

Diseño e implementación de un dispositivo de identificación mediante el uso de código de colores de la presión plantar por medio del análisis de la generación de energía.

L. E. Contreras Ordoñez, C. A. Hernández Romero, J. C Montes Forigua, L. J Ramos Maldonado, J. N Tinoco Gómez.

Procesamiento de Información Biológica, Biomecánica Aplicada y Sistemas de Control.

Bioingeniería, Universidad El Bosque.

lcontreraso@unbosque.edu.co, cahernandezr@unbosque.edu.co, jmontesf@unbosque.edu.co, ljramos@unbosque.edu.co, jtinoco@unbosque.edu.co.

I. INTRODUCCIÓN

El pie es un elemento fundamental para la comprensión de los mecanismos del paso formando parte inseparable en la función de apoyo, proporción y sostén del sistema humano. Por su localización está destinado a recibir toda la carga del cuerpo. Sirve de soporte al peso corporal durante el apoyo estático o en la fase de apoyo de la marcha. No se trata únicamente de una plataforma de apoyo estable y sólida, sino que también se adapta a la forma y relieve de la superficie. El pie humano es una estructura altamente especializada, con una compleja biomecánica que le permite cumplir con las funciones de locomoción, amortiguación y equilibrio, que se evidencian en una adecuada distribución de cargas sobre el sistema musculoesquelético tanto en condiciones estáticas como de movimiento [1].

Uno de los métodos usados para la evaluación diagnóstica del pie consiste en el análisis de la huella plantar, la cual es ampliamente utilizada en el ámbito clínico. A través de ella, es posible determinar características morfológicas del pie que incluyen aspectos antropométricos, tipo de pie, zonas de apoyo, zonas de presión. Estudios previos sobre el pie evidencian variaciones en las características de la huella plantar en virtud de la edad, el género, la raza y la actividad que cumple el individuo, entre otros aspectos. [5]

En el presente trabajo se desarrollará el diseño del prototipo de un Podobarómetro para la medición de las diferentes presiones ejercidas en la planta del pie del paciente en estado estático mediante un mapa de presiones en escalas colorimétricas y, a través de estas poder analizar la biomecánica y las características morfológicas del pie, aportando información sobre posibles riesgos lesionales.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Al caminar la planta del pie tiene una función esencial, ya que esta permite el soporte necesario para mantener el cuerpo en equilibrio, esto es debido a que por ser la base del cuerpo lo

pies son sometidos a tolerar importantes presiones ejercidas por el peso corporal. La forma de apoyar este influye en el resto de segmentos como lo son: tobillo, rodilla, cadera y columna. Por esta razón una alteración en la forma de apoyar y la biomecánica del pie puede generar repercusiones que se pueden propagar en cadena y afectar a la mayor parte del sistema osteomuscular, por esta razón pueden aparecer dolores y molestias causadas por sobre esfuerzo. Un mal apoyo plantar puede causar además un desgaste energético a la hora de caminar, algunas patologías como lo son: La fascitis plantar que es un tipo de inflamación aguda de la aponeurosis plantar del pie, juanetes, neuroma de Morton, dolor en la almohadilla plantar, o problemas en otras áreas, sobre todo sobrecargas musculares, tanto a nivel de gemelo, de isquiotibiales y en la musculatura lumbar, que está muy influenciada por el tipo de pie.

III. ESTADO DEL ARTE

A. Bases Teóricas:

Baropodómetro:

Es un equipo compuesto por una plataforma con sensores digitalizados que analizan la distribución de las cargas y presiones de los pies de forma estática y durante el ciclo de la marcha, a través del análisis del apoyo plantar. [2]

Siendo la tecnología más avanzada para el estudio del pie y la marcha, ya que se pueden determinar las alteraciones de la funcionalidad articular y biomecánica del pie y repercusiones de dichas alteraciones en la postura, porque cualquier alteración de la estructura corporal se manifiesta en la distribución de las presiones ejercidas en la superficie plantar. [2]

Del mismo modo, esta plataforma permite obtener el análisis de las presiones plantares tanto en estática como en dinámica, por medio de la visualización posterior en un sistema informático y aporta datos fundamentales que tras su análisis

usamos para confeccionar ortesis plantares con materiales seleccionados según las presiones soportadas y adaptadas al movimiento del pie. [2]

La realización del diagnóstico se realiza en dos etapas: [2]

1. Por una segmentación de las distintas partes del pie.
2. Por una comparación entre el pie derecho y el pie izquierdo.

Para lo cual, se debe tener un patrón de referencia.

El principio del análisis baropodométrico es hacer un mapa de la presión de la superficie plantar, que, indirectamente, indica anomalías posturales importantes, por lo que el análisis baropodométrico computarizado registra las impresiones plantares y las fuerzas de reacción del suelo durante la posición erguida. El análisis se divide en los pies derecho e izquierdo y se subdivide en el antepié, el mediopié y el retropié, permitiendo la determinación del porcentaje de peso soportado por cada pie y la relación de simetría entre ellos. Del mismo modo, se puede calcular un índice de arco que informe el tipo de pie: normal; cavo o plano y, proporciona parámetros estabilométricos derivados del comportamiento espacial y temporal del centro de presión, similar a una placa de fuerza. [3]

Fuerza y Presión:

Cuando el pie efectúa un paso sobre la plataforma, el ordenador registra la fuerza generada sobre esta, estimulando los sensores y captando los tiempos de paso sobre la plataforma. La relación entre fuerza y superficie de apoyo, permite pues el cálculo de la presión del pie, siendo la superficie inversamente proporcional a la fuerza que ejerce el peso del cuerpo. [4]

Por lo tanto, la plataforma evidencia diferencias en el reparto de las presiones, mostrando unas zonas más estimuladas que otras. Razón por la cual, la aplicación nos permite generar diferentes datos como mapa de presiones plantares, centro de masas, centro de presiones o equilibrio postural. [4]

B. Tecnologías:

En 1878 Etienne Jules Marey, médico, fisiólogo e inventor francés aplicó técnicas de fotografía cronocíclica, ciclotografía o cronofotografía para analizar la marcha humana y la marcha animal, mediante la generación de diagramas que reflejaban las trayectorias de la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital. Posteriormente, empleó un sistema para el estudio de la marcha, registrando las reacciones de apoyo y la duración del contacto del pie en el suelo mediante métodos neumáticos. [5]

En 1894 Marey llevó a cabo mediciones de la longitud y duración del paso, fases de oscilación y apoyo e inclinación lateral del cuerpo durante la marcha, a través del diseño de una plataforma dinamométrica. [5]

Amar en 1916 diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en cuatro direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna, en 1925 Forstall desarrolló un sistema para medir las presiones estáticas a través del tintado de la planta del pie. Fundamento con el cual, en 1935 Morton

describió el Kinetógrafo, método de estudio semi-cuantitativo que consiste en una lámina de goma, de forma ondulada con sección triangular, superpuesta a una tela entintada y a una hoja de papel; la amplitud de la deformación de estas ondulaciones proporcionaba una medida del máximo peso soportado. Para así, en 1938, Rabischong aplicó técnicas electromecánicas para la medición de los componentes verticales y horizontales de la fuerza durante el ciclo de la marcha normal. [5]

A finales de la II Guerra Mundial, en la Universidad de California crearon un laboratorio de análisis de marcha humana y describieron los parámetros cinemáticos de la marcha, mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil. [5]

Alrededor de 1963, Bauman y Brand colocaron transductores de presión en la planta del pie e indicaron que, aun pudiendo alterar la marcha, son útiles para medir las cargas bajo el pie y presentan ventajas frente a otros sistemas, por la aplicación de un pedobarógrafo. [5]

En 1971 Martorell empleó un baropodómetro con cinco doubles cilindros situados verticalmente sobre una plataforma, luego en 1976 utilizaron cristal líquido para realizar estimaciones analíticas de la distribución de presiones bajo el pie, por medio de un sistema que registra imágenes captadas en sucesivos instantes. Para luego, procesar las imágenes y así, reconstruir el mapa de presiones en la planta del pie en cada instante. [5]

Continuo a esto, en 1982 desarrollaron una nueva técnica que consistía en una plantilla con 499 sensores de 5mm², basados en principios piezoeléctricos y el desarrollo de un programa computarizado para llevar a cabo un análisis de la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie. Para dar comienzo al desarrollo de sistemas de baropodometría óptica y electrónica. [5]

