **Reglas**

Las reglas dictan la acción de control que se desea dentro del sistema difuso. La relación que se utiliza es “SI-ENTONCES”, mediante esta relación se puede obtener resultados en base al conocimiento humano, sin la necesidad de un análisis de precisión como lo es el matemático.

➤ **Defusificador**

En este bloque se toma un valor difuso de las reglas y produce una salida real [49]. Los métodos utilizados para encontrar un valor escalar a partir de un conjunto difuso son los siguientes:

- ✓ Método del Centro de gravedad
- ✓ Método del Promedio de los Centros
- ✓ Método del Máximo

3.5.3 Algoritmo Para Marcha De La Prótesis

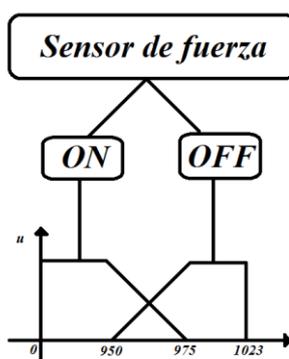
En el capítulo 2 se analizó los patrones de la marcha humana, en donde el ciclo comienza cuando se da el contacto del talón con el suelo, para esto se

coloca un sensor de fuerza resistivo en el talón del pie (Véase la figura 61), el ciclo continua con el apoyo completo de la planta del pie en el suelo, para esto se coloca otro sensor de fuerza resistivo en la parte del antepié, posteriormente se produce la fase despegue del talón con la superficie, y una vez que los dedos dejan de estar en contacto con el suelo se produce la fase de oscilación, hasta comenzar el siguiente semiciclo de la marcha cuando el talón del otro pie se apoya en el suelo.

Para realizar el algoritmo de control, se definen a los dos sensores de fuerza resistivos como las entradas del sistema difuso, y la salida será la posición del motor dependiendo de la fase en la que el usuario se encuentre.

En la figura 62 se define a la variable lingüística con los sensores de fuerza resistivos, las etiquetas son definidas con ON, OFF, y se tienen 2 funciones de membresía que están en el rango de 0 a 1023, esto se debe a que la adquisición de datos que realiza el microcontrolador para los sensores de fuerza se da a 10 bits.

Figura 62 Sistema difuso para sensores de fuerza resistivos.



Fuente: <http://www.blogodisea.com>.

En la tabla 17 se presenta la composición de relaciones difusas⁴, en donde en función del estado de los sensores de fuerza resistivos, el servomotor se coloca en posiciones y estados acorde a la marcha.

Tabla 17 Composición de relaciones difusas.

R		Sensor 2	
		ON	OFF
Sensor1	ON	Torque Apagado Posicion 25 grados	Torque Apagado Posicion 0 grados
	OFF		

Elaboración: Propia

En base a la composición observada en la tabla 17 se pueden definir las reglas semánticas para cada función de membresía, por ejemplo cuando el sensor 1 se encuentre en estado OFF y el sensor 2 se encuentre en estado OFF, la posición del servomotor deberá ubicarse en 0 grados, o cuando el sensor 1 se encuentre en estado OFF y el sensor 2 se encuentre en estado ON, la posición del motor deberá ponerse en 25 grados.

En base al análisis difuso realizado anteriormente, donde se definieron las variables de entrada con la salida, se presenta a continuación el diagrama de flujo para el control difuso de la prótesis de miembro inferior.

CAPITULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

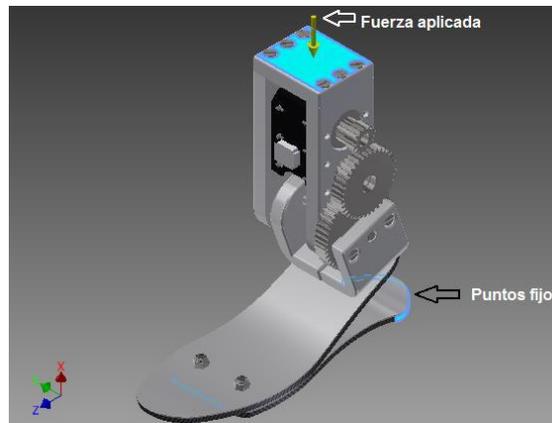
4.1 Resultados

Para garantizar la integridad estructural y verificar que cada punto del mecanismo este dentro del criterio de Von Mises el cual garantizara la seguridad de dicho diseño evitando fallas posibles dentro de las pruebas de campo, se utilizará el software **Autodesk Inventor Professional** para la simulación bajo diferentes cargas y se medirá el valor de la tensión de Von Mises.

Primeramente se coloca el plano en donde se ejercerá la fuerza y el valor de la misma en este caso 200N como primera fuerza de prueba en la dirección del eje X, además de los puntos fijos indispensables para la simulación (Véase

la figura 63), dichos puntos permanecerán en movimiento durante la simulación permitiendo así obtener los valores de flexión y desplazamiento.

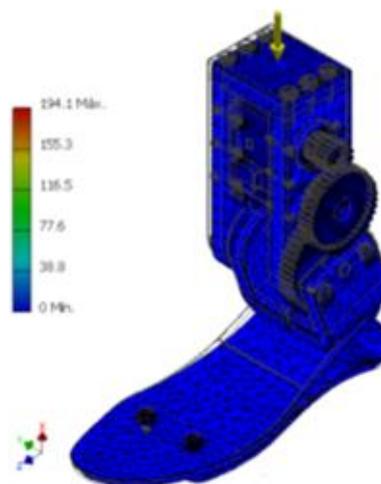
Figura 63 Puntos fijos y dirección de fuerza aplicada.



Elaboración: Propia.

En la figura 64 se puede observar que los valores máximos de tensión se ubican en la unión del arco plantar con un valor de 194.1 MPa muy por debajo de los 3800 MPa admisibles máximos por la fibra de carbono utilizada en la construcción del arco planta.

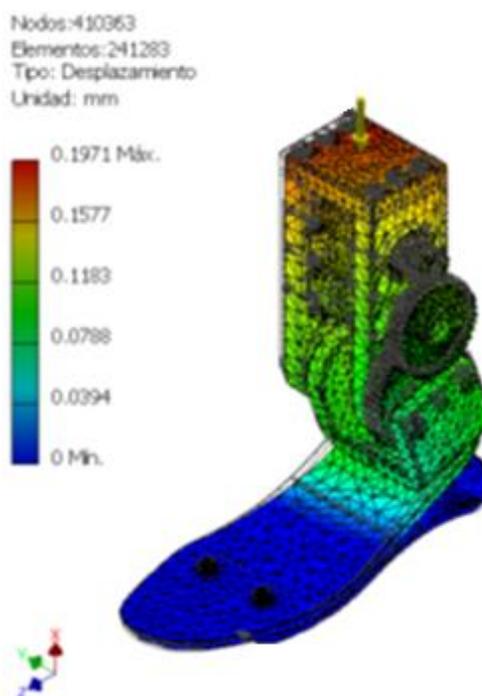
Figura 64 Gráfica de tensión de Von Mises sobre modelo 3D de prótesis con valores máximos y mínimos.



Elaboración: Propia.

La deformación causada por la carga externa genera desplazamientos en la estructura total la cual también puede ser simulada y observada mediante la variación de colores 35 dependiendo el valor de dicho desplazamiento. Esto se ilustra de mejor manera en la figura 65.

Figura 65 Desplazamiento de la estructura generada por la carga externa.



Elaboración: Propia.

Las tensiones que puede presentar la prótesis están en función de la carga externa por lo cual se realizó varias simulaciones con diferentes cargas para garantizar que el diseño pueda resistir fuerzas externas que sobrepasen el peso del paciente, dichas simulaciones y datos se detallan en la tabla 18.

Tabla 18 Resultados de mediciones bajo diferentes fuerzas aplicadas a la prótesis.

