






## Instrumentación de un prototipo transtibial para replicar el ciclo de marcha en tobillo Instrumentation of a transtibial prototype to replicate the ankle gait cycle

A. A. Palma-Huerta <sup>a</sup>, Y. Lozano-Hernández <sup>b</sup>, H. L. Serrano-Molina <sup>c,\*</sup>, J. E. Velázquez-Velázquez <sup>b</sup>, C. M. Montelongo-Vázquez <sup>a</sup>

<sup>a</sup>Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica unidad Zacatenco, Instituto Politécnico Nacional, 07738, Ciudad de México, México

<sup>b</sup>Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería Campus Hidalgo, Instituto Politécnico Nacional, 42162, San Agustín Tlaxiaca, Hidalgo, México

<sup>c</sup>Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas, Instituto Politécnico Nacional, 07340, Ciudad de México, México

### Resumen

El presente trabajo describe la instrumentación eléctrica y electrónica de un prototipo protésico diseñado para una amputación transtibial a nivel del tercio superior, la instrumentación propuesta se integra a un mando central que tiene como elemento principal a un microprocesador Raspberry Pi Zero W. El prototipo cuenta con características mínimas viables que le permiten reproducir el movimiento del tobillo durante el ciclo de marcha. Para validar la instrumentación propuesta, se hace uso de una máquina de estados y un controlador tipo PD, ambos se implementaron de forma embebida en el microprocesador mediante el uso de un lenguaje multiplataforma de código abierto. Por último, se muestran los resultados del seguimiento de la trayectoria del tobillo durante el ciclo de marcha.

*Palabras Clave:* Instrumentación, Programación, Prótesis transtibial, Raspberry, Sistema embebido

### Abstract

The present work describes the electrical and electronic instrumentation of a prosthetic prototype designed for a transtibial amputation at the level of the upper third of the tibia; the proposed instrumentation integrated a central control whose main element is a Raspberry Pi Zero W microprocessor. This prototype has minimum viable characteristics that allow it to reproduce the movement of the ankle during the gait cycle. To validate the proposed instrumentation a state machine and a PD-type controller are used, both of which were implemented in embedded programming in the microprocessor using an open-source multiplatform language. Finally, the results of tracking the ankle trajectory during the gait cycle are shown.

*Keywords:* Instrumentation, Programming, Transtibial Prosthesis, Raspberry, Embedded System

### 1. Introducción

De acuerdo al Instituto Nacional de Estadística y Geografía en su Censo de Población y Vivienda (INEGI, 2021), la discapacidad motriz en México comprende 48 % del total de las discapacidades; de este total, un 33 % sufren una falta de la extremidad inferior. Aunado a lo anterior, el número de personas con amputaciones no traumáticas va en aumento debido al envejecimiento de la población y al incremento de enfermedades crónicas como la Diabetes Mellitus tipo II (Sánchez, 2016; Castillo-Guzmán et al., 2018). En el caso de los usuarios con pie diabético, al no tener los cuidados necesarios, el 40 % de ellos pierde la extremidad por debajo de la rodilla (transtibial)

(Cisneros-González et al., 2016), la cual si es descuidada se podría agravar a una amputación por encima de la rodilla (transfemoral) (Arredondo, 2013).

En la mayoría de los casos de amputación traumáticas y no traumáticas, el proceso de curación puede durar hasta dos años. Una vez superada la etapa anterior, el usuario entra en un proceso de rehabilitación con el propósito de recuperar su movilidad e independencia utilizando dispositivos de soporte (prótesis pasivas) (Cantalapiedra et al., 2016). El uso incorrecto de este tipo de prótesis puede provocar lesiones musculoesqueléticas como trastornos articulares crónicos de las extremidades sanas (Montealegre, 2016). Cuando el usuario se ha adaptado al uso de una prótesis pasiva, podría ser candidato a utilizar un sis-

\*Autor para correspondencia: hserrano9800@alumno.ipn.mx

**Correo electrónico:** apalmah1500@alumno.ipn.mx (Andrés Abraham Palma Huerta), ylozanoh@ipn.mx (Yair Lozano Hernández), hserrano9800@alumno.ipn.mx (Hugo Luis Serrano Molina), jvelazquezv@ipn.mx (Juan Eduardo Velázquez Velázquez), cmontelongo@ipn.mx (Carlos Manuel Montelongo Vázquez)

tema protésico activo, el cual se puede entender de forma general, como un mecanismo diseñado para replicar algunas funciones esenciales de la extremidad perdida, que es movilizada por un(os) actuador(es), utilizando dispositivos electrónicos y un microcontrolador programado con un algoritmo que dirige el movimiento ordenado y secuenciado del sistema, el cual pretende mejorar la calidad de vida de la persona.

En el ámbito comercial, se han logrado diversos avances en las prótesis activas, entre las que resaltan; BIOM (Herr et al., 2018) quienes diseñaron una prótesis que permite transitar superficies planas y escaleras, Ossur (Lenzi et al., 2017) desarrolló un sistema protésico impermeable e incluye un esquema electrónico ahorrador de energía, Ottobock (Koehler-McNicholas et al., 2017a) realizó una prótesis transtibial con movimientos en dos ejes. Hoy en día, dispositivos como los descritos anteriormente pueden llegar a tener un costo aproximado de \$22,500 USD (Sánchez, 2016), lo cual dificulta su acceso a personas de la república mexicana de nivel socioeconómico C+ e inferiores (Mora, 2016).

Respecto al ámbito científico, se han realizado diversos trabajos que involucran dispositivos electrónicos para prótesis activas de extremidad inferior, en (David Hazzel Mozo Galvez, 2019) se utilizó una tarjeta STM32F4 Discovery, dos sensores de fuerza, dos sensores electromiografía (en adelante EMG) y un acelerómetro para establecer las condiciones cuantitativas de un ciclo de marcha protésico. En (Negi et al., 2021) se desarrolló una prótesis con un amortiguador magnetorreológico, que mediante un Arduino Nano determina la amortiguación y el par requerido para realizar el movimiento de la prótesis. Por su parte, (Dobson et al., 2019) y (Rezazadeh et al., 2019) exploraron la utilidad de monitorear la presión ejercida en los extremos de la planta de un pie protésico, así como un sistema de captura de movimiento para ejecutar los movimientos del actuador en el sistema. En los trabajos anteriores no se resuelve la dependencia de la prótesis activa a una computadora conectada a la prótesis.

Más enfocados a la implementación de esquemas de control, la estructura de programación más común y usada es la llamada Máquina de Estados Finita (en adelante, MEF) definida como una abstracción computacional que detalla el funcionamiento de un sistema, por medio de un número establecido de estados y de transiciones entre tales estados (Czerwinski and Kania, 2013). En (Ficanha et al., 2015) se probó una MEF con cuatro estados para la actividad de trotar y correr, mientras que en (Chang et al., 2019) se utiliza un algoritmo de lógica difusa para detectar el tipo de terreno en el que se encuentra la prótesis para adaptar sus movimientos. En (Dong et al., 2020) la prótesis contiene una MEF con seis estados que tiene a su vez programado un algoritmo de control para modificar el par ejercido. Bajo un esquema similar, en (Bartlett et al., 2019) y (Grimmer et al., 2016) se implementa una MEF de cuatro estados para ejecutar el ciclo de marcha a diferentes velocidades en una prótesis, utilizando únicamente una unidad de medición inercial para adquirir el ángulo de inclinación, aceleración y posición del sistema para transitar de estado a estado. Hay otras investigaciones como en (Koehler-McNicholas et al., 2017b) donde utilizaron una prótesis hidráulica con un control robusto que le permite utilizar la energía generada en la flexión y extensión del pie para generar los movimientos deseados.

Por lo anterior, en el presente trabajo se detalla la instrumentación eléctrica y electrónica necesaria para implementar de forma embebida un algoritmo capaz de replicar el movimiento del tobillo, manteniendo la premisa de desempeño de las prótesis de alta tecnología como la posibilidad de realizar diferentes tareas, entre ellas; replicar el ciclo de marcha humano con elementos electrónicos accesibles y mínimos necesarios para construir un sistema embebido cuya programación se implementa en un microcontrolador compatible con un lenguaje multiplataforma de código abierto, lo que facilita algunas tareas complejas de programación. El sistema protésico es validado tanto en presencia de carga, como sin ella.

El trabajo se organiza de la siguiente manera: en la sección 2 se presenta la metodología utilizada para la fabricación de la estructura mecánica. La sección 3 detalla el subsistema electrónico y sus respectivas consideraciones de programación. Mientras que en la sección 4 se muestra la estrategia control destacando el diseño de la MEF y la caracterización de las trayectorias. Posteriormente, la sección 5 presenta el procedimiento para probar el funcionamiento de una prótesis activa transtibial, programando una MEF y las trayectorias de la marcha humana en un sistema embebido. Por último, la sección 6 contiene una breve descripción de los aportes y trabajo futuro.