Mediante esta técnica se detecta, visualiza y graba la presión plantar durante la marcha. En 1993 se desarrolló una plataforma compuesta por sensores piezorresistivos que permitió medir las presiones plantares con una alta resolución y se desarrolla el **PODOTRACK®**, sistema sencillo para detectar anomalías de los apoyos plantares. En la actualidad son numerosos los sistemas utilizados para el análisis de la marcha, tanto para la realización de análisis cinético, cinemático, estudios electromiográficos o del consumo de energía a través de espirometría. [5]

Sistemas ópticos:

- **DPBG (Dynamic Pedobarograph):** sistema que incluye una cámara que capta imágenes, en donde su intensidad es proporcional a la presión, siendo digitalizadas por un microprocesador que las permite visualizar en la pantalla del sistema. Dicho método se puede realizar con o sin calzado. Luego, la imagen es filtrada y de ella se extraen contornos de carga constante e isobáricos, que son procesados calculando su escala en presión, posición y orientación. [6]

Sistemas de baropodometría electrónica:

- **PEL-38:** plataforma que utiliza 1024 sensores electrónicos para analizar la presión estática y dinámica plantar. Las imágenes pueden verse tanto en color como en blanco y negro. Los datos que se ven

en el monitor pueden visualizarse de varias maneras: como puntos, que reflejan el grado de presión ejercida sobre el sensor según el tamaño del punto y como números que reflejan la presión detectada por los sensores. Con estos datos se crea una imagen de la presión plantar. Se observa imagen de presión y velocidad; y superficie y el peso. [6]

- **EMED System:** Es una familia de instrumentos electrónicos para evaluar la presión estática y dinámica, ampliamente utilizados por los investigadores. La tecnología de los sensores se basa en el principio de capacitancia y las señales producidas por los sensores se ven en el monitor como imágenes en color y la presión está codificada según el color. [6]
- **EMED-SF:** La medida de la presión se realiza en una matriz sintética y elástica, compuesta por filas y columnas. El sensor está determinado por los puntos de intersección, que responden al estímulo del peso ejercido. Las señales son grabadas y analizadas por microprocesadores, se digitalizan y se transforman en una imagen en color; correspondiendo los diferentes colores a distintos valores de presión. [6]
- **EMED-SL:** Con dos sensores por centímetro cuadrado, permite el análisis estático o dinámico de la huella plantar. [6]
- **EMED-PEDAR:** Diseñado para el estudio estático y dinámico con calzado, es una plantilla conectada al ordenador por cable, con 256 sensores. [6]
- **PAROTEC:** Es un sistema que cuenta con dos plantillas, cada una con 16 sensores piezorresistivos y que se utiliza para medir la presión plantar estática y dinámica dentro del calzado. [6]
- **ERNST:** Utiliza sensores piezorresistivos, 16 en cada plantilla. [6]
- **CETIS – PD:** Emplea sensores piezoeléctricos, 16 en cada plantilla. [6]

Identificación de zonas y presiones plantares

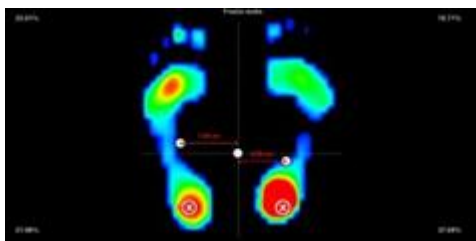


Figura 4. Presiones plantares del pie

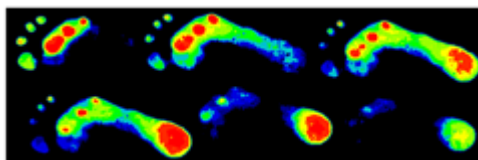


Figura 5. Zonas y Presiones plantares

Las presiones plantares se deben tener en cuenta en el apoyo bipodal en el que el peso del cuerpo se transmite a lo largo de las extremidades inferiores llegando al 50% del valor total de cada pie. El astrágalo que es el primer hueso

del pie, tiene por misión distribuir las fuerzas hacia sus puntos de apoyo. [7] El pie en estático presenta dos triángulos, uno posterior o de apoyo que va desde el calcáneo hasta los metatarsianos y otro posterior que está constituido por los metatarsianos y los dedos. [7]

El estudio biomecánico del pie estático para entender la proporción de peso del pie, se han planteado varias teorías como que se distribuyen en un 50% hacia cada lugar, pero otros dicen que hay mayor carga en el talón. [8] Es difícil de calcular la distribución del peso debido a que en cada persona varía el balanceo normal del cuerpo. Este balanceo genera que el peso que soportan las diferentes zonas varíe constantemente, además esta distribución depende de la posición del pie de cada persona. [7]

Presiones plantares durante la marcha

Las presiones que se generan durante la marcha se tendrán en cuenta considerando las zonas de interés biomecánico. [7] Normalmente se acepta que la máxima presión local del pie se registra sobre el talón y este se genera durante el instante inicial que se produce al contacto con el suelo. Algunos autores opinan que se produce en el antepié y otros en el borde lateral de las cabezas metatarsianas. Pero a medida que avanza el peso del cuerpo aumenta la superficie de apoyo y se va reduciendo la presión. [8]

Factores que influyen en las presiones plantares.

- **Peso:** Se dice que tanto al andar como al correr cuanto menor es el peso corporal, menores serán las presiones en todo el pie, excepto en los dedos. [7]
- **Edad:** Las presiones plantares en los niños son menores que en los adultos, debido al peso que es menor, además existe una mayor presión sobre la cabeza del primer metatarsiano. [7]
- **Sexo:** Las características antropométricas varían tanto en hombres como en mujeres, además la movilidad articular en las mujeres que, en los hombres, los cuales tienen mayor rigidez y menor movimiento en la fase de apoyo. [7]
- **Velocidad de la marcha:** Al aumentar la velocidad, aumenta la presión en el talón, zona medial del antepié y en los cuatro primeros dedos. [7]

Con el paciente en apoyo bipodal o bipedestación sobre la plataforma electrónica, la pantalla muestra las imágenes de la

huella ortoestática de los pies. La imagen de la huella ortostática permite evaluar:

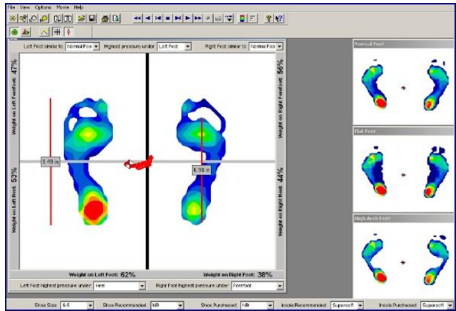


Figura 6. Valoración estática de las presiones plantares y porcentajes.

1. Los puntos de presión de cada pie, graficados con una gama de diferentes colores: los de máxima carga con color rojo y los de menor presión con azul oscuro.
2. Los centros de presión de las dos piernas y la proyección del centro de gravedad en el polígono de apoyo.
3. El baricentro corporal.
4. Las alteraciones de la proyección del centro de gravedad hacia la derecha o izquierda, adelante o atrás; y, las inclinaciones de la pelvis.
5. Las oscilaciones del cuerpo.
6. Los valores numéricos de superficie, carga media, relación retropié- antepié, carga de peso en cada pierna.

Identificación de sensores piezoeléctricos para la generación de energía

Los sensores piezoeléctricos son formados por materiales cerámicos o cristales que generan una pequeña cantidad de energía cuando estos son deformados. [10]

Cuando se aplica una fuerza sobre los materiales piezoeléctricos, las cargas negativas del material se concentran a un lado del material mientras que al lado opuesto quedan cargas positivas lo cual genera un voltaje además un cambio en la capacitancia. [10]

Carga: $Q= f S_c$

Capacitancia: $C= \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot x \cdot y}{z}$

Voltaje: $v= \frac{f \cdot S_c \cdot z}{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot x \cdot y}$

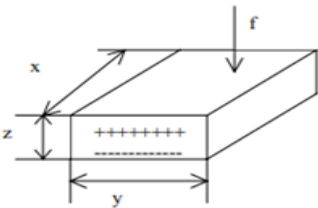


Figura 7. Efecto piezoeléctrico

Todos los materiales ferroeléctricos son piezoeléctricos, debido a la propiedad que está relacionada con la estructura cristalina del material. En la estructura del cristal cuando es sometida a un esfuerzo externo se da un esfuerzo que genera

una reorientación interna de las cargas eléctricas de forma que se establece un desplazamiento de cargas positivas y negativas hacia caras opuestas del cristal. [10]

Caracterización de un sensor piezoeléctrico

- Sensor basado en material piezoeléctrico.
- Efecto piezoeléctrico: el sensor genera una carga en respuesta a la deformación.
- Acoplados de un material deformable el cual se puede derivar una medida de fuerza por la deformación generada.
- Circuito conversor caga-voltaje
- La carga decae en el tiempo (corriente residual)
- Medidas de fuerza muy rápidas: impactos y vibraciones.
- Tracción y compresión de sensores precargados.