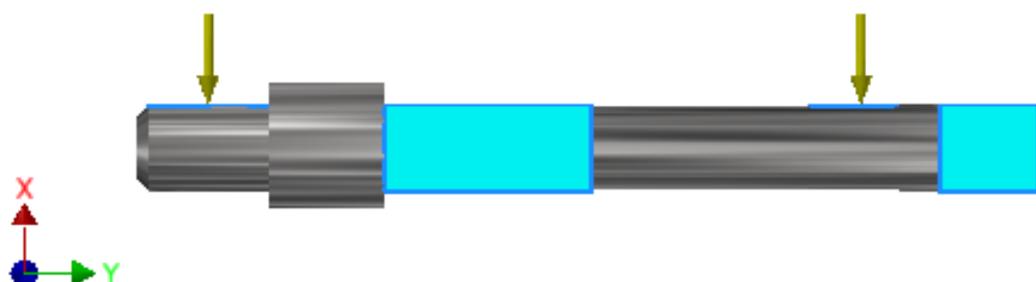
Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)			Esfuerzos critico de falla de Von Mises (MPa)	
	Ux	Uy	Uz	Mínimo	Máximo
200	0.0125092	0.074857	0.001908	0.0009381	194.1
400	0.02502	0.1497	0.00381	0.00262672	388.291
600	0.0375374	0.224577	0.005723	0.003944	582.438
800	0.050048	0.29943	0.00763	0.00366407	776.463
3600	0.2252	1.3453	0.03433	0.0235	2672.45

Elaboración: Propia

Como se puede observar los valores máximos no sobrepasaron el valor máximo permitido por la fibra de carbono. 36

El siguiente análisis se lo realizará sobre el eje de la articulación, el cual posee dos partes fijas, además de dos fuerzas de 800N cada una debido a los apoyos en la articulación (Véase la figura 66).

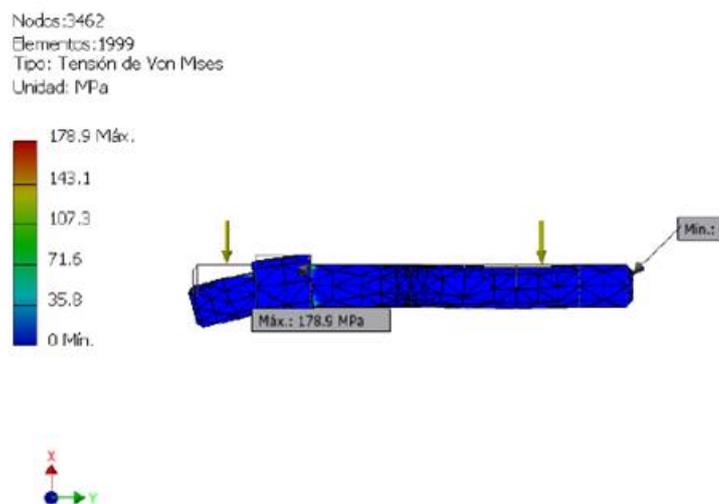
Figura 66 Eje de articulación con los puntos fijos y fuerzas de simulación



Elaboración: Propia.

Los valores máximos de tensión se ubican en el eje de la articulación con un valor de 178.9 MPa por debajo de los 355 MPa admisibles máximos por el acero como se observa en la figura 67.

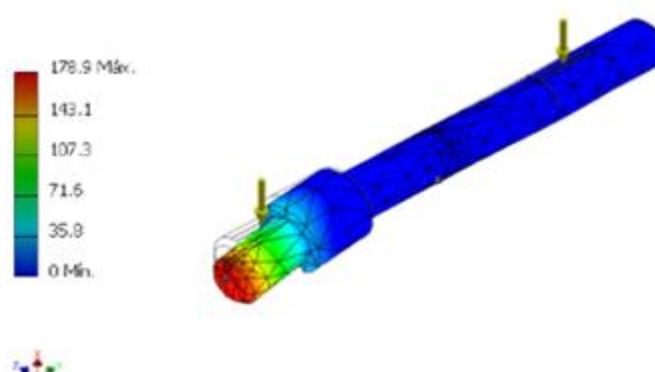
Figura 67 Grafica de tensión de von Mises sobre eje de prótesis con valores máximos y mínimos



Elaboración: Propia.

Otro criterio para analizar el correcto dimensionamiento y diseño es medir el desplazamiento máximo debido a la deflexión que generan las cargas externas sobre el eje, dicho desplazamiento no debe ser mayor a 0.1mm.

Figura 68 Desplazamiento del eje generado por la carga externa.



Elaboración: Propia.

En la tabla 19 se presentan varias pruebas realizadas al eje articular con distintas fuerzas, observando el máximo esfuerzo que podrá soportar antes de fallar.

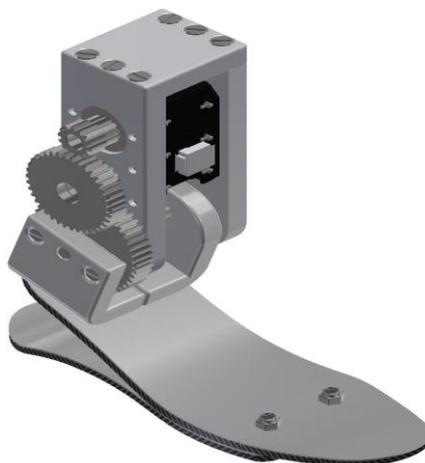
Tabla 19 Resultados de mediciones bajo diferentes fuerzas aplicadas al eje de la articulación.

Fuerza (N)	Desplazamiento (mm)			Esfuerzos crítico de falla de Von Mises (MPa)	
	Ux	Uy	Uz	Mínimo	Máximo
200	0.0000128	0.000746	0.000052	0.004045	44.7171
400	0.000025	0.001492	0.000105	0.00809	89.4343
600	0.0000384	0.002238	0.000158	0.01213	134.151
800	5.123E-05	0.002984	0.000211	0.01618	178.869
1500	0.000096	0.00559	0.000395	0.0303	330

Elaboración: Propia.

Una vez diseñado cada una de las piezas que conforman el pie y tobillo, dentro del software inventor existe una opción para poder ensamblar todas las piezas, el formato de ensamblaje tiene una extensión .iam, además este ensamble servirá para poder realizar la simulación de las fuerzas que se aplican y cómo afecta en la planta del pie así como en el eje articular. En la figura 69 se observa el ensamblaje del pie y tobillo.

Figura 69 Prótesis ensamblada y vista 3D.



Elaboración: Propia.

CONCLUSIONES

PRIMERO: Según el análisis de datos estadísticos realizado en el capítulo 2, se puede notar la importancia de atender el problema social de las amputaciones de miembro inferior.

SEGUNDO: Una de las formas de atacarlo es a través de campañas de prevención sobre todo de la diabetes mellitus, sin embargo la cultura de la gente en nuestro país y en muchos otros, tiende a llevar a las personas a vivir una vida sedentaria con hábitos de alimentación poco saludables, desencadenando fatales consecuencias, por lo que un complemento a las campañas de prevención sería la investigación y desarrollo de prótesis de miembro inferior que puedan ayudar a las personas afectadas a llevar una vida de mejor calidad y en condiciones dignas.

TERCERO: Como una forma de atacar este problema social y mitigar las consecuencias de las amputaciones de miembro inferior, mundialmente se ha desarrollado y hoy en día se comercializan diversos tipos de prótesis, todas ellas tienen una funcionalidad pasiva, es por ello de la necesidad de crear una prótesis

que pueda funcionar activa y pasivamente, y lograr comparar cual es la opción más adecuada para brindar al usuario el mejor confort al momento de utilizarla.

CUARTO: Los torques máximos y mínimos que se pueden obtener en el eje articular son 60Nm y 48Nm respectivamente, dependiendo del nivel de carga de la batería. La manera de calcular estos rangos se observa en el diseño de engranajes para la amplificación del torque, siendo necesario este dimensionamiento para evitar que el motor sea expuesto a sobre esfuerzos que provoquen la falla parcial o total del mismo.

QUINTO: Mediante el uso del criterio de Von mises es posible determinar la carga máxima a la cual un material o estructura puede ser expuesta y resistir una deformación antes de fallar.