## 2. Descripción del sistema

El ciclo de marcha humana sano es dividido de acuerdo a las posturas que el individuo adopta al caminar (Perry et al., 1992). La ejecución ordenada de dichas posturas ha permitido estudiar el ciclo de marcha y la secuencia de eventos que suceden. Para analizar la sincronía de cada uno de los órganos que componen la caminata en la Tabla 1 se describe los ángulos del pie, tobillo y cadera lo que se observa también en la Figura 1.

Fases	Contacto inicial	Respuesta de carga	Apoyo medio	Apoyo final	Pre-Balaceo	Balaceo inicial	Balaceo medio	Balaceo final
Porcentaje	0%	0-12%	12-31%	31-50%	50-62%	62-75%	75-87%	87-100%
Cadera	20°	20°	0°	-20°	-10°	15°	25°	20°
Rodilla	0 - 5°	20°	0-5°	0-5°	40°	60-70°	25°	0-5°
Tobillo	0°	5-10°	5°	10°	15°	5°	0°	0°

Tabla 1: Descripción de los ángulos de movimiento de la extremidad inferior durante en el plano sagital.

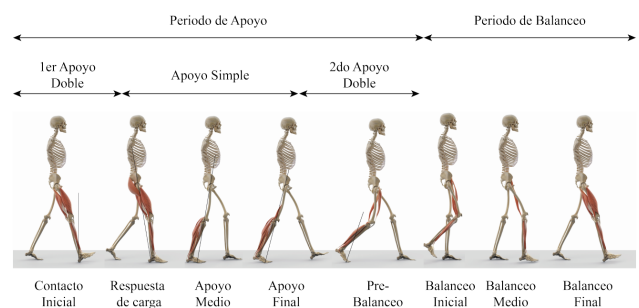


Figura 1: Periodos del ciclo de marcha. El periodo de apoyo consta de cinco fases y el periodo de balanceo consta de un total de tres (Vaughan et al., 1999).

La velocidad de la caminata para individuos sanos entre 20 y 60 años a un ritmo normal es en promedio 1.33 metros por segundo (Götz-Neumann, 2006). En la Figura 2 se observa la flexión dorsal, que es el movimiento ejecutado hacia la parte superior del cuerpo que logra un ángulo máximo 19° con respecto al eje horizontal; al igual que la flexión plantar, que es el movimiento ejecutado hacia la parte inferior del cuerpo que logra un ángulo máximo 20° con respecto al mismo eje.

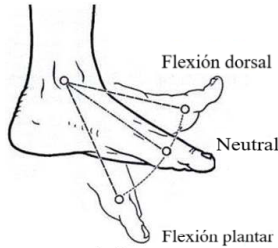


Figura 2: Movimientos del tobillo (Pina Filho and Dutra, 2013).

2.1. Estructura mecánica

A partir de la postura de la pierna en la fase de apoyo final, se identifican las fuerzas internas y momentos que intervienen en el movimiento del tobillo, esto permite proponer las ecuaciones de equilibrio dinámico. De esta manera, por medio de un análisis algebraico se obtuvieron los valores de las fuerzas de reacción de la superficie de marcha y momentos alrededor del tobillo y del centro de masa del pie (Serrano, 2015).

La Figura 3 muestra un diagrama de cuerpo libre, en donde el tobillo se considera una clase de péndulo complejo doble. Con lo anterior se propone que la prótesis contenga dos uniones de tipo rotativas, la primera es la articulación principal y se encuentra en la línea vertical de carga en donde se soporta la masa corporal, y la segunda articulación es en donde se sujeta el extremo del actuador lineal permitiendo “jalar” y “empujar” la zona del talón, lo cual mimetiza las flexiones del tobillo sobre el plano sagital.

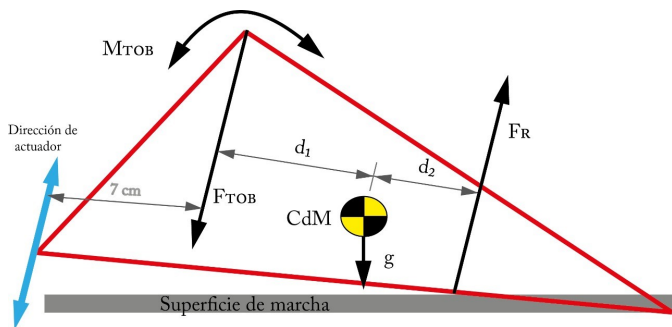


Figura 3: Diagrama de cuerpo libre de la estructura mecánica (Serrano, 2015).

La estructura del prototipo cuenta con un motor de corriente directa y un tornillo de fuerza unidos por medio de una transmisión mecánica (conforman al actuador del sistema). Su selección se llevó a cabo considerando un usuario con un peso de 80 kg y estatura de 1.80 m. La Tabla 2 muestra las características técnicas del actuador del sistema.

Motor	
Potencia del motor	70 W
Longitud del vástago	2 in // 5 cm
Carga dinámica	180lb // 82kg
Par	785 N
Esfuerzo de torsión	243 Nm
Tornillo de Fuerza	
Velocidad del tornillo	0.25 in / s // 0.06 m/s
Paso tornillo	3mm
Diámetro tornillo	5mm

Tabla 2: Características técnicas de los componentes del actuador lineal.

La estructura mecánica se puede simplificar como un armazón vertical que intenta sustituir la porción de la tibia faltante, unida por una articulación rotativa que representa el pie; con el actuador lineal dispuesto de tal manera que permita manipular un extremo del pie (ver Figura 4).

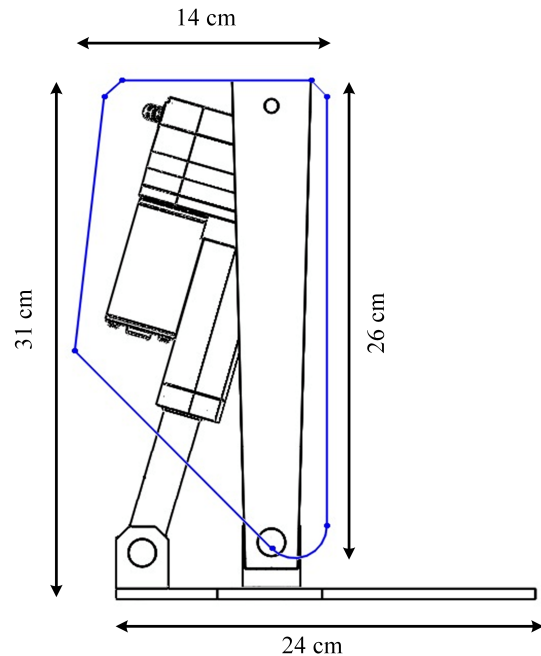


Figura 4: Dibujo esquemático de la estructura mecánica vista lateral derecha, la prótesis cuenta con 11 cm de ancho.

3. Instrumentación y programación

3.1. Instrumentación

Una prótesis activa contiene técnicas y herramientas mediante las cuales se pueden medir cantidades físicas con el objetivo de evaluar, almacenar o utilizar esa información para movilizar un actuador en la realización de la marcha, estos elementos son conocidos como la instrumentación. Su propósito principal es permitir relacionar el movimiento intencionado del usuario y el tipo de contacto relacionado a la superficie de la marcha. En la Figura 5 se presenta el planteamiento principal de la utilidad de los dispositivos electrónicos utilizados según la variable de interés, indicando la dirección de las señales de los elementos alrededor de un microcontrolador que permite coordinar el movimiento del tobillo protésico con los valores obtenidos.

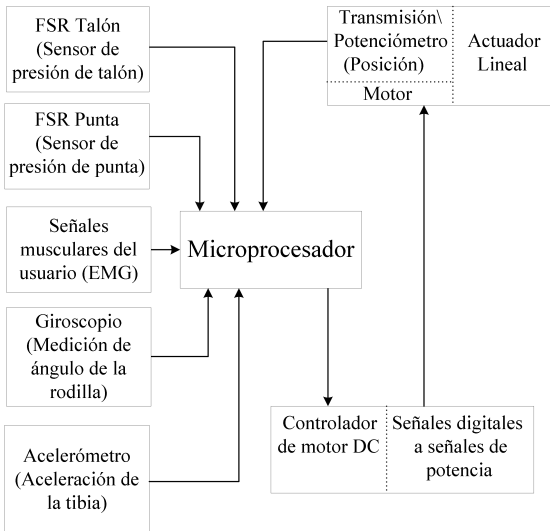


Figura 5: Diagrama de conexión entre elementos del sistema protésico.