Sensores Piezoeléctricos

- Piezoeléctrico 60x30mm Diseñado Como Generador Eléctrico

Características	
Material	Latón
Frecuencia Resonante	4.6 ±0.5 KHz
Resistencia	300 Ohms
Diámetro	41 mm

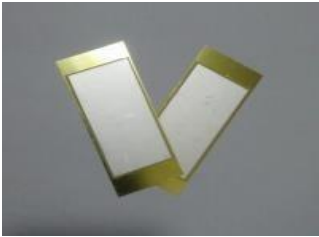


Figura 8. Sensor piezoeléctrico diseñado como generador eléctrico

Característica	
Voltaje de Salida	0-48 V
Corriente de Salida	0-12 mA
Resistencia resonante	100 Ohm
Capacitancia	365-395 nF
Material	Latón
Kt	0.41
Et33	1000

Qm	800
T	0.20 mm
t	0.26 mm

Vktech® 12pcs Discos Piezoeléctricos De 27 Mm Con Conductividad

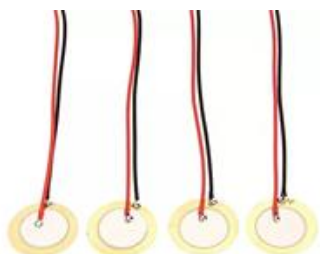


Figura 9. Sensor piezoeléctrico con conductividad

	Piezoeléctrico 60x30mm	Discos Piezoeléctricos De 27 Mm
Costo Bajo	7	9
Exactitud	7	9.5
Precisión	8.7	9.5
Manipulable para cada zona	5	9
Energía producida	9.5	8

Adquisición de la Señal y visualización de la imagen

Los sensores piezoeléctricos generarán un valor que expresara la presión obtenida por cada uno de los sensores. Se debe de

tener en cuenta el cómo se va a dividir el pie para su respectivo sensado en este caso se dividirá en cuatro zonas del pie. Cada sensor tendrá su respectivo acondicionamiento con los cuales se podrán obtener los datos de cada sensor de las presiones de cada zona del pie los cuales recibirá microcontrolador en este caso se utilizará el arduino estos datos serán llevados al software Matlab el cual va a procesar la señal obtenida por cada uno de los sensores piezoeléctricos utilizados en el dispositivo. La imagen baropodografía del pie del paciente el cual se podrá observar debido al procesamiento de la señal hecho anteriormente el cual permitirá observar las presiones plantares del paciente. Además, en el procesamiento de la señal se obtendrá un nivel de energía el cual permitirá la variación de la planta de acuerdo a un valor de referencia el cual permitirá que se muestren las presiones obtenidas en cada una de las

zonas, permitiendo la visualización de los datos obtenidos por los sensores piezoeléctricos a través de la planta.

Relación conceptual entre presiones plantares y energía generada:

Para la toma de presiones se realizará con varios sensores piezoeléctricos, que como se mencionó anteriormente, El efecto piezoeléctrico consiste en la aparición de una polarización eléctrica en un material al deformarse bajo la acción de un esfuerzo. Es un efecto reversible de modo que, al aplicar una diferencia de potencial eléctrico entre dos caras de un material piezoeléctrico, aparece de una deformación. Sin embargo, estos sensores nos permiten ver esta variación de la presión como un cambio en el voltaje. [12] El sensor piezoeléctrico provee una salida de voltaje análogo de nivel alto que es proporcional a la presión aplicada. Este voltaje será recibido por un microcontrolador ARDUINO debido a que este software es el utilizado normalmente además de ser el más práctico para obtener los datos obtenidos, este se encargará de recibir los valores de voltaje y posteriormente se utilizarán ecuaciones matemáticas para convertirlos en valores de presión. La presión es una fuerza que ejerce sobre un área determinada, y se mide en unidades de fuerzas por unidades de área. Esta fuerza se puede aplicar a un punto en una superficie o distribuirse sobre esta. Cada vez que se ejerce se produce una deflexión, una distorsión o un cambio de volumen o dimensión. [13]

Para esto se debe realizar el acondicionamiento del sensor, que permite medir la señal proveniente de este sensor, empleando dos métodos; uno es mediante un amplificador de carga y el otro es mediante el uso de un amplificador electrométrico. Una vez que las señales son grabadas y analizadas por el microcontrolador, se digitalizan y se transforman en una imagen en color, relacionando los diferentes colores a distintos valores de presión que corresponden a la carga ejercida en cada punto del pie mediante el espectro electromagnético.

IV. JUSTIFICACIÓN

De acuerdo a la problemática mencionada anteriormente, ciertas patologías presentadas en los pies pueden realizar cambios significativos en las presiones plantares a la hora de caminar sobre alguna superficie, es por esto que es necesario analizar cuánto cambian estas presiones localizadas en la zona plantar con respecto a las presiones plantares no patológicas para así poder dar algún tipo de diagnóstico y buscar posibles soluciones o tratamientos vistos desde el área de la fisioterapia y medicina, para así corregir estos problemas los cuales pueden derivar en dolores en las articulaciones y huesos. Para poder medir estas presiones se pretende realizar un diseño de un sistema el cual pueda medir las presiones plantares el consta de una plataforma con sensores piezoeléctricos los cuales se encuentran distribuidos estratégicamente para poder tener en cuenta con más precisión las presiones tomadas y realizar posteriormente un análisis más completo sin dejar vacíos al respecto, por otra parte teniendo en cuenta el principio de funcionamiento de los sensores piezoeléctricos el cual al ser sometido a una tensión mecánica genera una diferencia de potencial y cargas eléctricas en la superficies de estos [15], se

pretende realizar un análisis de cuánta energía puede llegar a generar cuando el sistema esté siendo usado por algún usuario y posteriormente ver qué aprovechamiento puede tener la energía generada.

V. OBJETIVOS

A. General:

Diseñar e implementar un dispositivo de identificación de presión plantar por medio del análisis de la generación de energía

B. Específicos:

- Identificar las zonas y presiones propias de la región plantar.
- Diseñar e implementar un dispositivo de sensado y generación de energía a partir de elementos piezoeléctricos.
- Analizar la cantidad de energía generada de acuerdo a la distribución de presión plantar.
- Implementar un sistema de control de una planta que permita visualizar la distribución de presión plantar.

VI. DISEÑO CONCEPTUAL DE LA PLANTA DE CONTROL

El diseño del dispositivo consta de dos plantas una de sensado y otra que es la plantilla generada.

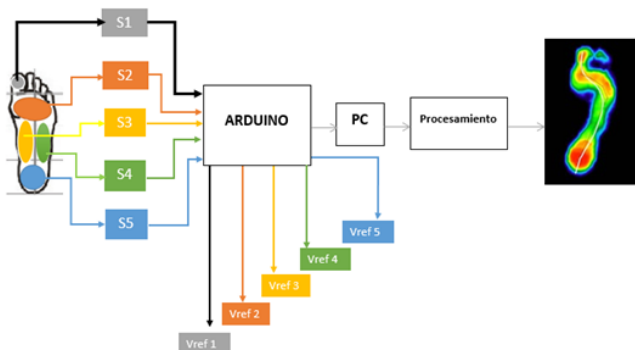
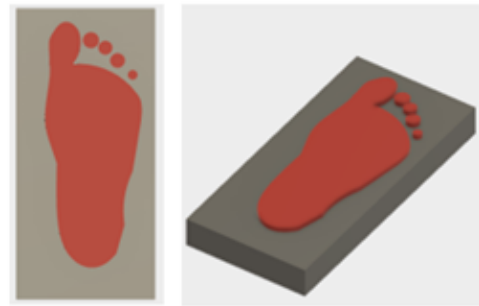


Diagrama de bloques 1. Primera parte del sistema de control del dispositivo.