SEXTO: La máxima tensión se generaría en la unión de las placas de fibra de carbono, dicha tensión no es suficiente para que la estructura falle, los elementos que menos tensión soportaría son los engranajes que por la ubicación de los mismos se mueven en el mismo sentido que la estructura lo cual se demuestra que el arco plantar absorbe toda la energía tal cual un talón humano y las demás articulaciones del pie dedicadas a la absorción de energía durante la marcha humana. El eje de la articulación también soportara las cargas externas cuando el arco plantar haya cumplido con toda su deformación, el análisis de tensiones de Von Mises muestra una deformación al final la cual es generada por la carga externa del peso del paciente, dicha carga está dentro de los valores máximos de deformación y deflexión.

RECOMENDACIONES

PRIMERO: En el proceso de fabricación en fibra de carbono tiene varias consideraciones, primero que se debe tener el molde completamente liso y sin protuberancias, ya que el acabado que tendrá será en base al molde en donde se haga. La correcta medida entre el endurecedor y la resina epóxica ayudan al mejor curado de la fibra de carbono, el uso de una secadora en el proceso de aplicación de la mezcla resina-endurecedor es necesario para evitar que se formen burbujas en el interior así como esparcir por toda el área del molde.

SEGUNDO: Se presentaron varias consideraciones en la programación para la adquisición de datos del servomotor el cual utilice uno parecido al que se requiere, siendo las más importantes el trabajar con la comunicación serial por hardware desde el microcontrolador ATmega 328, ya que la velocidad de comunicación del motor es de 1Mbps, mientras que si se realizara la comunicación por software, la velocidad máxima de transmisión y recepción es

de 115200Kbps, siendo insuficiente para la sincronización de datos entre el microcontrolador y el servomotor.

TERCERO: La utilización de comandos AT es de suma importancia para la configuración del dispositivo inalámbrico Bluetooth, ya que permite la cambiar los parámetros de fábrica, además se puede configurar distintas velocidades de transmisión y recepción de datos.

CUARTO: En la verificación de los valores máximos de torque para el actuador se observa un valor de 6.8Nm durante la prueba de levantamiento del paciente únicamente apoyado en la prótesis de pie y tobillo, mientras que en el ciclo de la marcha se observa 8.4Nm el cual es mayor al del levantamiento debido a que en el ciclo de la marcha, en la fase de despegue del pie, el actuador no solo levanta el peso corporal sino que también entrega un impulso a todo el cuerpo evitando la cojera.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFIA

Adler Amanda and Associates. Lower-extremity amputation. *Diabetes Care* 1999;22:1029–1035.

Asamblea Mundial de la Salud 2010, Defectos Congénitos: Informe de la secretaría, Organización Mundial de la Salud.

ASM: ASM Handbook Materials Information, Vol. 21. Ohio, 2003.

ARAGÓN SANCHEZ, Javier, El pie Diabético. 1ra Edición, MASSON S.A. 2011

Bakker, K., & Riley, P. (2005). El año del pie diabético. *Diabetes Voice*, 50(1), 11-14.

Barbara A. Ramlo-Halsted, MD, and Steven V. Edelman, MD. The Natural History of Type 2 Diabetes: Practical Points to Consider in Developing Prevention and Treatment Strategies (artículo completo disponible en inglés). *Clinical Diabetes* VOL. 18 NO. 2. Spring 2000

Dr. Shahrukh keki R. Pavri. Essentials of diabetes mellitus and its treatment by homoepathy. Pag 1-5

Nam Nguyen, Essential 18000 Medical Words Dictionary in Spanish: esencial Diccionario 18.000 términos médicos, 2014

Dan Horton-Szar. Lo esencial en metabolismo y nutrición. Elseiver España S.L, 2013

Dr. Shahrukh keki R. Pavri. Essentials of diabetes mellitus and its treatment by homoepathy. Pag 1-2.

E. Teran, M Helguero, diseño asistido por computadora de un martillo excavador, Escuela Politécnica De Litoral.

Ford, Advanced Mechanics of Materials, Longmans, London, 1963

Fey, NICHOLAS P., et al. "Controlling Knee Swing Initiation and Ankle Plantarflexion With an Active Prosthesis on Level and Inclined Surfaces at Variable Walking Speeds." Translational Engineering in Health and Medicine, IEEE Journal of 2 (2014): 1-12.

Hill, R. The Mathematical Theory of Plasticity, Oxford, Clarendon Press, 1950

Hull, D.: Materiales Compuestos. Reverté, Barcelona, 1987.

Jeffcoate, W., Macfarlane, R., & Fletcher, E. (1993). The description and classification of diabetic foot lesions

Luis M. Bozzo Rotondo, Alex H. Barbat ,Diseño sismo resistente de edificios

M. F. Eilenberg, H. Geyer, and H. M. Herr. Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 18, no. 2, pp. 164-173, 2010.

Misa Llorca, Roger, *Control Inteligente, Guayaquil,2011*

M. F. Eilenberg, H. Geyer, and H. M. Herr. Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 18, no. 2, pp. 164-173, 2010.

NLLIC.(2006). Estadísticas de amputaciones según la causa Pérdida de extremidades en los Estados Unidos disponible en: http://www.amputee-coalition.org/spanish/fact_sheets/amp_stats_cause.pdf

Página oficial Ossur. Disponible en: <http://assets.ossur.com/library/7566>

Pérez Verdún, M. Á. (2014). Biomecánica del pie diabético: estudio experimental de pacientes con Diabetes Mellitus Tipo I con y sin neuropatía periférica.

Palastanga. N,Field, D , Soames.R, “Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento”, Editorial Paidotribo, 2000.

Ponce Cruz, Pedro, *INTELIGENCIA ARTIFICIAL CON APLICACIONES A LA INGENIERÍA*, Primera Edición, Alfaomega Grupo Editor, México, 2010

S. K. Au, J. Weber, and H. Herr. Biomechanical design of a powered ankle-foot prosthesis, IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 298–303, 2007.

R. C. Hibbeler , Mecánica de materiales, 2006.

Shankhdhar, K., Shankhdhar, L. K., Shankhdhar, U., & Shankhdhar, S. (2009). Descarga del pie diabético en el mundo en desarrollo. Diabetes Voice, 54(3), 27-29.

S. K. Au, J. Weber, H. M. Herr and E.C. Martinez-Villapando, Powered ankle-foot prosthesis for the improvement of amputee ambulation, IEEE Engineering in Medicine and Biology International Conference, Lyon, France, pp. 3020-3026, 2007.

Viladot. A , “Quince lecciones sobre patología del pie”, Barcelona, 2000.

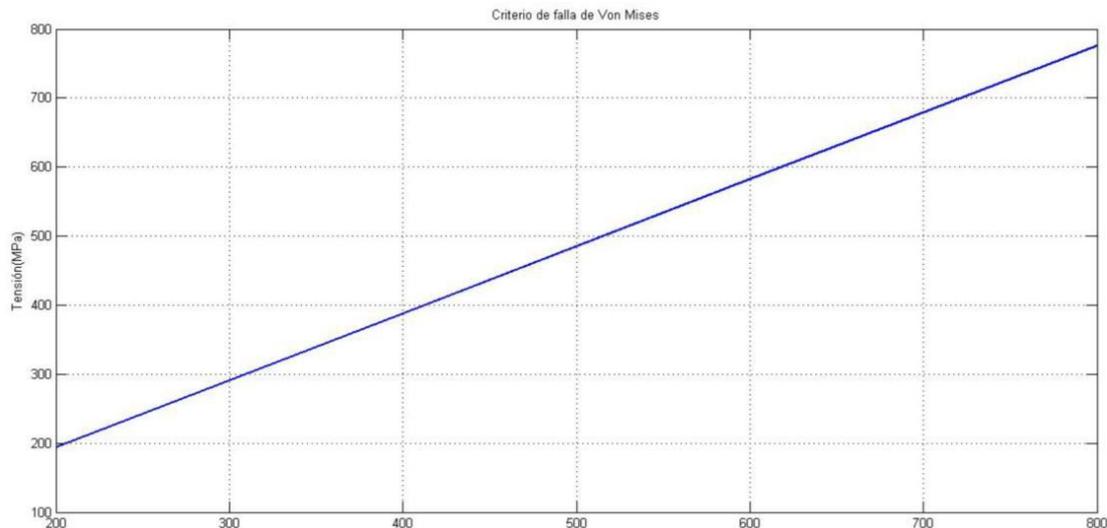
Viladot. A, “Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor”, Springer-Verlag Iberica, 2000.