### 3.1.1. Microprocesador

En el sistema protésico hay señales de entrada las cuales se procesan de modo que se obtiene una señal de salida para ejecutar diversas acciones; es necesario que se utilice un elemento que sirva como medio de enlace que realice las tareas de almacenamiento, procesamiento y gestionamiento de señales de control mediante un tratamiento digital con el propósito de que las acciones del sistema protésico sean autónomas. Por ello, se tomó en cuenta un lenguaje de programación flexible y de rápida implementación aplicado en un microprocesador que a través de algoritmos realice acciones deseadas de movimiento con las variables medidas. La principal ventaja de un microprocesador a un microcontrolador es su velocidad de procesamiento de datos y su versatilidad para añadir periféricos.

El microprocesador elegido tiene una velocidad de procesamiento de 1 GHz y puede realizar 2,000 MIPS (Millones de Instrucciones Por Segundo), lo que significa que es capaz de repetir la programación del ciclo de marcha continuo por lo menos dos veces en un segundo. La Raspberry Pi W Zero contiene un chip Broadcom BCM2835, una memoria RAM de 512Mb, con dimensiones de 30x65x5 mm, 40 pines de entrada y salida. Esta tarjeta se programa con un lenguaje multiplataforma de código abierto llamado Python. La Figura 6 indica el tipo de señales utilizadas y la forma en la que se conectan.

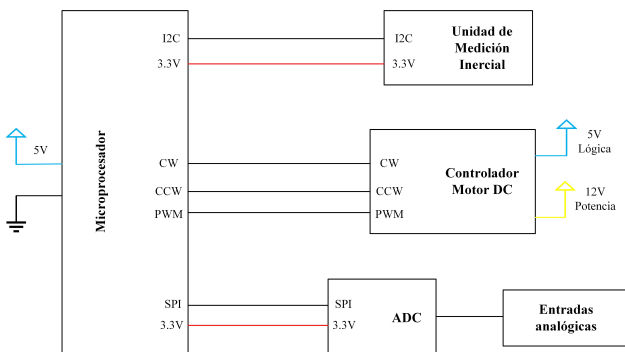


Figura 6: Diagrama de conexión y alimentaciones del microprocesador y sus componentes.

El microprocesador seleccionado se comunica con los sensores a través de los protocolos de Circuito Inter-Integrado (en adelante  $I^2C$ ), este protocolo tiene una tasa de muestreo de 400kHz. Además, cuenta con comunicación de Interface Periférica en Serie (en adelante SPI) utilizado para el manejo y transmisión de señales analógicas, tiene una tasa de muestreo de 800 kHz a 3.2 GHz (Microchip, 2008).

Se debe resaltar que el hecho de realizar la ejecución de la programación y lectura de variables con diferentes frecuencias no ocasiona pérdida de datos y no afecta al algoritmo programado. Lo anterior debido a que estos protocolos son síncronos, el microprocesador coordina las señales de entrada y salida a través de su reloj interno, con lo cual asegura que no existan tales problemas. Esta sincronización se muestra en la Figura 7.

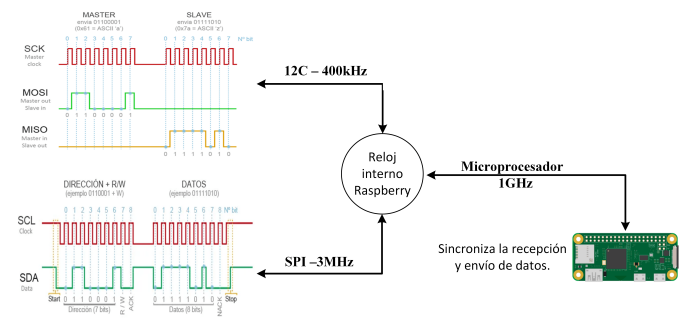


Figura 7: Interacción y frecuencia de los protocolos de comunicación con el microprocesador.

### 3.1.2. Convertidor analógico digital

Las señales analógicas son producidas por sensores que transmiten una referencia de tensión o corriente de forma continua, por lo que es necesario un convertidor que las modifique para ser recibidas en forma digital. Debido a que cuatro de las seis señales de los sensores requeridos en el prototipo son analógicas, se requiere que microprocesador pueda adquirir las variables analógicas de forma externa. Por esta causa se implementa un Convertidor Analógico Digital (en adelante ADC) que utiliza el protocolo SPI para enviar los valores obtenidos de forma digital, su conexión se observa en la Figura 8.

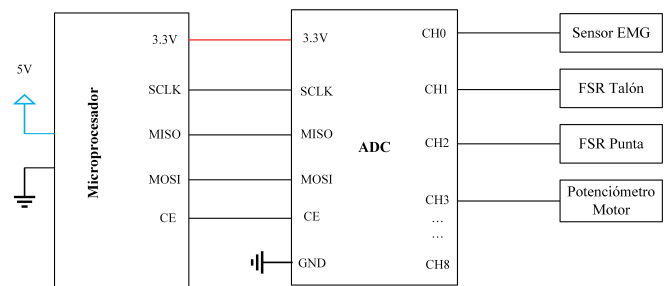


Figura 8: Conexión del ADC, este se comunica por el protocolo SPI con el microprocesador para enviar los valores de los sensores analógicos.

El dispositivo ADC utilizado es un Circuito Integrado (CI) microchip MCP3008 de 10 bits. Puede detectar una diferencia de potencial de 0.014 V (Microchip, 2008) y en el caso del actuador lineal permite detectar desplazamientos de 1 mm.

### 3.1.3. Sensor de Electromiografía Superficial

El sistema protésico debe ser capaz de ejecutar los movimientos deseados por el usuario, para realizar un movimiento específico en la prótesis se necesita una señal que accione dicha secuencia. Para solucionar esta situación se utiliza el sistema musculo-esquelético de la extremidad perdida en el cual es posible implementar un sensor que adquiera las señales de las contracciones voluntarias del usuario. Un sensor EMG es un dispositivo capaz de transformar una contracción muscular en un impulso eléctrico, con lo que se obtiene un interruptor producido directamente por el usuario sin la necesidad de moverse. El dispositivo se compone de un circuito integrado, dos electrodos de medición y uno de referencia. Las conexiones del sensor al microprocesador a través del ADC se observan en la Figura 9.

El sensor EMG se divide en cuatro etapas para transformar el impulso recibido. Estas etapas consisten en la amplificación, rectificación, acondicionamiento y filtración para obtener una señal analógica (Merlo et al., 2003). La cual es recibida en el ADC y transmitida al microprocesador. En este prototipo se utiliza un sensor Myoware EMG de 5V de entrada.

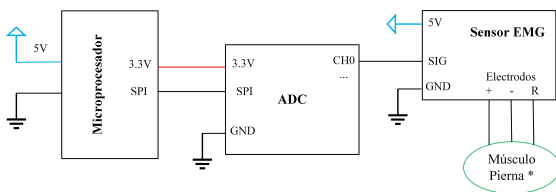


Figura 9: Diagrama de conexión del sensor EMG.

### 3.1.4. Sensores de fuerza resistivo

El 60 % de la marcha se realiza con un pie en contacto con el suelo, por lo que es relevante monitorear estos momentos. Durante este apoyo hay tres puntos de contacto con el piso: punta, talón y ambos presionados. Un sensor que mida la presión identificaría estos tres apoyos utilizando un elemento en la punta y otro en el talón de la prótesis. Los Sensores de Fuerza Resistivos (en adelante FSR), son conformados por una película gruesa de polímero que exhibe una disminución en la resistencia con un aumento en la fuerza aplicada a la superficie activa, por lo que son capaces de emitir una señal de tensión continua (Sadun et al., 2016).

Para manipular el sensor se utiliza un divisor de voltaje que emite una señal detectada por el microprocesador a través del ADC. La resistencia de este elemento depende de la presión o fuerza aplicada en su área sensitiva; cuanto más se presione, menor será su resistencia y mayor el valor leído por el microprocesador. La salida del voltaje analógico aumenta al incrementar la fuerza, por lo que la resistencia  $R_m$  tiene un valor de  $10k\Omega$  para maximizar el rango de sensibilidad de fuerza y para limitar la corriente como se observa en Figura 10. Este prototipo utiliza dos sensores FSR modelo 406.

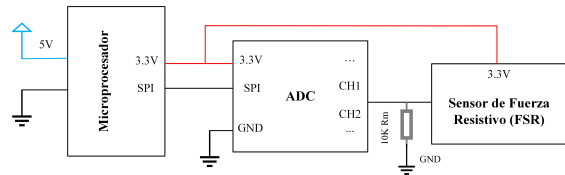


Figura 10: Conexión de sensor de fuerza resistivo.

### 3.1.5. Unidad de medición inercial

La postura de la extremidad inferior cambia conforme al movimiento hecho en el desplazamiento del tobillo y rodilla, los cuales ejecutan diferentes movimientos y ángulos que de forma armónica sirven para la locomoción del usuario. Las prótesis transtibiales son un sistema que produce una posición, velocidad y aceleración alrededor de la rodilla del usuario, debido al cambio que tienen estas variables entre fases de marcha se busca un dispositivo que adquiera estas señales para ser enviadas al microprocesador. La Unidad de Medición Inercial (por sus siglas en inglés, IMU) es un dispositivo capaz de adquirir las señales de la aceleración en el eje horizontal y el ángulo de inclinación de la rodilla.