Se realizará un sensado de cinco regiones de la planta del pie, donde se utilizará sensores piezoeléctricos (S1, S2, S3, S4 y S5) con su respectivo acondicionamiento, para así determinar en qué área se está ejerciendo más presión y en cuales no, esto

dependiendo de la energía que se genera en cada sensor, para esto se utilizará un mapa colorimétrico y una plantilla.

- Planta de sensado



Diseño N° 1. Primer diseño de la planta de sensado, realizado en fusion 360

La planta de sensado está pensada para una persona de talla 37 de zapato, este prototipo solo será para medir las presiones que ejercen las diferentes áreas de la planta del pie derecho (sin zapato).

En este orden de ideas los piezoeléctricos sensaran la cantidad de presión que esté ejerciendo cada una de las áreas de la planta del pie seleccionadas, dando como salida un voltaje que será leído por el microcontrolador (Arduino); de ahí pasara a la interfaz de Arduino que enviará los datos al software Matlab donde se procederá a realizar el procesamiento y análisis de la señal de entrada, para así generar un mapa colorimétrico que por medio de código de colores muestre las regiones donde se está ejerciendo más y menos presión.

Antes de pasar a Matlab los datos, en Arduino se relacionará el voltaje de entrada de cada uno de los sensores con una posición específica del actuador, para que estas sean las salidas del microcontrolador (Vref 1, Vref2, Vref 3, Vref4, Vref5) que serán las entradas del sistema de control de la plantilla generada.

- Plantilla generada

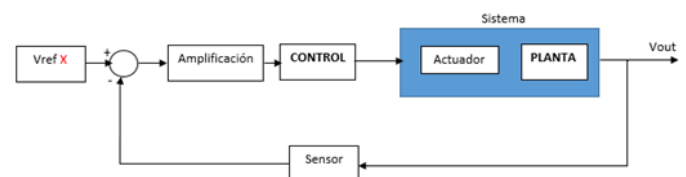


Diagrama de bloques 2. Segunda parte del sistema de control del dispositivo.

La plantilla generada va a depender de la entrada del sistema (Vref x). Cabe aclarar que la plantilla se va a dividir en cinco áreas, las cuales serán controladas por diferentes sistemas de control, es decir, que, al tener 5 salidas y 5 áreas, se tendrán 5 sistemas de control basados en el diagrama de bloques 2.

-La entrada del sistema de control va a ser la posición del actuador, este será un sistema de lazo cerrado con

retroalimentación negativa, el tipo de control aún no se tiene establecido.

-Para establecer la relación entre la posición y el grado de elevación de las diferentes plataformas que simularán las áreas de la planta del pie, primero se tendrá que hacer una debida caracterización del actuador, que en este caso se planea utilizar un moto-reductor con engranajes o servomotores.

- Para lograr obtener la posición angular deseada ($V_{ref\ x}$) se va hacer uso de un sensor que sea capaz de medir en qué posición está el motor para así lograr comparar la salida que se tiene con la que se desea, y que se obtenga un error pequeño.

VII. REQUERIMIENTOS FUNCIONALES

● Sensores

Teniendo en cuenta que lo que se pretende con el diseño de este sistema es censar las presiones generadas por el pie al caminar es necesario implementar sensores que tenga la capacidad de mediar fuerza y presión y a su vez que tengan la capacidad de generar un cambio de potencial al aplicarle una tensión mecánica, lo más adecuado y el sensor que cumple estas especificaciones son los sensores piezoeléctricos de presión, teniendo en cuenta para el diseño del sistema se ve posibilitado el uso del sensor (Piezoeléctrico 60x30mm Diseñado Como Generador Eléctrico (Fig 9)), debido a las características funcionales que posee.

● Dimensiones de la plataforma de censado

Teniendo en cuenta las dimensiones anatómicas promedio de los pies y por comodidad de los pacientes la plataforma debe tener un tamaño aproximado de (40x50) cm LxA, se considera que es el tamaño adecuado teniendo en cuenta parámetros como máximo aprovechamiento del material y que el censado sea adecuado.

● Materiales

Teniendo en cuenta la parte superior de la plataforma es decir en donde se va a realizar el posicionamiento de los pies es necesario implementar un material blando el cual no afecte la medición de los sensores es decir este debe ser liviano, resistente a la deformación provocada por el uso, elástico para que se adapte a la anatomía de los pies al posicionarse en este y vuelva a su estado inicial, es por esto que el material más adecuado para esto PVC o el caucho.

Teniendo en cuenta la parte inferior es decir el soporte de esta debe ser de un material resistente el cual debe soportar el peso de la persona que se posicione en esta.

VIII. CALIDAD

Debido a que la plataforma se encuentra enfocada en el diseño y la implementación de un sistema electrónico dentro del campo biomédico se tiene que tener en cuenta la documentación sobre las normas internacionales las cuales garantizaran la calidad del diseño electrónico.

Por medio del decreto 4725 del 2005 especifica el régimen de registros sanitarios, comercialización y vigilancia de los dispositivos biomédicos para uso humano teniendo en cuenta cualquier aparato, máquina, software u equipo biomédico. (Ministerio de Protección Social, 2005, Decreto 4725)

El estándar IEC 61010-1 cubre los aspectos de seguridad eléctrica, riesgo mecánico, termico, flamabilidad, radiación, etc. Teniendo en cuenta la seguridad eléctrica la norma define para los circuitos de medición de los instrumentos de tensión a los cuales serán sometidos. (International Electrotechnical Commission IEC,2005)

La resolución 004816 de 2008, en la que se reglamenta el programa nacional de tecnovigilancia. Esta se hace con el fin de fortalecer la protección de la salud y seguridad de los pacientes, operadores y todas aquellas personas que estén relacionadas con la utilización de equipos médicos.

IX. RESTRICCIONES

- El paciente al que se le realizará el análisis plantar debe subir a la plataforma descalzo, sin ningún accesorio en el pie y únicamente debe subir un pie a la vez. Además, el pie de la persona debe estar totalmente seco, para evitar posibles daños en la plataforma.
Las personas que utilicen la plataforma deben presentar un pie morfológica y funcionalmente normal. Esto quiere decir que no debe presentar alteraciones evidentes en la huella plantar, o aparatos que afecten la condición normal del pie (yesos, prótesis, vendas, etc.).
- La plataforma está diseñada para plantas de pies con una talla promedio entre 37-39 cm.
- El dispositivo cuenta con un número limitado de sensores, por lo que la persona debe posicionar adecuadamente el pie en la área marcada para un correcto análisis de la huella plantar.
- La presencia de ruido asociado al material puede contrarrestar la pérdida de calidad de la imagen del podoscopio, por lo que se debe tener en cuenta, la implementación de una serie de filtros que suavizan la imagen.
- Cada vez que se use la plataforma se debe revisar que esta se encuentre totalmente limpia y sin ningún objeto sobre ella. Cualquier alteración en la plataforma podrá influir negativamente en los resultados.
- La plataforma no cuenta para valoración dinámica y en marcha del pie, únicamente para análisis de presión plantar estática.
- Es necesario que el paciente al usar la plataforma se retire todo tipo de objetos pesados que pueda portar en su cuerpo ya que esto puede alterar los resultados que pueda arrojar el dispositivo.
- El método piezoeléctrico consigue buenos resultados, sin embargo, el material piezoeléctrico tiene poca resolución para la medición de las presiones en el apoyo estático (comportamiento de

condensador), por lo que el acondicionamiento de señal resulta algo complicado (cargas eléctricas generadas muy pequeñas, gran sensibilidad ante el ruido).

Requerimientos biomecánica:

Anatomía del pie:

Huesos del Pie:

Comprendidos por el tarso, metatarso y las falanges. La línea medial (oblicua) es aquella que une los puntos medios de los bordes medial y lateral del pie, los huesos metatarsianos y las falanges están ubicadas por delante de esta línea y los huesos tarsianos atrás. El movimiento entre estos huesos es limitado debido a la posición de estos y los ligamentos implicados por lo tanto el pie brinda estabilidad, debido a que el pie tiene que absorber los golpes del peso del cuerpo en cada pisada como consecuencia este se debe adaptar a la locomoción y mantenimiento del equilibrio [16].