ANEXOS

ANEXO 1

Este anexo muestra el comportamiento lineal existente en análisis de fuerzas de la prótesis de miembro inferior ante cargas externas.

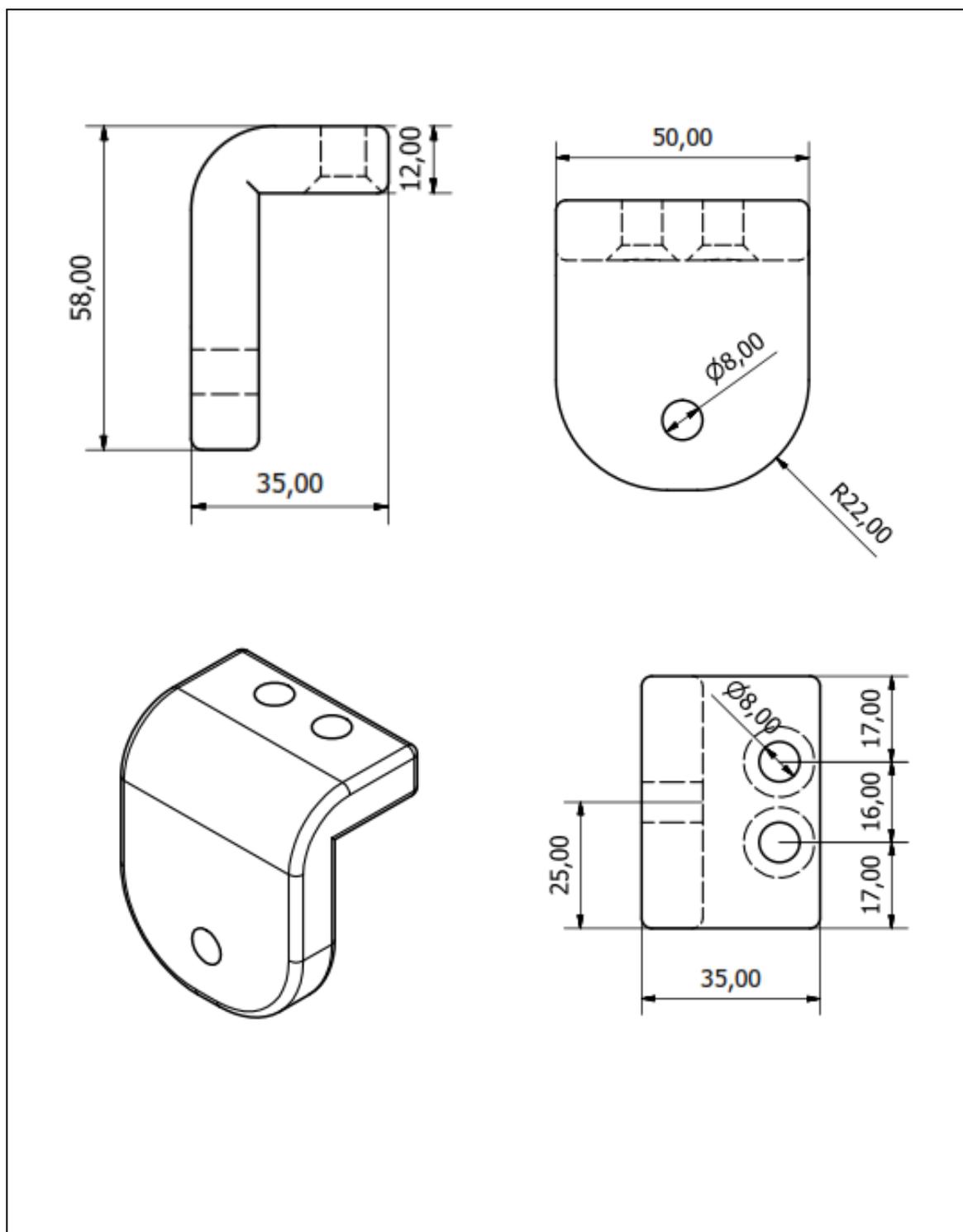
Figura 70 Comportamiento de la prótesis de tobillo ante cargas externas