Se seleccionó un sensor MPU-6050 con una resolución de  $2^{15}$  (valor representado digital de 0-32,768), en la Figura 11 se detalla la conexión del elemento al microprocesador a través del protocolo  $I^2C$ .

#### Acelerómetro

Durante el ciclo de marcha hay una aceleración variante en la extremidad inferior, esta variable permite identificar cuando el pie está en el periodo de balanceo debido a que hay una mayor aceleración. Por ello, se requiere medir la aceleración angular al desplazar la prótesis. El acelerómetro integrado en la IMU permite medir la fuerza de aceleración que actúa sobre el sistema protésico.

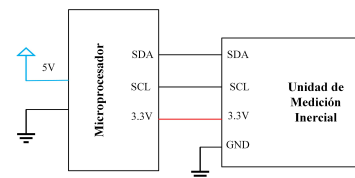


Figura 11: Diagrama de conexión y alimentación de la IMU.

#### Giroscopio

La posición angular de la extremidad inferior ayuda a determinar su posición, debido a que el sistema protésico es transtibial, se requiere conocer el ángulo de la rodilla. Se utiliza un giroscopio para conocer este ángulo y los valores de inclinación de la prótesis durante las fases del ciclo de marcha. Para obtener la orientación angular se transforman las revoluciones por segundo (RPS) a grados por segundo ( $^{\circ}/s$ ), la conversión se lleva a cabo mediante la fórmula “Posición = valor obtenido \*  $250/32768$ ”. Con los valores dados, es posible calcular el ángulo de inclinación con respecto a el eje vertical, para conocer el ángulo de inclinación se utiliza la ecuación (1), el umbral del ángulo medido de los movimientos de flexión dorsal y plantar esta entre  $\pm 20$  grados sobre el plano sagital, se debe resaltar que el ángulo medido corresponde a la rodilla y no al tobillo.

$$\theta_y = \arctan \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \quad (1)$$

donde,  $a_x$ ,  $a_y$  y  $a_z$  son los valores obtenidos en los ejes X, Y y Z, respectivamente.

Un ángulo positivo indica inclinación hacia adelante del eje vertical, mientras que uno negativo corresponde a la inclinación hacia atrás del eje vertical (ver Figura 12).

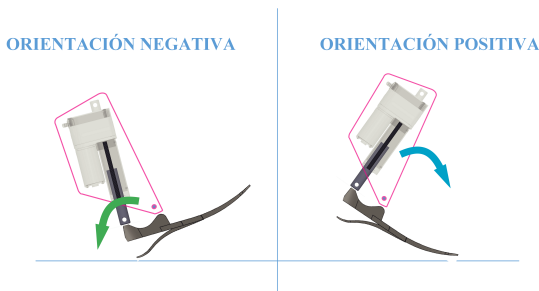


Figura 12: Inclinación positiva-Flexión dorsal o inclinación negativa- Flexión plantar.

### 3.1.6. Actuador lineal

Los músculos permiten a la extremidad inferior desplazar el cuerpo del individuo en la marcha, una de sus principales acciones en la extremidad inferior es el movimiento del tobillo para ejecutar la flexión plantar y dorsal. Para ello, se utiliza un actuador lineal con una transmisión y un juego de engranes, la manipulación del actuador se hace a través de un motor CD. El motor está atado a un tren de engranes que contiene un tornillo que sube y baja, usado para mover la prótesis hacia arriba o hacia abajo, con el objetivo de crear un movimiento de flexión dorsal y plantar. En su interior contiene un potenciómetro interno, que varía conforme a la posición del tornillo.

Se seleccionó un actuador lineal Hda2-30, el cual cumple con los requisitos preestablecidos. El actuador cuenta con un potenciómetro interno de 10kΩ, pesa 1.08kg y opera con una corriente de 3.8 A y un voltaje de alimentación de 12 V (SERVOCITY, 2014).

### 3.1.7. Controlador de motor CD

El actuador lineal puede realizar movimientos con el tornillo de fuerza hacia adelante y hacia atrás dependiendo del suministro de voltaje. Se requiere de un dispositivo que permita la manipulación del actuador a través del microprocesador, para este fin, se utiliza un controlador de motor CD. Este elemento se puede definir como un amplificador de corriente cuya función es determinar la dirección y velocidad del motor mediante la técnica de Modulación por Ancho de Pulso (en adelante PWM). La Figura 13 muestra las señales que recibe el controlador CD para indicar la dirección hacia adelante (CW) y hacia atrás (CCW) y la señal de PWM. El dispositivo usado es el VNH2SP30, el cual tiene un rango de voltaje de 5.5V a 16V y soporta una corriente máxima de 30A (STMicroelectronics, 2013).

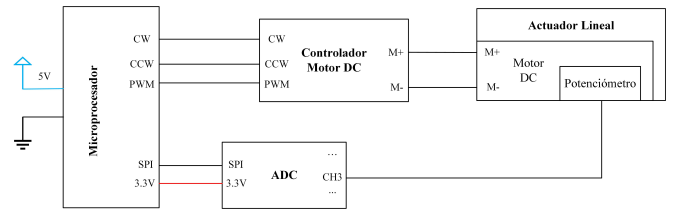


Figura 13: Conexión del actuador lineal. El valor del potenciómetro del motor CD es enviado al ADC para una retroalimentación de posición.

### 3.1.8. Fuente de alimentación

Los instrumentos utilizados en este trabajo tienen la premisa de ser accesibles y tener características que permitan un umbral de operación amplio. En laTabla 3 se presentan los voltajes de alimentación y las corrientes que consume cada elemento. El circuito de potencia cuenta con 60W, mientras que el circuito lógico cuenta con 0.75W.

Componente	Voltaje	Amperes
Sensor de fuerza resistivo	3.3 V	10 mA
Unidad de medición inercial	5 V	3.5 mA
ADC	3.3V	16.72 mA
Sensor EMG	5V	14 mA
Microprocesador	5V	3 A
Controlador de motor DC	5V	30 A
Actuador Lineal	12V	3 A
Fuente de alimentación	12V	3A

Tabla 3: Voltaje y corriente de los elementos a implementados en el prototipo.

Con el propósito de que el usuario de la prótesis pueda moverse libremente, el sistema protésico debe contar con una fuente de energía apropiada. Para cumplir este objetivo se diseñó una conexión para alimentar todo el sistema, teniendo tres salidas de voltaje diferentes para el uso de cada uno de los componentes. Los diferentes voltajes se dividen en tres partes:

- 12V: Es la alimentación que se suministra al motor de CD a través de su controlador (salida entre 5 y 8V).
- 5V: Energiza al microprocesador, controlador bidireccional, IMU y al sensor EMG.
- 3.3V: Este voltaje se obtiene del microprocesador y alimenta al ADC y a los dos FSR.

En este dispositivo se utilizó una fuente externa de 12V para los componentes de potencia y se alimentó el microprocesador a 5V con una fuente distinta, en trabajos futuros se busca que una sola fuente energice todo el sistema.

### 3.2. Programación

Los elementos descritos anteriormente se complementan para formar la autonomía del sistema protésico. Los sensores, el microprocesador y el actuador son elementos que al ordenar su ejecución en una programación logran una sincronía en la ejecución de acciones específicas. Los sensores permiten conocer las condiciones de la prótesis; sin embargo, la forma como se procesan y ejecutan las señales debe ser estructurada y escrita de una forma secuencial para obtener las variables de los sensores y ejecutar los movimientos correspondientes.

En la Figura 14 se muestra un diagrama de flujo en donde los bloques en color rojo son las señales de entrada de una Máquina de Estados Finita (MEF), las combinaciones de los datos aportados por las señales de entrada constituyen condiciones de las transiciones entre estados, las cuales se ejecutan mediante un algoritmo de control (bloque azul). Estos estados dirigen los movimientos del pie a través del actuador considerando las variables externas. Dependiendo del estado en donde se encuentre, el programa ejecutará un movimiento predeterminado alcanzando así una posición deseada. Finalmente, en el bloque verde la posición del vástago se mide con un potenciómetro, lo que permite tener una retroalimentación del error y corregirlo con la ayuda de una ley de control programada para realizar el seguimiento de trayectoria de referencia del tobillo durante la marcha.

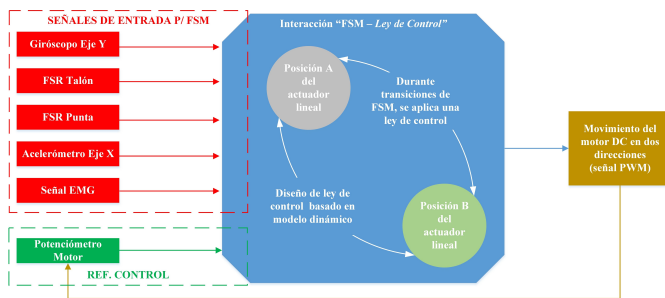


Figura 14: Flujo de señales de entrada y salida en el sistema protésico.