Tarso (Conformado por 7 huesos):

Astrágalo: Articulado con la tibia, el peroné y el escafoides, posee una superficie en forma de silla de montar para así soportar el peso del cuerpo transmitido por la tibia, la superficie denominada tróclea se articula con la superficie interior de la tibia como parte de la articulación del tobillo. Este presenta tres carillas articulares, una para la superficie inferior de la tibia, para la superficie lateral del maléolo medial y la otra para la superficie medial del maléolo lateral, la superficie inferior del cuerpo se articula junto al calcáneo. La cabeza del astrágalo presenta una carilla para la articulación con el escafoides y otra para la articulación con la proyección del calcáneo (apófisis menor del calcáneo), y una pequeña carilla para la articulación con el ligamento calcaneoescafoideo plantar. En el cuello de astrágalo se puede observar el *sulcus tali* en el cual se unen los ligamentos internos óseos el astrágalo y el calcáneo [16].

Calcáneo: Es el hueso más fuerte y grande del pie, se encuentra por debajo del astrágalo, presenta carillas superiores delimitada por el surco *sulcus calcanei* por delante se encuentra la apófisis menor del calcáneo el cual ayuda a sostener el astrágalo, forma la prominencia del talón, la parte inferior de este transmite el peso del cuerpo al suelo [16].

Escafoides: Localizado entre la cabeza del astrágalo y las tres cuneiformes, representa carillas para la articulación con los huesos antes mencionados, presenta una tuberosidad rugosa en donde se inserta el tendón del músculo tibial posterior [16].

Cuboides: Es el hueso más lateral de la fila distal del tarso, presenta una superficie proximal articular para el calcáneo y distalmente para el cuarto y quinto metatarsiano, en la superficie medial para la cuña lateral y escafoides [16].

Huesos cuneiformes o cuñas: Conformados por medial, intermedia y lateral, la medial es la más grande y la intermedia es la más pequeña, cada hueso se articula con el hueso escafoides posteriormente y la base del metatarso, la cuña lateral se articula con el cuboides [16].

Metatarso: Consta de 5 huesos metatarsianos, son huesos largos. Las bases de estos se articulan con los huesos cuneiformes y cuboides y las cabezas se articulan con las falanges proximales. La base del quinto metatarsiano presenta una gran tuberosidad proporcionando una inserción en su superficie dorsal al tendón del peroneo lateral corto [16].

Falanges: Existen 14 falanges, el dedo gordo presenta 2 (proximal y distal) y los otros cuatro dedos presentan 3 cada uno (proximal, medial y distal) [16].

Articulaciones del pie:

Intertarsianas: Todos los huesos están unidos por ligamentos dorsales y plantares. Estas articulaciones se denominan de acuerdo a los huesos que involucran por ejemplo (cuneocuboidea, cuneoescafoidea) [16].

Subastragalina: Denominada calcaneoastragalina. localizada en donde el astrágalo se apoya y articula con el calcáneo, es una tróclea entre la superficie inferior del cuerpo del astrágalo y la superficie superior del calcáneo. La cápsula fibrosa está sostenida por los ligamentos calcáneo astragalinas medial, lateral y posterior. Los movimientos de la articulación subastragalina permiten la inversión y la eversión del pie [16].

Astragalocalcaneoescafoidea: Ubicada en donde la cabeza del astrágalo se articula con la cabeza de la superficie del ligamento calcaneoescafoideo plantar, la apófisis del calcáneo y la superficie articular del calcáneo. Está reforzada dorsalmente por el ligamento astragaloescaloideo dorsal, banda que conecta el cuello del astrágalo y la superficie dorsal del hueso escafoides. El ligamento calcaneoescafoideo plantar se extiende desde la apófisis menor del calcáneo hasta la superficie posteroinferior del hueso escafoides y se mezcla con el ligamento deltoideo. Juega un papel importante para el mantenimiento del arco longitudinal del pie [16].

Calcaneocuboidea: Se ubica entre la superficie anterior del calcáneo y la superficie posterior del cuboides, está reforzada por los ligamentos calcaneocuboideo dorsal y calcaneocuboideo plantar y está sostenida por el ligamento plantar largo [16].

Mediotarsiana: Formada por las articulaciones astrágalo escafoidea y calcaneocuboidea, estas se extienden a través del tarso y se encuentran en el mismo plano transversal. Actúan funcionalmente juntas para los movimientos de inversión y eversión del pie [16].

Tarsometatarsianas: Artrodias, sólo permiten movimientos de deslizamiento, a articulación tarsometatarsiana medial ocurre entre la cuña medial y la base del primer metatarsiano, la articulación tarsometatarsiana intermedia se encuentra entre los tres huesos cuneiformes y el segundo y tercer metatarsiano, y la tercera articulación tarsometatarsiana lateral se encuentra entre el hueso cuboides y el cuarto y quinto metatarsianos [16].

Intermetatarsianas: Son artrodias, son extensiones de las articulaciones tarsometatarsianas [16].

Metatarsofalángicas: Se encuentran entre las cabezas de los metatarsianos y las bases de las falanges proximales. Son

condilartrosis las cuales permiten los movimientos de flexión, extensión y cierta abducción, aducción y circunducción [16].

Interfalángicas: Se encuentran en la cabeza de una falange y la base de otra más distal. Son trocleartrosis que solo permiten la flexión y la extensión [16].

Músculos del pie:

Exterior largo del dedo gordo: Se encuentra parcialmente profundo entre el tibial anterior y el extensor de los dedos del pie (Plantiflexión de la articulación del tobillo y eversión del pie) [16].

Compartimiento posterior (grupo superficial): Tres músculos configuran este grupo gastrocnemio, sóleo y plantar delgado, actúan juntos en la plantiflexión de la articulación del tobillo, elevan el talón contra el peso del cuerpo [16].

Flexor corto del quinto dedo: Banda carnosa, flexiona el dedo pequeño [16].

Aductor del dedo gordo: Tiene dos cabezas de origen, una en la base de los metatarsianos segundo, tercero y cuarto, y en la vaina fibrosa del tendón del peroneo largo, abduce el dedo gordo y flexiona la articulación metatarsofalángica [16].

Flexor corto del dedo gordo: Recubre el metatarsiano en su superficie plantar, flexiona el dedo gordo [16].

Lumbricales: Son cuatro delgados músculos, flexionan las articulaciones metatarsofalángicas extienden las articulaciones interfalángicas de los cuatro dedos [16].

Cuadrado plantar: Se une con el tendón del flexor largo de los dedos hacia el calcáneo y forma una hoja carnosa del músculo en la mitad posterior del pie. Asiste al flexor largo de los dedos [16].

Flexor corto de los dedos: Se encuentra entre el abductor del dedo gordo y el abductor corto del quinto dedo, flexiona los cuatro dedos en las articulaciones interfalángicas proximales [16].

Extensor corto de los dedos: Forma una masa carnosa en la superficie lateral del dorso del pie, extiende los dedos primero a cuarto en las articulaciones interfalángicas y metatarsofalángicas [16].

Abductor corto del dedo gordo: Se encuentra superficialmente a lo largo del borde medial del pie, abduce flexiona el dedo gordo [16].

Fisiología de la marcha:

La marcha humana es un método de locomoción bípeda con actividad alternada de las extremidades inferiores, esta se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo [17], el pie forma una palanca rígida hacia el final de la fase de la marcha lo cual ocasiona que el cuerpo se impulse hacia adelante [18].

Ciclo de la marcha: Se divide en 2 fases:

- **Fase de apoyo:** Es el tiempo cuando el pie de referencia está en el suelo. Comprende alrededor del 60% del ciclo de

caminata. Durante parte de la fase de apoyo, ambos pies estarán en el piso por un período de tiempo [17][18]. Esta fase se divide en las siguientes etapas:

- **Golpe de talón:** Comienza en el momento en que el talón toca el suelo por primera vez, y dura hasta que todo el pie toca el suelo [17].
- **Apoyo plantar:** Momento en el que el pie toca el suelo, y finaliza cuando el centro de masa del cuerpo pasa sobre la parte superior del pie, teniendo en cuenta que el centro de masa del cuerpo está aproximadamente ubicado en el área pélvica, la función principal de esta etapa es actuar como amortiguador [17].
- **Apoyo medio:** Una vez que el centro de masa del cuerpo ha pasado frente a la posición neutral pasa a la última etapa de este, esta finaliza cuando el talón se levanta del suelo. En esta etapa el pie actúa como un palanca rígida que sirve para propulsar el cuerpo hacia adelante [17].
- **Apoyo terminal:** Comienza cuando el talón deja el suelo, durante esta fase el pie funciona como una palanca rígida para mover el cuerpo hacia adelante, durante esta fase las fuerzas que soporta el pie son significativas [17].
- **Despegue:** Comienza cuando los dedos de los pies dejan el suelo [17].