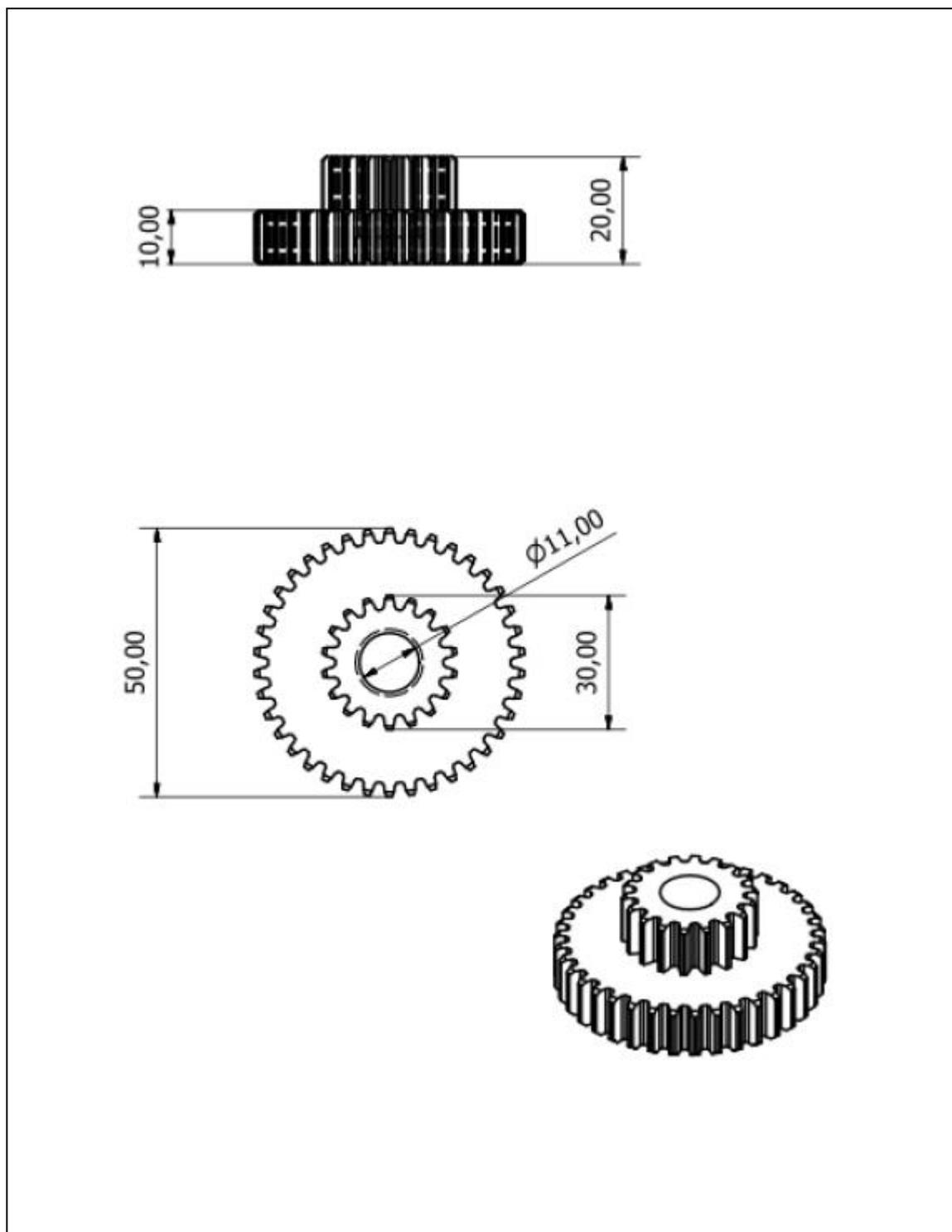
Elaboración: Propia

ANEXO 2

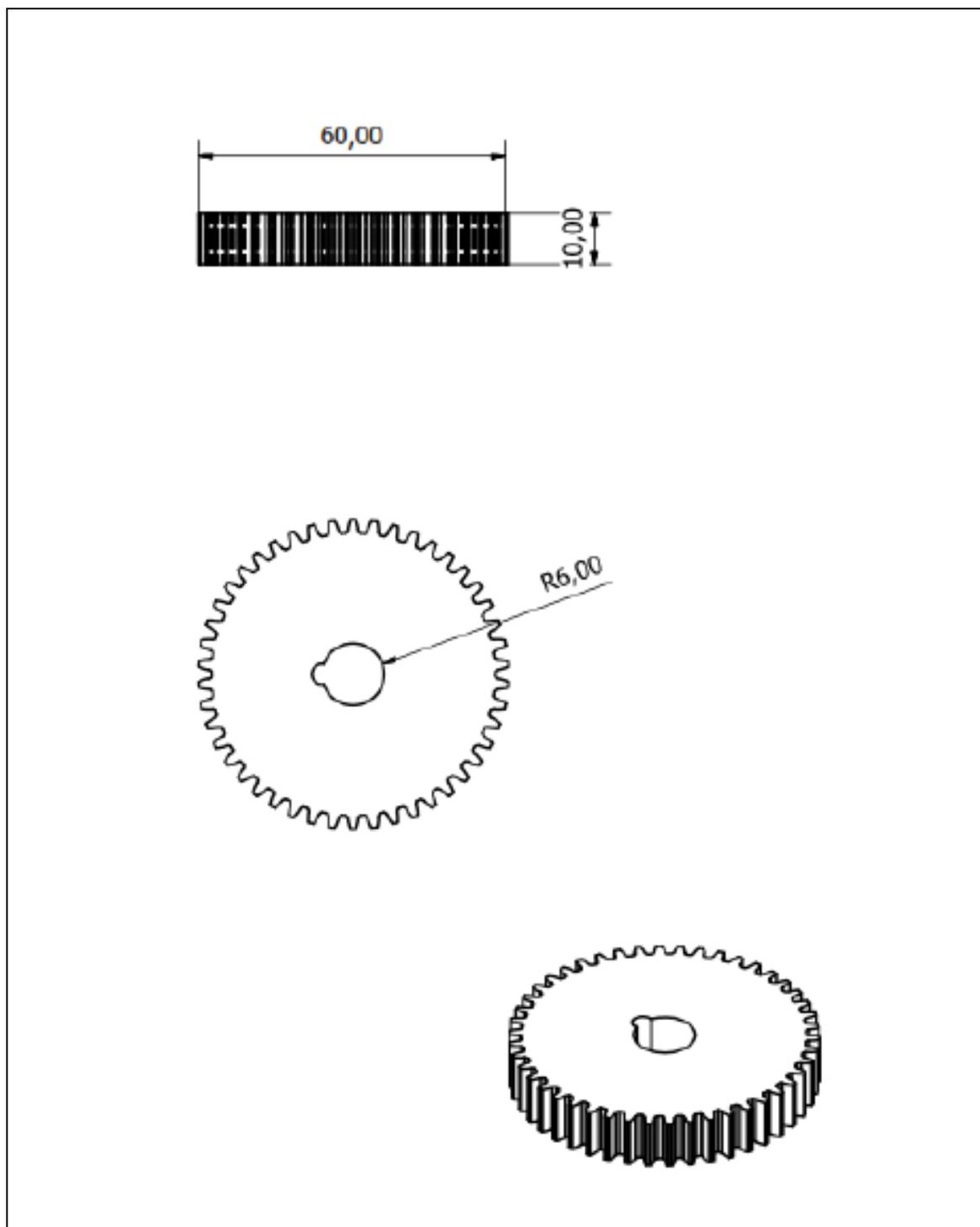
En este anexo se presentan los planos acotados de la parte mecánica de la prótesis de miembro inferior.



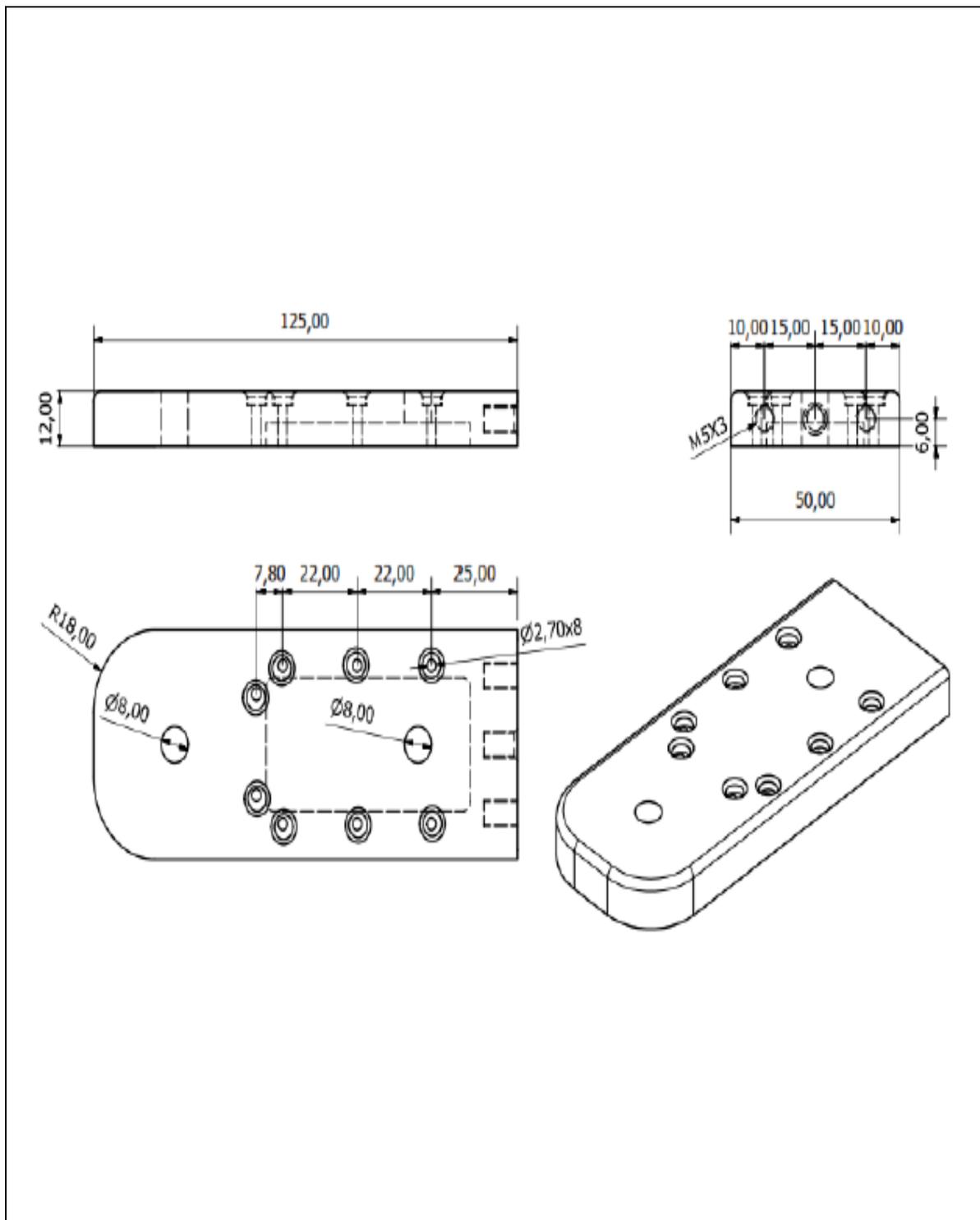
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 1/10