Los sensores envían una señal ya sea analógica o digital a el microprocesador, el cual con los valores adquiridos determina una acción para ejecutar en el actuador por medio de envío de señales de control. Estas señales se procesan en el CPU del sistema a través de una programación que emplea las variables medidas para transfórmalas y ordenarlas de forma que con el resultado del código envíe una señal a el elemento final de control.

El microprocesador debe guardar las variables de los sensores de forma correcta para utilizarlas en el código principal y así realizar una ejecución de movimientos correcta; por ende, se busca efectuar la programación del microprocesador de forma sencilla estableciendo un algoritmo específico para cada elemento. La programación hecha en este dispositivo se subdivide en tres algoritmos: uno para la obtención de las señales del ADC, otro para la obtención de las señales digitales de la unidad de medición inercial y un último para el controlador del motor DC. Para la programación del microprocesador, solo se hace uso de las librerías de los protocolos de comunicación, el algoritmo de control embebido se ejecuta sin librerías auxiliares.

### 3.2.1. Algoritmo del ADC

Se realiza el procesamiento de los datos adquiridos a través del protocolo SPI para el dispositivo ADC, por lo que se debe programar la adquisición, conversión y evaluación o almacenamiento de los datos obtenidos. Para esta tarea se diseña el algoritmo del componente ADC denominado Algoritmo 1 que es el encargado de leer todas las señales analógicas. La programación para la obtención de las mismas consiste en la activación del protocolo de comunicación SPI, una vez declarado el

puerto SPI, se utiliza una función de lectura cuyos valores de entrada son la frecuencia de lectura y el puerto en el que se va a leer el sensor. Este valor se asigna a la variable deseada y se utiliza en la programación principal. Esta rutina es cíclica por lo que el valor de la variable va estar cambiando de acuerdo a las condiciones de la prótesis. Este algoritmo se utiliza para el sensor EMG, los FSR y el potenciómetro del motor; los cuales se leen en los canales 0-3 del ADC.

---

#### Algoritmo 1: Lectura de los valores del ADC

---

**Datos:** Datos de entrada del sensor analógico.

**Resultado:** Valor de 0-1023 del sensor analógico.

```
fsr1=0 // Declaración del canal de sensores
bus=0 // Bus de comunicación=0
dev2=0 // Número de dispositivo=0
spi = SPI(bus,dev) // Se declara el puerto SPI
speed = 1000000 // Frecuencia de lectura
mientras X=1 hacer
  A
  DC1 = spi.lectura(EMG,speed) // Llamar el
  valor de los sensores según su canal
```

```
SensorD=ADC1 // Sustitución del valor del
canal en la variable a ocupar en el sistema
regresar SensorD // Variable a ocupar en el
sistema
```

---

### 3.2.2. Algoritmo de la IMU

Para el procesamiento de los datos adquiridos de la IMU se hace a través de la comunicación  $I^2C$ . En el Algoritmo 2 se describe la adquisición, conversión y evaluación o almacenamiento de los datos de aceleración y ángulo de posición. Para obtener los valores, se inicializa el puerto  $I^2C$  para comenzar la comunicación serial entre el sensor y el microprocesador, después se mandan a llamar los valores medidos por los puertos del sensor, convirtiéndolos en valores con unidades de medida (ángulos). Finalmente, los valores se asignan en variables que se utilizan en la programación principal. Las variables a las cuales se les asigna un valor son Ay (aceleración en el eje Y) y A (ángulo de inclinación respecto al eje Y). Esta rutina es cíclica por lo cual los datos de las variables cambian de acuerdo a la postura y movimiento de la prótesis.

### 3.2.3. Algoritmo del controlador del motor CD

Se diseñó un código capaz de enviar señales digitales de forma condicionada para la ejecución del movimiento del actuador (descrito en el Algoritmo 3). Se inicia declarando los puertos a usar y los puertos de salida de las señales que van a ser enviadas al controlador de motor CD para determinar la dirección del motor. La rutina inicia mandando a llamar la función algoritmo de control la cual determina el error. Después se manda llamar la variable de error que determina la dirección de movimiento, si el error es positivo, la función manda un 0 y el motor se mueve hacia adelante; si el error es negativo, la función manda un 1, moviendo el motor hacia atrás. También, se programó una función de paro total (se manda un 2). Esta rutina se repite siempre y cuando el sistema se encuentre dentro de las transiciones del ciclo de marcha.

**Algoritmo 2:** Lectura de variables en la IMU

---

**Datos:** Señales de lectura de la unidad de medición inercial.

**Resultado:** Ángulo de inclinación y aceleración en el eje Y.

```

X=1 // Declaración de variables
.....
Device = 0x68
bus = smbus.SMBus(1)// Declaración del puerto I2C
bus.INI()// Inicialización de IMU
mientras X=1 hacer
    ax = read(AX) // Leer y asignar las variables
    ... gz = read(Gz)// Asignación de valor a las variables del acelerómetro.
Ay = ay*(9.81/16384.0) // Asignación de valor a las variables del giroscopio.
Gx = gx*(250/32768)
Gy = gy*(250/32768)
Gz = gz*(250/32768) // Asignación del Ángulo de inclinación
w= sqrt((Gy*Gy)+(Gz*Gz))
A=atan(x, w)// Ángulo de inclinación
Manda Ay, A // Variables a ocupar en el sistema

```

---

**Algoritmo 3:** Acción del controlador de motor CD

---

**Datos:** Datos de entrada del sensor analógico.

**Resultado:** Señal digital de dirección de movimiento y PWM

```

X=1// Declaración de variables
....
GPIO.setup(ena,GPIO.OUT // Declaración de puertos de entrada y salida
.....
pwm= GPIO.PWM(ena,1000)// Define las salidas PWM y su frecuencia
mientras X=1 hacer
    Control() dirección= err // Movimiento hacia adelante
    si dirección == 0 entonces
        GPIO.output(in1,False)
        GPIO.output(in2,True)
    // Movimiento hacia atrás
    si dirección ==1 entonces
        GPIO.output(in1,True)
        GPIO.output(in2,False)
    // Movimiento alto total
    si dirección == 2 entonces
        GPIO.output(in1,False)
        GPIO.output(in2,False)
return // Los valores se reflejan en el movimiento y PWM del motor.

```

---

**3.3. Software del sistema protésico**

La lectura de los sensores y la orden del movimiento del actuador se ejecuta entre la transición de estados de una MEF. La forma de ejecución de la programación debe ser esquematizada, primero se deben leer las señales necesarias para la transición y después ejecutar la acción de acuerdo al movimiento que se desea realizar. Para lograr este objetivo se creó una rutina de programación (mostrada en la Figura 15), esta rutina fue implementada en el microprocesador para ejecutar los movimientos del ciclo de marcha. De acuerdo con la Figura 15 cuando se llega a un estado, se inicia la lectura de sensores utilizando los Algoritmos 1 y 2; de acuerdo a los valores leídos, se determina si la condición se cumple para iniciar el siguiente estado, esto ocurre en forma cíclica hasta que se cumple la condición. Dependiendo el estado en el que se encuentre, se realiza la transición para ejecutar el movimiento que va a realizar hasta que se haya cumplido su porcentaje del ciclo de marcha, en otras palabras, hasta que llegue al siguiente estado o posición.

Durante la transición de estado a estado, se ejecuta el Algoritmo 3 junto con el algoritmo de control, ambos permiten realizar el movimiento del actuador en función del error. Concluido el tiempo del estado seleccionado se vuelve a tomar la lectura de sensores para determinar si el usuario cumple las condiciones para entrar al siguiente estado.

**4. Esquema de control**

A continuación, se describe el esquema de control utilizado en este trabajo. Gracias al lenguaje multiplataforma de código abierto se pudo realizar el algoritmo principal de forma estructurada, sencilla y sin la necesidad de usar librerías auxiliares que demoran el tiempo de procesamiento.

Para mimetizar el movimiento de la prótesis con respecto al movimiento del tobillo humano en marcha, se determinó que se requiere un esquema de control que permita establecer el movimiento que se debe realizar de acuerdo a los valores de los sensores del sistema determinados por el usuario, así como la dirección y velocidad a la que se debe mover el motor. Por lo anterior, se optó por utilizar un MEF para determinar la secuencia de posturas específicas que debe adoptar el tobillo en combinación con un algoritmo de control encargado de establecer de manera cuantitativa el movimiento del tobillo (seguimiento de trayectoria).