- **Fase de oscilación:** Ocurre cuando un pie de referencia está en el suelo y uno en el aire. Se dice que el pie que está en el aire está en la fase de "oscilación" de la marcha. Además representa el 40% restante [17][18].

Movimientos de las articulaciones principales durante la marcha: Dos articulaciones son las principales actuadores en la marcha (articulación del tobillo y la articulación tarsiana transversal). La articulación del tobillo permite que el pie se mueva hacia arriba (dorsiflexión) y hacia abajo (flexión plantar), utilizando los músculos ubicados en la parte delantera de la pierna para el movimiento ascendente y los músculos ubicados en la parte posterior de la pierna para tirar del pie hacia abajo, y la articulación tarsiana transversal permite que el pie tenga un movimiento de lado a lado para así acomodarse en el terreno irregular [17][18]. Debido a que la articulación tarsal transversal está formada por dos articulaciones, la articulación tarsiana transversal puede ser flexible o rígida para poder ejecutar las subfases de la fase de apoyo, en ciertos puntos del ciclo de caminata [17]. Cuando los dos ejes de la articulación no son paralelos, la articulación tarsiana transversal se vuelve rígida y evita el movimiento a través de la articulación (elevación tardía del pie y el talón) [17]. El bloqueo y desbloqueo de esta articulación es muy importante para un ciclo de marcha normal. Cuando el talón toca el suelo, la articulación del tobillo se baja suavemente sobre el suelo y la articulación tarsiana transversal se bloquea. Durante el apoyo plantar, la articulación tarsiana transversal se desbloquea, lo que permite que el pie se vuelva flexible y

permita el movimiento a través de esta articulación. Esta acción permite que el pie sirva como un amortiguador [17]. A medida que el centro de gravedad pasa sobre la posición neutral, el tendón tibial posterior tira de esta articulación y la traba, creando una vez más una palanca rígida. De esta manera, cuando el talón se eleva del suelo, el ternero puede canalizar la fuerza hacia el suelo para impulsar el cuerpo hacia adelante [18].

Relación patología-movimiento:

Déficit de fuerza (Paresias):

-La paresia es de origen periférico cuando se produce como consecuencia de la afectación del músculo. Puede producir dos tipos de marchas patológicas:

Marcha balanceante: Nombrada “pato o ánade” Aparece cuando existe paresia de los músculos de la cintura pélvica. Al fallar la sujeción de la pelvis, que cae del lado del miembro dinámico, se produce un balanceo latero-lateral característico por la inclinación compensadora del tronco al lado contrario [19].

Marcha en stepagge: Aparece cuando los músculos distales se afectan, la pierna se flexiona y eleva para evitar que la punta del pie se arrastre y tropiece con el suelo, el apoyo no se realiza con el talón sino con la punta o la planta del pie. Se produce por lesión del nervio periférico que causa una dificultad o imposibilidad para la extensión del pie. En el lanzamiento del miembro, al fallar la extensión del pie, se produce una hiperflexión del muslo sobre la pelvis [19].

-La paresia es de origen central cuando se produce como consecuencia de la alteración en el funcionamiento de cerebro.

Puede producir dos tipos de marcha patológica.

Marcha hemipléjica: El miembro inferior avanza con el muslo en abducción realizando un movimiento en guadaña con el pie en actitud equino-vara. El brazo pierde su balanceo normal, manteniéndose en semiflexión y pronación delante del tronco [19].

Marcha paraparéctica: Los pies son obligados a arrastrarse y a balancear la pelvis como mecanismo compensador y para facilitar el despegue. Si existe hipertonía de aductores los músculos se aprietan y las piernas se entrecruzan dificultando la marcha [19].

Alteración de la coordinación:

Marcha atáxica: Consecuencia de lesión en los cordones posteriores. Al perder el sentido de la vista, el afectado aumenta la base de sustentación y mira continuamente sus pies. La hipotonía condiciona una hiperextensión de la rodilla al adelantar la extremidad por lo que se produce el típico taconeo [19].

Marcha cerebelosa: Se aumenta la base de sustentación, se evidencia la incoordinación muscular en el automatismo de la posición erecta. Hipermetría de los miembros inferiores en la

realización de los movimientos, avanzando el pie con precaución y después de varias tentativas [19].

Marcha vestibular: Desviación lateral en el sentido de una pulsión vectorial hacia el lado del vestíbulo anulado [19].

Causas funcionales

Marcha antiálgica: Cuando hay un miembro herido y hay dolor, el apoyo sobre el mismo se reduce, proyectando rápida y vigorosamente el miembro sano, que aumenta su tiempo de apoyo [19].

Marcha histérica: Varía en su morfología, se caracteriza por su incongruencia, por la contradicción que se encierra en su expresión con un trastorno neurológico concreto, pudiendo parecer desequilibrada en algún momento y realizar después prodigios de equilibrio para recuperar la posición erecta tras alguna contorsión extraña [19].

Variables de entrada, salida y procesos del sistema:

Las variables de entrada son:

Las presiones plantares obtenidas por cada una de las zonas plantares del pie utilizando los piezoeléctricos.

Los procesos del sistema son:

El sistema identificará cada una de las zonas de las presiones plantares por los voltajes generados por los piezoeléctricos, los cuales serán identificados por el software arduino, posteriormente las señales obtenidas por los piezoeléctricos permitirán la identificación de cada zona plantar lo cual generará el movimiento de los servomotores dependiendo de la presión obtenida por cada zona del pie.

Las variables de salida son:

El movimiento que se va a efectuar por los servomotores permitirá el control de la planta lo cual mostrará los puntos sobre los cuales se genera mayor presión en cada zona plantar.

Variables mecánicas y formas de medición:

Presión: Es una magnitud física que mide la proyección de la fuerza en dirección perpendicular por unidad de superficie y se utiliza para caracterizar la fuerza aplicada sobre un área en específica. El SI (sistema internacional) se mide en Pascal (Pa) lo cual es equivalente a la fuerza total sobre un metro cuadrado. Para la medición de esta variable se puede utilizar un barómetro, manómetro o un tubo de pitot. [22]



Figura 1. Barómetro

Fuerza: Es una magnitud física que se manifiesta de forma lineal el cual representa la intensidad de intercambio entre dos partículas o cuerpos, esta variable se mide en Newtons con la ayuda de un dinamómetro se puede obtener el valor de esta variable mecánica. [22]



Figura 2. Dinamómetro

Masa: La masa de un cuerpo es una propiedad característica del mismo que está relacionada con el número y clase de partículas que lo conforman. Su unidad de medida es en Kg. Para medir esta variable se puede utilizar una balanza de peso. [23]



Figura 3. Balanza de peso

Relación movimiento - información – energía

Principalmente el movimiento generado por el piezoeléctrico producirá energía lo cual generará un círculo de energía interminable además al mismo tiempo que los piezoeléctricos generan la energía el sistema también interpretará esta energía como la información la cual será interpretada por el sistema como las presiones de cada una de las zonas plantares del pie del paciente permitiendo la movilidad de la planta. Tanto el movimiento, la información y la energía están relacionadas en este sistema debido a que el movimiento va a producir tanto energía como información las cuales serán necesarias para la planta y generará que el sistema sea interminable debido a que cada uno depende del otro.

Requerimientos PIB:

Definición de modelo :

El sistema plantar está constituido por el agrupamiento de sensores piezoeléctricos según el área de las cinco zonas plantares escogidas, cuyos datos adquiridos por cada sensor son promediados y agrupados dando únicamente cinco datos de salida (uno por zona plantar), para posteriormente, ser mandados al microcontrolador Arduino y de allí al software donde son leídos y acondicionados para así enviarlos a Matlab,

en donde son recibidos y clasificados por medio de condicionales de acuerdo al sensor leído (identificar zona plantar) y según el rango de caracterización obtenida para definir el color de la zona plantar de acuerdo a la cantidad de presión ejercida sobre los piezoeléctricos. Cabe aclarar, que además se debe realizar el modelo de la planta del pie derecho a través de la formación de matrices compuestas por coordenadas proporcionales a cada zona y al tamaño con el ancho y longitud de un pie promedio de 37-39 cm, cuyo objetivo es dar la forma de la silueta del pie y allí poder definir en un tiempo de respuesta y muestreo mínimo la variación frecuente de los colores de cada zona, por la presión generada. Finalmente, los condicionales cumplidos serán graficados y visualizados por el usuario para obtener un mejor análisis y reporte de la fisiología y biomecánica del pie del paciente, para su posterior determinación e identificación patológica.