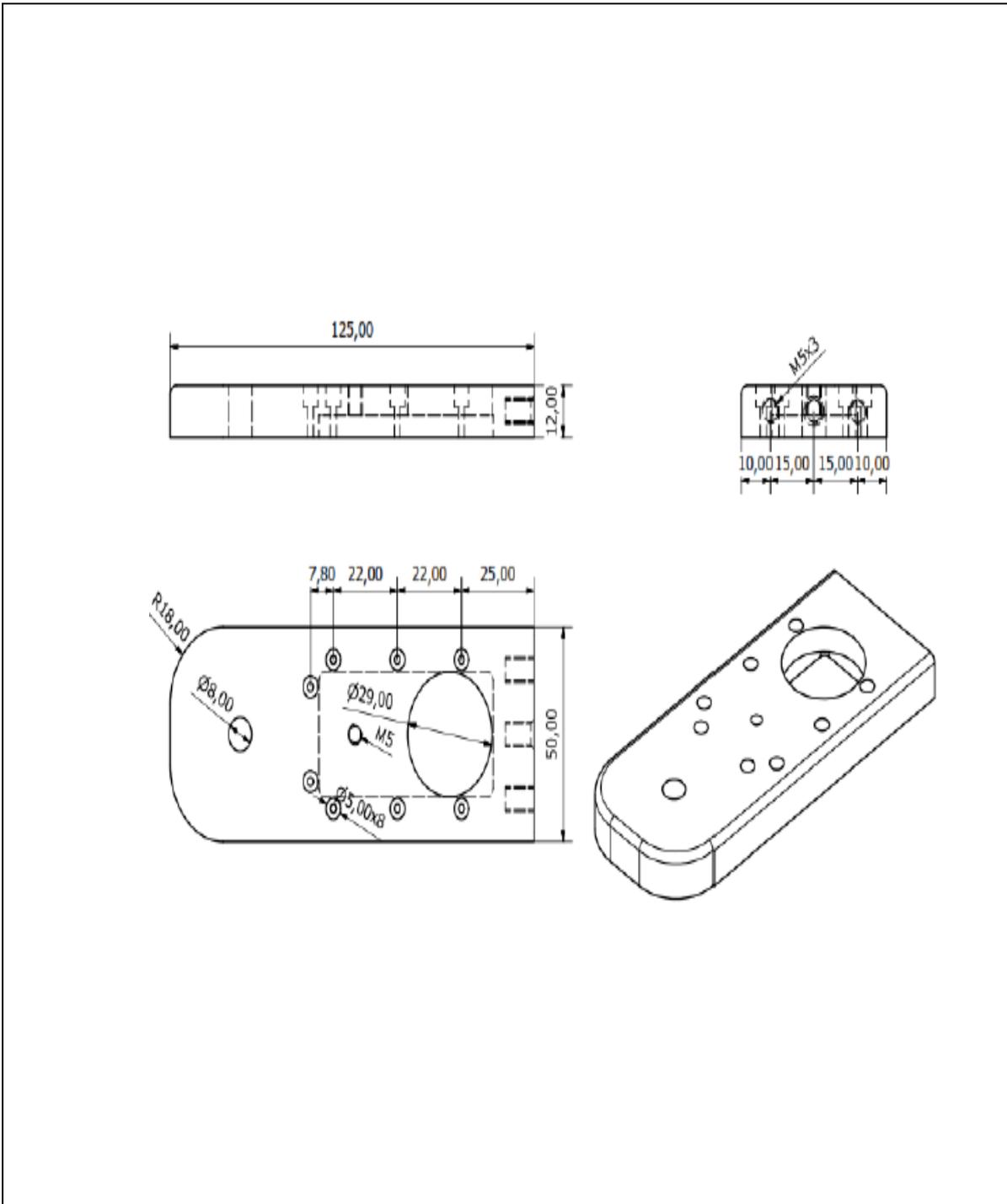
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 2/10



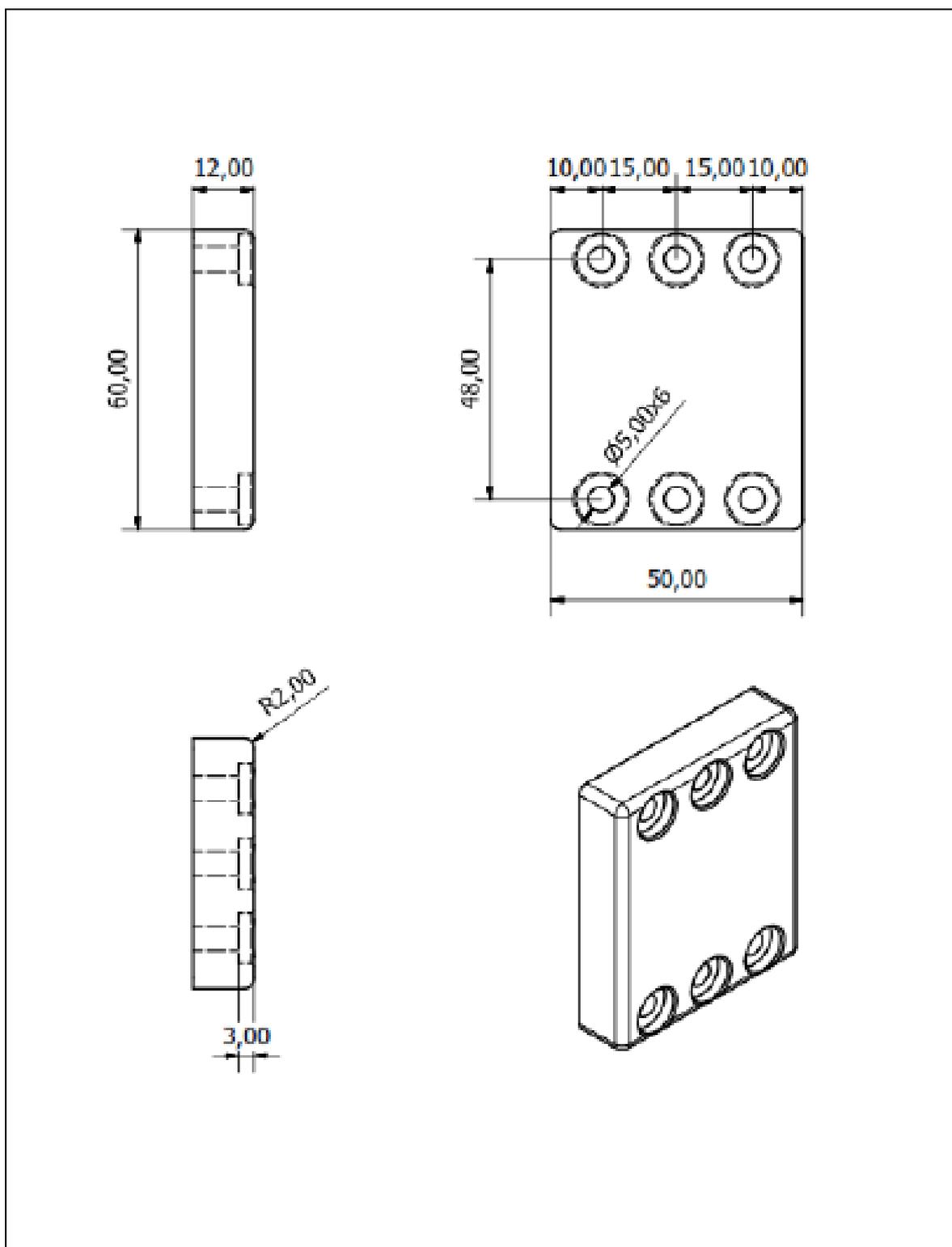
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 3/10