Como puede observarse en la Figura 16, la MEF determina la postura y los movimientos de transición del sistema protésico. Dependiendo de las variables de lectura, se ingresa a un estado específico para ejecutar una acción de movimiento en la prótesis (seguimiento de trayectoria). Para no tener un movimiento abrupto entre las transiciones de los estados se determina una trayectoria deseada para desplazarse de un estado a otro (emulando el movimiento natural del tobillo). El valor del potenciómetro del tornillo del actuador colocado en la prótesis determina la posición actual, esta posición se resta con una posición deseada (trayectoria programada en el microprocesador). Como resultado, se obtiene el error, el cual se ingresa al algoritmo de control encargado de ejecutar el movimiento del actuador, este proceso se aplica en cada estado. Cabe destacar que la trayectoria deseada es determinada por las condiciones de transición en que se encuentra la MEF.



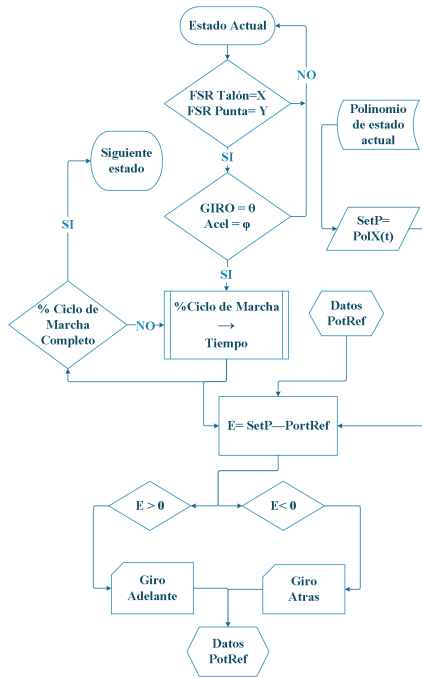


Figura 15: Diagrama de programación principal mostrando la interacción entre la transición de estado.

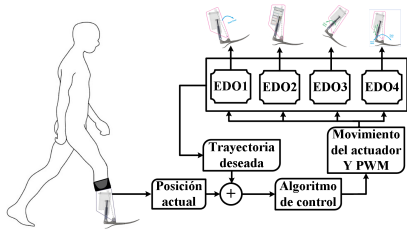


Figura 16: Conexión entre la máquina de estados y el algoritmo de control.

4.1. Descripción de los estados de la MEF

Los movimientos realizados en la extremidad inferior se asocian al ciclo de marcha, durante la caminata; tanto el ángulo de la rodilla como el del tobillo se divide en ocho fases. Sin embargo, si se asignara un estado por cada fase, la programación de la MEF sería extensa y los movimientos se ejecutarían de forma discontinua. Para ello se buscó minimizar los estados de forma que solo cambie una variable de transición. En este trabajo se consideró que el ciclo de marcha se puede agrupar en cuatro fases determinadas por el apoyo del pie con el piso.

Debido a que el tiempo entre paso y paso puede variar en función de la persona en cuestión (Götz-Neumann, 2006), para este trabajo, medimos la caminata de la marcha con base al porcentaje del mismo ciclo. Mientras que para la velocidad se considera un tiempo de paso lento (2 segundos por ciclo). Los 4 estados propuestos para caracterizar el ciclo de marcha son los siguientes:

- Estado 1 - Contacto inicial y respuesta de carga
- Estado 2 - Apoyo simple que involucra el apoyo medio y apoyo final

- Estado 3 - Prebalanceo
- Estado 4 - Balanceo que involucra tres estados en uno (balanceo inicial, medio y final)

En la Figura 17 pueden observarse los estados y las proporciones en las que se desarrolla el ciclo de marcha. Los estados están representados por colores indicando que el primer estado inicia cuando el talón es presionado con el piso y comprende de 0 a 12 % del ciclo de marcha (color amarillo). El segundo estado ocurre cuando tanto el talón y punta del pie está presionados y comprende del 12 al 46 % (color rojo). En el tercer estado el contacto del piso es solamente con la punta del pie y comprende del 46 al 66 % del ciclo (color verde). Finalmente, el cuarto estado es el de balanceo en el cual no hay contacto del pie con el piso y comprende del 66-100 % del ciclo (color azul).

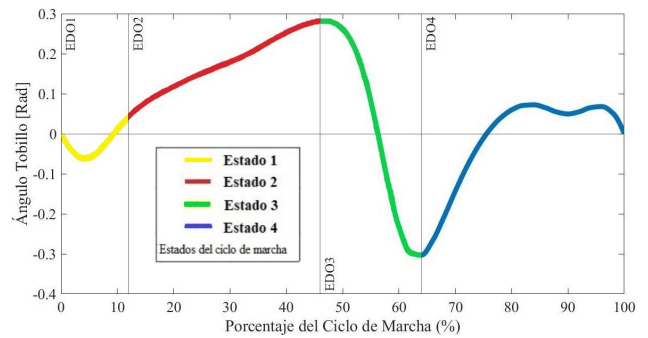


Figura 17: Ciclo de marcha con respecto a los ángulos del tobillo, dividido en 4 estados.

Para seguir la trayectoria real del tobillo, es necesario obtener la trayectoria deseada en cada uno de los cuatro estados. Estas trayectorias se representan mediante polinomios obtenidos a través del comando Polyfit de MATLAB. Así, se obtiene la información mostrada en la Tabla 4.

Estado	Movimiento del pie	Porcentaje del ciclo de marcha	Polyfit
Estado 1	Flexión dorsal y flexión plantar	0-12 %	$q_d(t) = -0.0000093r^4 + 0.0000502r^3 + 0.0035398r^2 - 0.0300250t + 0.0015196$
Estado 2	Flexión dorsal	12-46 %	$q_d(t) = 0.0002738r^3 - 0.0238744r^2 + 1.0483731t - 6.9242224$
Estado 3	Flexión plantar	46-66 %	$q_d(t) = 0.0003748r^4 - 0.0694657r^3 + 4.5557842r^2 - 123.34088356t + 1,133.5684493$
Estado 4	Flexión dorsal y flexión plantar	66-100 %	$q_d(t) = -0.000008r^5 + 0.0033015r^4 - 0.5290174r^3 + 41.9260279r^2 - 1,639.9854303t + 25,259.57418315$

Tabla 4: Caracterización de estados aproximados con movimientos del pie y divisiones del ciclo de marcha.

4.2. MEF

La MEF diseñada en este trabajo considera un ciclo de marcha en línea recta, para replicarlo es necesario tomar en cuenta posturas, aceleración y presión del pie con el piso. Así, una vez definidos los estados del ciclo de marcha, se establecieron las variables de transición, estas se centran en el ángulo que realiza la rodilla, la presión que ejerce la punta y/o el talón del pie, la velocidad y aceleración angular de la tibia alrededor de la rodilla y las contracciones musculares voluntarias generadas por el usuario. Se proponen las siguientes abreviaturas para determinar las variables en la máquina de estados:

- **ACCEL:** Acelerómetro del eje Y.
- **FSR TALON:** Es el sensor de fuerza colocado en el talón de la prótesis.
- **FSR PUNTA:** Es el sensor de fuerza colocado en la punta de la prótesis.
- **GIRO:** Ángulo de posición en el eje Y.
- **EMG:** Sensor de electromiografía.

Los estados de esta máquina se nombran con el nombre de la máquina de Ciclo de Marcha (CM). A continuación, se describen los estados y las condiciones de transición que se deben de cumplir para llegar a dicho estado:

- Para iniciar el ciclo de marcha el pie protésico debe tener un ángulo de inclinación menor a  $-10$  grados, una aceleración mayor a  $0.5 \text{ m/s}^2$ . Así, se ingresa al primer estado (CM 1); en la transición de CM1 a CM2 se realiza una flexión plantar y dorsal.
- Para iniciar el segundo estado (CM2), se requiere un ángulo de inclinación entre  $-10$  y  $-15$  grados y que el FSR del talón este activado. Mientras transita de CM2 a CM3 se realiza la flexión dorsal.
- El tercer estado (CM 3) inicia con un ángulo de inclinación entre  $-5$  y  $5$  grados, con los FSR del talón y punta encendidos. Así, durante su transición de CM3 a CM4 se realiza la flexión plantar para iniciar la fase de balanceo.
- Para finalizar el ciclo, en el cuarto estado (CM4) el ángulo de inclinación debe estar entre  $10$  y  $15$  grados, FSR talón apagado y FSR de la punta encendido, a través de esta transición se obtiene el movimiento de flexión dorsal y flexión plantar que simulan el balanceo y completan el ciclo.
- De CM4 se puede transitar a un reposo general para detener momentáneamente al sistema, las condiciones de entrada al reposo de marcha son: ángulo de inclinación entre  $-5$  y  $5$  grados, FSR del talón y punta activados, y el EMG detectando una señal muscular hecha por el usuario. La forma de salir del reposo es colocando un ángulo de inclinación menor a  $-10$  grados, aceleración mayor a  $0.5 \text{ m/s}^2$  con lo que se entra a CM1.