Variables de entrada, salida y procesos del sistema:

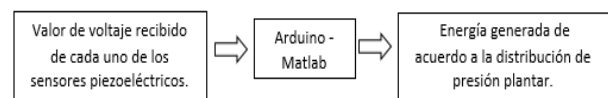


Figura 10. ubicación de los sensores piezoeléctricos en cada zona plantar.

Variables de entrada: Mediante Arduino se recibirán los datos de voltaje de cada uno de los sensores piezoeléctricos en las 5 zonas plantares que se van a medir como se observa en la imagen No.1 , posteriormente utilizaremos 5 multiplexores de 4 entradas , ya que este es dispositivo que puede recibir varias entradas y transmitirlos por un medio de transmisión compartido. Para ello lo que hace es dividir el medio de transmisión en múltiples canales, para que varios nodos puedan comunicarse al mismo tiempo. Finalmente tendremos un único valor de voltaje por cada multiplexor, es decir un único valor de voltaje por cada zona plantar (5 valores de voltaje).

Proceso: Con los datos de voltaje de cada zona plantar recibidos por arduino se pasaran a Matlab , se identificará el voltaje para cada zona plantar y dependiendo del valor de voltaje se clasificará el rango de presión ejercido, para cada

rango de presión se establece un color diferente mediante el código de colores de Matlab.

Salida: Finalmente se mostrará una gráfica que permite mediante visualizar la distribución y cantidad de presión en la planta del pie mediante código de colores.

Diagrama de flujo de todo el algoritmo (VER ANEXOS)

Primera versión de la adquisición, acondicionamiento y visualización de la presión plantar:

La adquisición de la presión plantar se hizo mediante la utilización de sensores piezoeléctricos, a estos según la literatura, se les puede acondicionar mediante el uso de amplificadores operacionales, el puente de Wheatstone, atenuadores, filtros pasa-bajo, entre otros. En nuestro caso se decidió probar el sensor con un puente de Wheatstone, un filtro pasa-bajas, y por último con un diodo en uno de sus terminales. Tras pruebas se decidió que se iba a utilizar solo un diodo en uno de sus terminales.

Como se ve en la Figura 11 se hizo una primera adquisición utilizando la maqueta de la planta de sensado, se logró identificar cómo variaba la salida de los sensores a diferentes presiones. Cabe mencionar que la adquisición se hizo mediante el microcontrolador Arduino Mega.

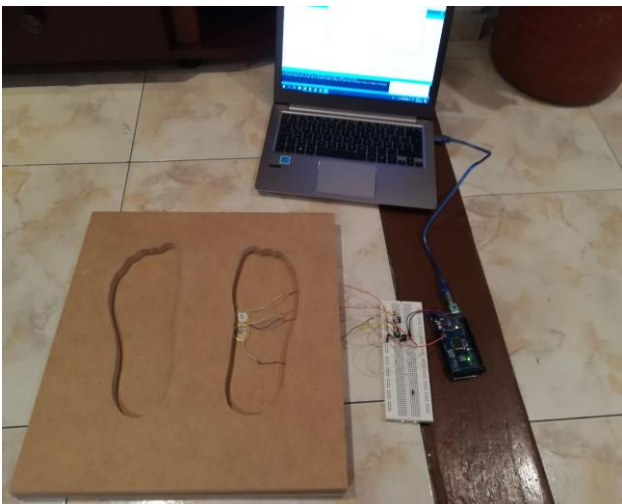


Figura 11. Sistema de adquisición de la presión plantar.

Después de encontrar la relación entre presión y la salida del sensor, se pasaron los datos a Matlab, allí utilizando un código de colores anteriormente establecido (Tabla No. 1) que se relaciona con la cantidad de presión, se realizó la primera visualización de la presión plantar, esta se puede observar en la figura 12. De la cual se puede apreciar que donde más se

hizo presión fue en el talón (área 5) y en el área 2, asimismo, donde la presión fue casi nula es en la tercera región.

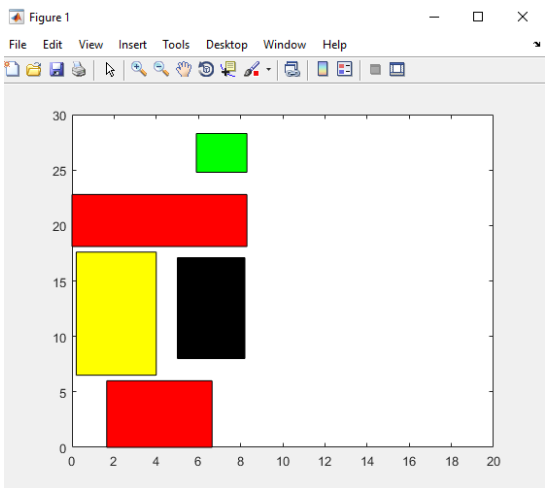


Figura 12. Primera versión de visualización de presión plantar

Análisis de generación de energía:

En la tabla No. 1 se puede observar la relación de la salida del sensor piezoeléctrico con el código de color, donde el mayor rango de salida del sensor es de 894.69 a 1023 que se representa con el color rojo, y el menor rango de la salida del sensor que es de 0 a 127.8 se representa con el color negro. En este orden de ideas, la mayor presión se representa con la mayor salida del sensor, entonces la mayor presión plantar se observa en la visualización con un color rojo, le sigue el color naranja, y así sucesivamente hasta llegar a la menor presión plantar que es la menor salida del sensor, y se visualiza con el color negro.

Color	rango de presión
Rojo	894.69-1023
Naranja	766.89-894.68
Amarillo	639.09-766.88
Verde	511.4-639.08
Azul	383.6-511.3
Violeta	255.8-383.5
Gris	127.9-255.7
Negro	0-127.8

Tabla No.1 Colores asignados con su respectivo rango de presiones.

Requisitos Control :

Variables de entrada, salida y procesos del sistema :



Variables de entrada: Se sumarán los valores recibidos de los diferentes sensores piezorresistivos en total son 16, los cuales componen cada una de las 5 regiones plantares que se buscan reconocer, para finalmente mediante el uso de multiplexores,

obtener un único valor de voltaje por cada zona plantar, estos 5 valores de voltaje son las variables de entrada que recibirá nuestro sistema.

Proceso: Con cada uno de los valores de voltaje entregados de las 5 regiones plantares, en Arduino se realizará una conversión del valor de voltaje obtenido a la posición que debe tomar cada uno de los servos motores.

Salida: La salida del sistema será la posición de cada uno de los servos motores controlado por el controlador PID, generando el movimiento en la planta diseñada.

Actuadores y sensores:

Actuadores:

Servo motor SG90: Utilizamos este tipo de motores, ya que nos permiten posicionar el eje del motor en un ángulo preciso en función de la señal de control. Por otro lado, el servo SG90 Tower Pro es un servo miniatura de gran calidad y diminutas dimensiones, ideal en este caso ya que se necesitan utilizar varios en un espacio reducido, además es un motor económico y es compatible con el microcontrolador Arduino que es el que se usará en este proyecto. Además, sus requerimientos de energía son bastante bajos se puede alimentar con la misma fuente de alimentación que el circuito de control. En este caso si se conecta a una tarjeta Arduino, se puede alimentar durante las pruebas desde el puerto USB del PC sin ningún problema. [1]

Especificaciones:

•	Micro	Servo	Tower-pro
•	Velocidad:	0.10 sec/60°	@ 4.8V
•	Torque:	1.8 Kg-cm	@ 4.8V
•	Voltaje de funcionamiento:	3.0-7.2V	
•	Temperatura de funcionamiento:	-30 °C ~ 60 °C	
•	Ángulo de rotación:	180°	
•	Ancho de pulso:	500-2400 µs	
•	Longitud de cable de conector:	24.5cm	
•	Rotación:	180	grados

Piezoelectrico 60x30mm Diseñado Como Generador Eléctrico:

Teniendo en cuenta que lo que se pretende con el diseño de este sistema es censar las presiones generadas por el pie al caminar es necesario implementar sensores que tenga la capacidad de mediar fuerza y presión y a su vez que tengan la capacidad de generar un cambio de potencial al aplicarle una tensión mecánica, lo más adecuado y el sensor que cumple estas especificaciones son los sensores piezoelectricos de presión, teniendo en cuenta para el diseño del sistema se usara el sensor (Piezoelectrico 60x30mm Diseñado Como Generador Eléctrico, debido a las características funcionales que posee.