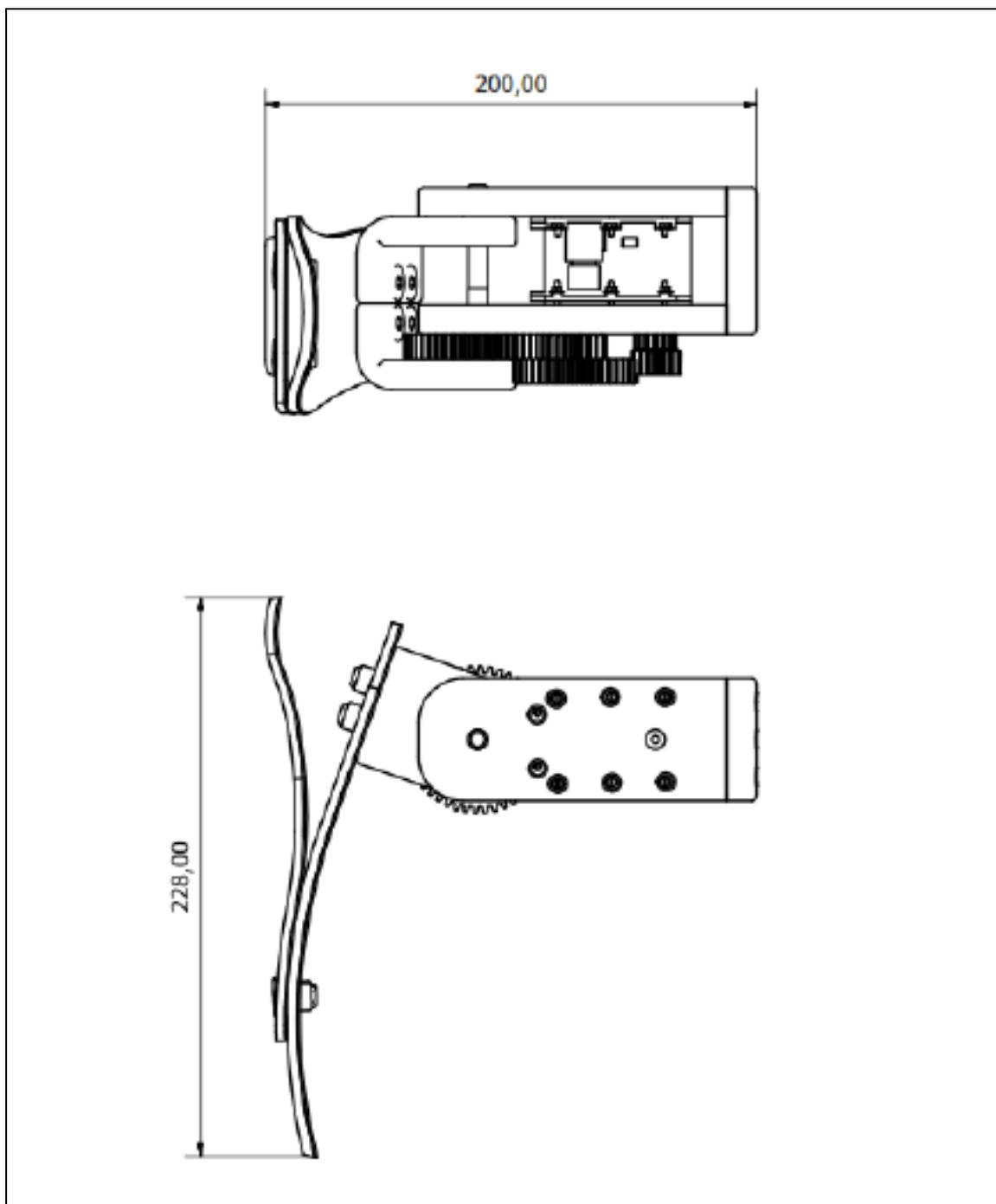
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisad o por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017
		Planos de Prototipo	
		Plano de Prototipo	Edición --- Hoja 4/10



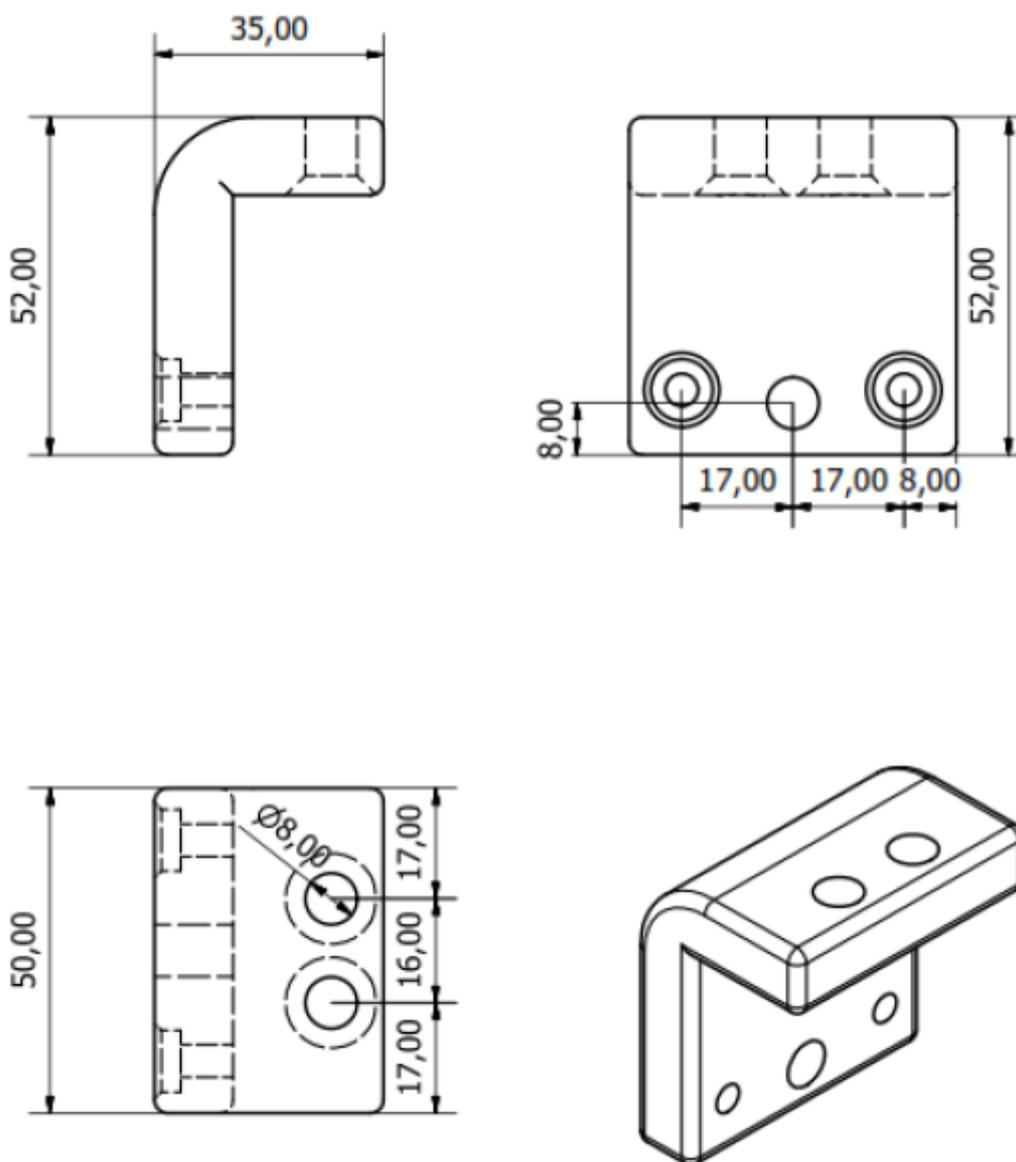
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
Planos de Prototipo				
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 5/10