Así, la máquina de estados toma decisiones con respecto a las variables de entrada y de salida, es decir, transita de un punto inicial a un punto final en forma ordenada y automática. El algoritmo de control implementado es encargado de garantizar el movimiento desde un punto inicial a un punto final respecto a una trayectoria deseada, para ejecutar una acción en la máquina de estados de forma precisa, garantizando que si el pie sale de su trayectoria, el algoritmo de control va a establecer las acciones necesarias para regresarlo a la trayectoria correcta.

## 5. Validación y resultados

La Figura 18 muestra la estructura mecánica utilizada en este trabajo, se observa el doble péndulo y la colocación del actuador. Sobre la estructura se ensambla una placa de acrílico de  $17.5 \times 9$  cm donde se colocan los elementos seleccionados para la instrumentación. En la Figura 19 se muestra la colocación de los elementos; todas las conexiones de energía se dirigen hacia la parte inferior de la prótesis excepto la fuente de alimentación del microprocesador. La IMU se coloca de forma vertical para la correcta medición del eje deseado.



Figura 18: Estructura mecánica del prototipo protésico. Vista lateral

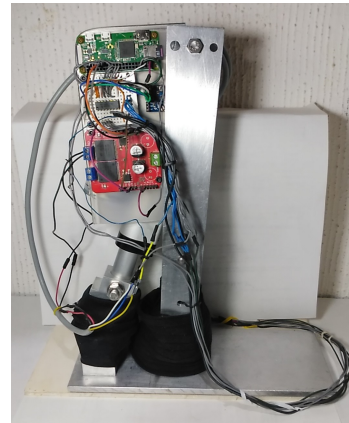


Figura 19: Conexión final de la instrumentación en la prótesis.

Las señales de presión y EMG son adquiridas en sitios estratégicos del sistema protésico. Los sensores FSR son colocados en la planta del pie de la prótesis y el sensor EMG es en la parte sana del usuario, esto se observa en la Figura 20 y Figura 21, respectivamente.



Figura 20: Conexión de FSRs y potenciómetro del motor (Base)

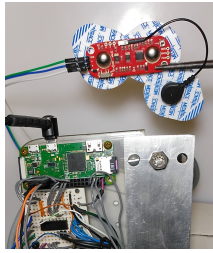


Figura 21: Conexión del sensor EMG al ADC Y al microprocesador.

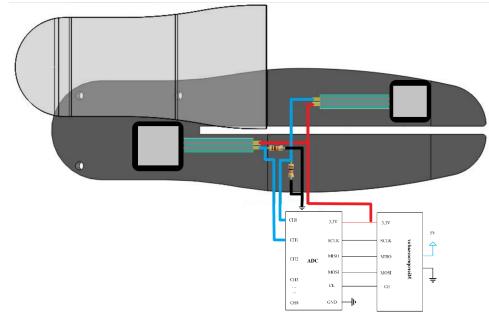


Figura 23: Conexión de sensores FSR en las pruebas del validación.

### 5.1. Resultados

Para validar las conexiones de los elementos y la programación en el microprocesador, se ejecuta el algoritmo que replica el ciclo de marcha con una máquina de estados. El sistema protésico debe realizar una mimetización del ciclo de marcha, por lo que se prueba en un espacio en donde solo se puede mover el motor para simular la flexión dorsal y flexión plantar. Se realiza una prueba con los sensores de forma externa al sistema para que la prótesis se mueva de forma correspondiente al movimiento del usuario.

La Figura 22 muestra la posición de cada estado del ciclo de marcha propuesto. Se plantea el desarrollo de la prueba colocando la IMU y el sensor EMG en el usuario de prueba y en una plantilla con los FSR (ver Figura 23).

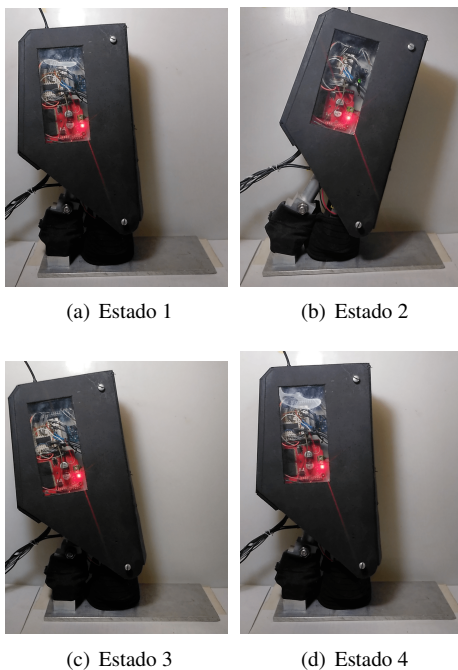


Figura 22: Posiciones durante el ciclo de marcha.

A continuación, se describen los estados y las condiciones de transición del experimento realizado:

- Estado 1: La IMU debe tener un ángulo de inclinación menor a  $-10$  grados y una aceleración mayor a  $0.1 \text{ m/s}^2$  (valor puesto para fines de experimentación). En esta transición se realiza una minúscula flexión plantar y dorsal dejando el pie listo para el periodo de apoyo medio, colocando el pie en un ángulo de  $-8$  grados (ver 22(a)).
- Estado 2: La IMU debe tener un ángulo de inclinación entre  $-10$  y  $-15$  grados y el FSR del talón debe estar activado. Aquí, se realiza la flexión dorsal que es ejemplificada por el movimiento del tornillo del actuador hacia afuera, dejando el sistema en un ángulo de  $20$  grados (ver 22(b)).
- Estado 3: La IMU detecta un ángulo de inclinación entre  $-5$  y  $5$  grados y ambos FSR están encendidos. La 22(c) corresponde a la flexión plantar; ejemplificada por el movimiento del tornillo del actuador hacia adentro, dejando el sistema en un ángulo de  $-19$  grados (máximo ángulo en flexión plantar).
- Estado 4: El ángulo de inclinación detectado por la IMU está entre  $10$  y  $15$  grados, el FSR del talón está apagado, mientras que el FSR de punta está encendido. En la transición se realiza una minúscula flexión plantar y dorsal que simulan el balanceo; dejando el pie listo para el periodo del apoyo inicial (postura inicial) (ver 22(d)).

Para los experimentos se hace uso de la MEF en combinación con un algoritmo de control tipo  $PD+$ . El algoritmo de control requiere del conocimiento del error de seguimiento, por ellos; se obtienen los valores de la posición actual del motor. En este algoritmo se empleó la derivada "sucias", lo que es básicamente el valor actual menos el valor anterior entre el tiempo de muestreo. Es importante resaltar que la programación y procesamiento se realiza de forma embebida en la tarjeta Raspberry, mientras que el monitoreo y visualización de datos en "tiempo real" se hace en MATLAB, lo anterior con ayuda del protocolo  $I^2C$ . Las pruebas experimentales mostraron que el filtrado de los sensores proporcionó un buen desempeño al implementarse con el controlador, el ruido presente no impidió cumplir el objetivo de control, sin embargo, es un efecto interesante a considerar en otro tipo de actividades de deambulación.

A continuación, se muestran los resultados al realizar el seguimiento de trayectoria con dos casos: sin carga y con una

carga de 40kg en la prótesis (los experimentos pueden ser consultados en <https://youtu.be/5qhVdYYIgd0>). En la Figura 24 se muestra los resultados del experimento sin carga en donde se compara la trayectoria obtenida con la deseada, del lado derecho se observa los valores digitales del potenciómetro y del lado izquierdo el ángulo de tobillo en radianes; en azul se muestra la trayectoria deseada, en rojo la trayectoria actual creada por el movimiento del motor y en verde la trayectoria natural del tobillo (si se consideraran 8 estados). De manera similar la Figura 25 corresponde a los resultados ante una carga de 40kg.

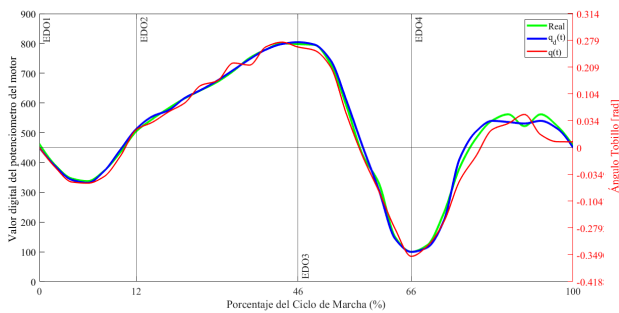


Figura 24: Seguimiento de trayectoria del ciclo de marcha completo sin carga.

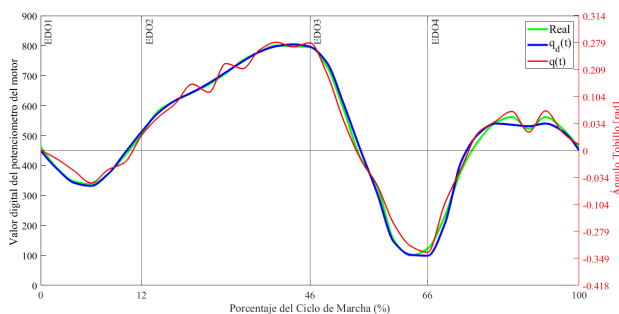


Figura 25: Seguimiento de trayectoria con una carga de 40Kg.

## 6. Conclusiones

Este documento presenta un dispositivo protésico con elementos mínimos accesibles para replicar los movimientos del ciclo de marcha en línea recta. El estudio de la anatomía del tobillo permitió crear una armazón simple que ejecuta los movimientos del tobillo en el plano sagital. Siendo un área de oportunidad el trabajar con otros materiales y darle un estilizado al armazón para mejorar su portabilidad. La instrumentación propuesta en este sistema protésico fue diseñada pensando en la mayor accesibilidad de los elementos, los cuales se utilizan para replicar la marcha humana; las variables y sensores seleccionados son adecuados y suficientes para esquematizar y programar condiciones que permiten al sistema ejecutar acciones en la realización de tareas deseadas. Se sugiere considerar la implementación de otros sensores y el filtrado para el tratamiento de la señal. El esquema de control ejecuta el movimiento del tobillo durante el ciclo de marcha, integrando un algoritmo de control de una MEF combinando un controlador tipo  $PD+$  en un microprocesador mediante el uso de un lenguaje multiplataforma de código abierto, lo cual hace que se ejecuten las acciones del

sistema protésico de forma ordenada y precisa. Así, se satisface el objetivo de este trabajo el cual consistió en la estructuración y programación algoritmos que permitan replicar el ciclo de marcha. Por otro lado, se caracterizó el ciclo de marcha en cuatro fases esenciales, las cuales se convirtieron en la trayectoria de referencia del controlador.

Para que la prótesis pueda implementarse es necesario adecuar un socket a la parte de la extremidad residual del usuario para que pueda moverla con total libertad. Por otro lado, para alcanzar una velocidad de caminata promedio se requiere un actuador con mayor velocidad, al igual que una carcasa hecha con un polímero denominado PLA el cual aportaría durabilidad y ergonomía en el prototipo. Como trabajo futuro, se analizará la viabilidad de implementar un suministro de energía recolectando la energía mecánica del actuador a través de su sistema de engranes, se implementará la programación de MEFs con las actividades de deambulación y se probarán algoritmos de control con observadores, capaces de rechazar las perturbaciones que puedan presentarse durante el ciclo de marcha.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias al financiamiento de la Secretaría de Investigación y Posgrado del Instituto Politécnico Nacional (SIP-IPN) con número de registro 20220039, 20221135 y 20221223.

## Referencias

- Arredondo, G. P. (2013). Amputaciones en un hospital general en pacientes con pie diabético, análisis de tres años. amputations in a general hospital in patients with diabetic foot, three-years analysis. *Revista Salud Quintana Roo*.
- Bartlett, H. L., Lawson, B. E., and Goldfarb, M. (2019). Design, control, and preliminary assessment of a multifunctional semipowered ankle prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 24(4):1532–1540.
- Cantalapiedra, A. A., Gelabert, C. J. A., and Bacallao, Y. G. (2016). Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior. *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación*, 8(1):33–43.
- Castillo-Guzmán, S., Palacios-Ríos, D., López-Cabrera, N. G., Hernández-Guedea, M. A., Rodríguez-Rodríguez, N. H., and González-Santiago, O. (2018). Variación estacional de las amputaciones en un hospital universitario de monterrey, méxico (2009-2012). *Cirugía y cirujanos*, 86(5):399–403.
- Chang, M., Kim, K., and Jeon, D. (2019). Research on terrain identification of the smart prosthetic ankle by fuzzy logic. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(9):1801–1809.
- Cisneros-González, N., de Jesús Ascencio-Montiel, I., Libreros-Bango, V. N., Rodríguez-Vázquez, H., Campos-Hernández, Á., Dávila-Torres, J., Kumate-Rodríguez, J., and Borja-Aburto, V. H. (2016). Índice de amputaciones de extremidades inferiores en pacientes con diabetes. *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 54(4):472–479.
- Czerwinski, R. and Kania, D. (2013). *Finite state machine logic synthesis for complex programmable logic devices*, volume 231. Springer Science & Business Media.
- David Hazzel Mozo Galvez, Marcos Alvarado Bastida, J. A. G. G. (2019). Instrumentación de un prototipo transfemoral para seguimiento de trayectoria de rodilla y tobillo. Tesis de licenciatura, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional.
- Dobson, A., Wei, G., and Ren, L. (2019). Biologically inspired design and development of a variable stiffness powered ankle-foot prosthesis. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 11.
- Dong, D., Ge, W., Convens, B., Sun, Y., Verstraten, T., and Vanderborght, B. (2020). Design, optimization and energetic evaluation of an efficient fully powered ankle-foot prosthesis with a series elastic actuator. *IEEE Access*, PP.

- Ficanha, E. M., Rastgaar, M., and Kaufman, K. R. (2015). Control of a 2-dof powered ankle-foot mechanism. In *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 6439–6444. IEEE.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie; 18 Tabellen*. Georg Thieme Verlag.
- Grimmer, M., Holgate, M., Holgate, R., Boehler, A., Ward, J., Hollander, K., Sugar, T., and Seyfarth, A. (2016). A powered prosthetic ankle joint for walking and running. *Biomedical engineering online*, 15(3):37–52.
- Herr, H. M., Weber, J. A., Au, K. W. S., Deffenbaugh, B. W., Magnusson, L. H., Hofmann, A. G., and Aisen, B. B. (2018). Powered ankle-foot prosthesis. US Patent 10,137,011.
- INEGI (2021). Censo de población y vivienda 2020. COMUNICADO DE PRENSA NUM 24/21.
- Koehler-McNicholas, S. R., Nickel, E. A., Medvec, J., Barrons, K., Mion, S., and Hansen, A. H. (2017a). The influence of a hydraulic prosthetic ankle on residual limb loading during sloped walking. *PLoS one*, 12(3):e0173423.
- Koehler-McNicholas, S. R., Nickel, E. A., Medvec, J., Barrons, K., Mion, S., and Hansen, A. H. (2017b). The influence of a hydraulic prosthetic ankle on residual limb loading during sloped walking. *PLoS one*, 12(3):e0173423.
- Lenzi, T., Cempini, M., Newkirk, J., Hargrove, L. J., and Kuiken, T. A. (2017). A lightweight robotic ankle prosthesis with non-backdrivable cam-based transmission. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 1142–1147. IEEE.
- Merlo, A., Farina, D., and Merletti, R. (2003). A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface emg signals. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 50(3).
- Microchip (2008). Mcp3004/3008 , 2.7v 4-channel/8-channel 10-bit a/d converters with spi serial interface. Technical report, Microchip Technology Inc.
- Montealegre, L. C. D. (2016). Prótesis electrónicas: Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas. *Informador técnico*, 80(2).
- Mora, M. (2016). Ingresos de los hogares por nivel socioeconómico. *Ranka*, 17.
- Negi, S., Sagar, U., Nautiyal, V. K., and Sharma, N. (2021). Design and analysis of magnetorheological damper based ankle-foot prosthesis prototype. *Industrial Robot: the international journal of robotics research and application*.
- Perry, J., Davids, J. R., et al. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*, volume 12. LWW.
- Pina Filho, A. C. and Dutra, M. (2013). Modelling of the human ankle by means of a nonlinear oscillators system.
- Rezazadeh, S., Quintero, D., Divekar, N., Reznick, E., Gray, L., and Gregg, R. D. (2019). A phase variable approach for improved rhythmic and non-rhythmic control of a powered knee-ankle prosthesis. *IEEE Access*, 7:109840–109855.
- Sadun, A., Jalani, J., and Sukor, J. (2016). Force sensing resistor (fsr): a brief overview and the low-cost sensor for active compliance control. page 1001112.
- Sánchez, E. V. V. (2016). Los amputados y su rehabilitación. *Un reto para el Estado. Academia Nacional de Medicina. México*.
- Serrano, H. L. (2015). Diseño y construcción de una prótesis activa de tobillo utilizando amortiguamiento semi-activo. Master's thesis, Instituto Politécnico Nacional, Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas.
- SERVOCITY (2014). 2"stroke 180 lb thrust heavy duty linear actuator- hda2-30. Technical report, SERVOCITY.
- STMicroelectronics (2013). Vnh2sp30-e / automotive fully integrated h-bridge motor driver. Technical report, STMicroelectronics.
- Vaughan, C., Davis, B., and OConnor, J. (1999). *Dynamics of human gait*. Kiboho Publishers Cape Town South Africa.