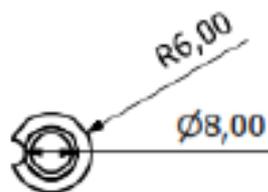
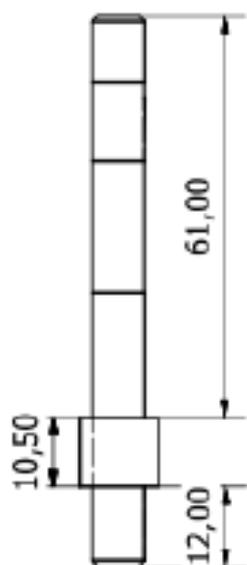
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 6/10



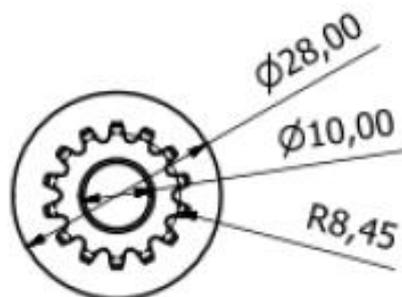
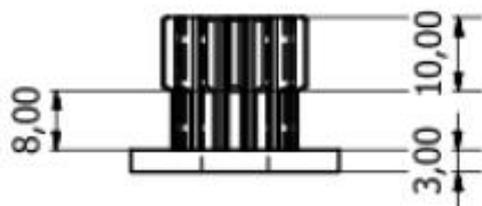
Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 7/10



Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 8/10



Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 9/10



Diseño de Jasmany A Delgado Aza	Revisado por ---	Aprobado por ---	Fecha 08/06/2017	
		Planos de Prototipo		
		Plano de Prototipo	Edición ---	Hoja 10/10

ANEXO 3

En este apéndice se observa la realización del ruteado de la placa de control de la prótesis de miembro inferior.

Figura 71 Modulo bluetooth



Fuente: <https://www.prometec.net>

ANEXO 4

Este anexo muestra el algoritmo difuso implementado en el software ARDUINO.

```
//Incluir librerías para el control difuso
```

```
#include <FuzzyRule.h>
```

```
#include <FuzzyComposition.h>
```

```
#include <Fuzzy.h>
```

```
#include <FuzzyRuleConsequent.h>

#include <FuzzyOutput.h>

#include <FuzzyInput.h>

#include <FuzzyIO.h>

#include <FuzzySet.h>

#include <FuzzyRuleAntecedent.h>

#include <DynamixelSerial.h>

//Crear un nuevo Objeto Difuso

Fuzzy* fuzzy = new Fuzzy();

int fsr1=A0;

int fsr2=A1;

int sensor1=0;

int sensor2=0;

void setup(){

    Serial.begin(9600);

    // Crear las funciones de entrada donde FSR hace referencia a los
    sensores de fuerza
```

```
//Primera entrada del sensor de fuerza resistivo

FuzzyInput* FSR1 = new FuzzyInput(1);

FuzzySet* ENCENDIDO1 = new FuzzySet(0,325,650,975);

FSR1->addFuzzySet(ENCENDIDO1);

FuzzySet* APAGADO1 = new FuzzySet(950,986,1004, 1023);

FSR1->addFuzzySet(APAGADO1);

fuzzy->addFuzzyInput(FSR1);

//Segunda entrada del sensor de fuerza resistivo

FuzzyInput* FSR2 = new FuzzyInput(1);

FuzzySet* ENCENDIDO2 = new FuzzySet(0,325,650,975);

FSR2->addFuzzySet(ENCENDIDO2);

FuzzySet* APAGADO2 = new FuzzySet(950,986,1004, 1023);

FSR2->addFuzzySet(APAGADO2);

fuzzy->addFuzzyInput(FSR2);

// Crear un objeto para salida

FuzzyOutput* motor = new FuzzyOutput(1);

FuzzySet* APAGAR_TORQUE =new FuzzySet (
Dynamixel.torqueStatus (1,OFF),
```

```
Dynamixel.torqueStatus(1,OFF),Dynamixel.torqueStatus(1,OFF),

Dynamixel.torqueStatus(1,OFF));

motor->addFuzzySet(APAGAR_TORQUE);

FuzzySet* PRENDER_TORQUE =
newFuzzySet(Dynamixel.move(1,4090),

Dynamixel.move(1,4090),Dynamixel.move(1,4090),Dynamixel.move(1,40
90));

//4090 representa 25 grados

motor->addFuzzySet(PRENDER_TORQUE);

FuzzySet* POSICION_INICIAL =
newFuzzySet(Dynamixel.move(1,1500),

Dynamixel.move(1,1500),Dynamixel.move(1,1500),Dynamixel.move(1,1500));

//1500 Representa 0 grados

motor->addFuzzySet(POSICION_INICIAL);
fuzzy->addFuzzyOutput(motor);

//CREACIÓN DE LA PRIMERA REGLA PARA EL SISTEMA DIFUSO

FuzzyRuleAntecedent* ifSensor1y2_apagado = new
FuzzyRuleAntecedent();

ifSensor1y2_apagado->joinWithAND(APAGADO1,APAGADO2);
```

```
FuzzyRuleConsequent* thenmotorPOSICION_INICIAL = new
FuzzyRuleConsequent();

thenmotorPOSICION_INICIAL->addOutput(POSICION_INICIAL);

FuzzyRule* fuzzyRule01 = new FuzzyRule(1,

ifSensor1y2_apagado,thenmotorPOSICION_INICIAL);

fuzzy->addFuzzyRule(fuzzyRule01);

//CREACIÓN DE LA SEGUNDA REGLA PARA EL SISTEMA DIFUSO

FuzzyRuleAntecedent* ifSensor1y2_prendido = new
FuzzyRuleAntecedent();

ifSensor1y2_prendido->joinWithAND(ENCENDIDO1,ENCENDIDO2);

FuzzyRuleConsequent* thenmotorAPAGAR_TORQUE1 = new

FuzzyRuleConsequent();

thenmotorAPAGAR_TORQUE1->addOutput(APAGAR_TORQUE);

FuzzyRule* fuzzyRule02 = new FuzzyRule(2, ifSensor1y2_prendido,

thenmotorAPAGAR_TORQUE1);

fuzzy->addFuzzyRule(fuzzyRule02);

//CREACIÓN DE LA TERCERA REGLA PARA EL SISTEMA DIFUSO

FuzzyRuleAntecedent* ifSensor1_prendidoySensor2_apagado = new
```

```
FuzzyRuleAntecedent();

ifSensor1_prendidoySensor2_apagado->

joinWithAND(ENCENDIDO1,APAGADO2);

FuzzyRuleConsequent* thenmotorAPAGAR_TORQUE3 = new

FuzzyRuleConsequent();

thenmotorAPAGAR_TORQUE3->addOutput(APAGAR_TORQUE);

FuzzyRule* fuzzyRule03 = new FuzzyRule(3,

    ifSensor1_prendidoySensor2_apagado,

thenmotorAPAGAR_TORQUE3);

fuzzy->addFuzzyRule(fuzzyRule03);

//CREACIÓN DE LA CUARTA REGLA PARA EL SISTEMA DIFUSO

FuzzyRuleAntecedent* ifSensor1_apagadoySensor2_prendido = new

FuzzyRuleAntecedent();

ifSensor1_apagadoySensor2_prendido->

joinWithAND(APAGADO1,ENCENDIDO2);

FuzzyRuleConsequent* thenmotorPRENDER_TORQUE = new

FuzzyRuleConsequent();

thenmotorPRENDER_TORQUE->addOutput(PRENDER_TORQUE);
```

```
FuzzyRule* fuzzyRule04 = new FuzzyRule(4,  
    ifSensor1_apagadoySensor2_prendido,  
    thenmotorPRENDER_TORQUE);  
  
fuzzy->addFuzzyRule(fuzzyRule04);  
  
}  
  
void loop(){  
  
    sensor1= analogRead(fsr1);  
  
    sensor2= analogRead(fsr2);  
  
    fuzzy->setInput(1,sensor1);  
  
    fuzzy->setInput(2,sensor2);  
  
    fuzzy->fuzzify();  
  
    float output1 = fuzzy->defuzzify(1);  
  
}
```

Elaboración: Propia