Especificaciones:

•	Voltaje de Salida:	0-48	V
•	Corriente de Salida:	0-12	Ma
•	Resistencia resonante	:100	Ohm
•	Capacitancia	:365-395	Nf
•	Material:		Latón
•	Kt		:0.41
•	Et33:		1000

- Qm:
- T: 0.20 mm

800

Definición de requerimientos de diseño del controlador:

Teniendo en cuenta la función de transferencia que se obtuvo de nuestro sistema

$$t_s = \frac{150,55}{s^2 + 19,14s + 150,55}$$

Se pudo hallar que tiene una frecuencia natural de $\omega_n=12,27$, un tiempo de elevación de la función de $t_r=0,15$ y una $\zeta=0,78$, por lo tanto se puede concluir que el sistema que estamos tratando se trata de un sistema subamortiguado, ya al haber obtenido los valores anteriores pudimos hallar que el sistema tiene un sobre pico del 50,19 %, lo cual es bastante y puede hacer que el sistema se vuelva inestable fácilmente por lo tanto necesitamos bajar este sobre pico a un valor que este por debajo del 30% que es lo recomendado según la literatura, para lograr esto y para acondicionar nuestro sistema consideramos que es necesario comprender los siguientes valores para que el sistema sea estable y no halla error alguno:

$$t_s=1s-4s$$

$$M_p \leq 10\%$$

Diseño, caracterización de actuadores y maqueta de la planta:

Caracterización cuatro servos (zonas plantares 2, 3, 4 y 5):

Se escogió el servomotor SG 90 a causa de su sencillez para implementación con proyectos pequeños, por su tamaño, su costo y compatibilidad con la mayoría de tarjetas electrónicas, entre ellas incluyendo Arduino. Presenta un ángulo de rotación de 180° y un voltaje de funcionamiento de 3 a 7,2 voltios. Los rangos de trabajo del servomotor se establecieron a partir de la datasheet que describe un rango teórico de 544 para 0 grados y de 2400 para 180 grados. Durante la caracterización del sensor se determinó por tanteo que el valor establecido para los 180° de 2300 y el de 0° de 600. Para determinar el valor de los demás grados se realizó un cálculo para el acondicionamiento de los valores de trabajo del servomotor empleado en la práctica:

$$\text{posición } 1^\circ = \frac{\text{posicion } 180^\circ - \text{posicion } 0^\circ}{180^\circ}$$

$$\text{posición } 1^\circ = \frac{2300 - 600}{180} = 9.44$$

El valor obtenido para 1° fue de 9.44 este valor se utilizará como un valor estándar para poder determinar cualquier posición del servomotor, entonces cuando se requiera que el servomotor tome otra posición, se realizará la conversión del

valor de grados con el fin de obtener valores válidos para el funcionamiento del servomotor:

$$\text{Conversión grados} = 2300 - (\text{grados} * 9.44)$$

Finalmente se determina la posición que debe adoptar el servomotor a partir de la conversión de los grados:

$$\text{Posición} = 2300 - \text{conversión grados} + 600$$

Para determinar en qué posición se debe ubicar el servomotor para cada uno de los movimientos de las diferentes zonas plantares, inicialmente se realizó una prueba de funcionamiento con el servo motor girando a 90°, para que este lograra subir completamente la plataforma de una de las zonas plantares. Con esto nos dimos cuenta que necesitaba moverse un poco más el servomotor estableciendo 92° como el ángulo ideal para subir por completo las zonas plantares. Posteriormente se realizaron las pruebas con cada uno de las zonas, haciendo uso en total de 4 servomotores; uno para cada una de las zonas del pie definidas anteriormente. Como la plataforma no siempre debe subir totalmente, sino que debe subir de acuerdo a la presión generada por el pie se estableció que cuando la presión fuera la máxima el servo motor giraría 92° (1468.48) y que cuando no ejerciera presión la ubicación del servo sería de 0° (600).

Caracterización quinto servo (zona plantar 1-dedo pulgar):

Para el análisis y diseño de un sistema de control, se debe tener una base de comparación del comportamiento de diversos sistemas de control, esta base se configura especificando las señales de entrada de pruebas particulares y comparando las respuestas de distintos sistemas [20].

Señales de pruebas típicas: las señales que se usan regularmente son las funciones escalón, rampa parábola e impulso unitario. Con estas señales es posible realizar con facilidad el análisis matemático y experimental de los sistemas de control ya que son funciones simples [20]. La forma de la entrada a la que está sujeto el sistema con mayor frecuencia determinará cuál de las señales de pruebas típicas se debe emplear para el análisis de las características del sistema [20]

1. La respuesta en el tiempo de un sistema de control está conformada en dos partes [20]:

- Respuesta transitoria: es la que va del estado inicial al estado final.
- Respuesta en estado estable: es la que obtiene la salida del sistema conforme t tiende a infinito.

2. La respuesta transitoria de un sistema de control práctico presenta con frecuencia oscilaciones amortiguadas, antes de alcanzar el estado estable. al especificar las características de la respuesta transitoria de un sistema de control cuya entrada sea un escalón unitario se tiene en cuenta lo siguientes [20]:

- Tiempo de retardo: tiempo requerido para que la respuesta alcance el 10% del valor final.
- Tiempo de subida: tiempo requerido para que la respuesta alcance el 90% del valor final.
- Sobre Pico: es el máximo valor del pico de la curva de respuesta y se mide a partir de la unidad. el sobre

pico indica de manera directa la estabilidad relativa del sistema.

- Tiempo de establecimiento: tiempo que se requiere para que la curva de respuesta varíe masomenos un 2% del valor final.

Por otro lado, se debe tener en cuenta que la función de transferencia se basa en un modelo matemático que relaciona la entrada del sistema con su salida, proporcionando una descripción completa de las características dinámicas del sistema de control. Esta función se puede establecer estudiando la salida ante señales de pruebas típicas [21].

Por consiguiente, se implementa un sistema de control para la zona plantar 1 (dedo pulgar del pie derecho), con el objetivo de permitir la regulación y manejo de los datos de salida con el dato de referencia deseado, ya que de esa manera se obtendría un margen de error menor a lo que se realizará con el simple funcionamiento de los servos en las demás zonas plantares.

En primer lugar, para el desarrollo del diseño electrónico del sistema de control se utiliza un micro-servomotor seccionado en dos componentes (motor dc y potenciómetro), un integrado L293, y un microcontrolador (Arduino Mega) (Ver figura 13 y 14).

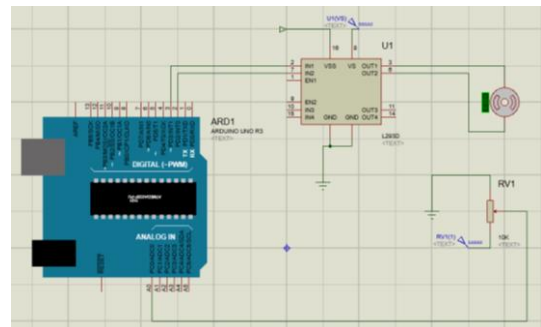


Figura. 13 Esquema diseño electrónico para la caracterización de un motor (motor dc de un micro servo) utilizando la teoría de control y el uso de herramientas computacionales, a partir del funcionamiento de un motor dc, un integrado L293, un potenciómetro y un microcontrolador (Arduino Mega). Proteus 8 Professional.

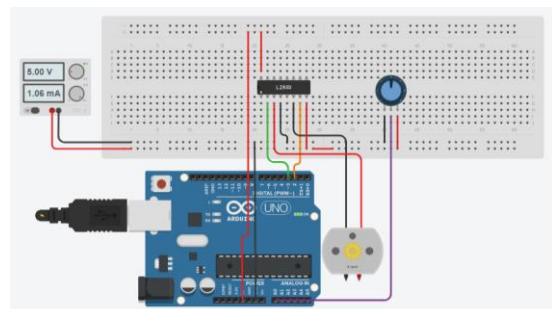


Figura.14. Montaje diseño electrónico para la caracterización de un motor (motor dc de un micro servo) utilizando la teoría de control y el uso de herramientas computacionales, a partir del funcionamiento de un motor dc, un integrado L293, un potenciómetro y un microcontrolador (Arduino Uno). Posicionado a 90°, potenciómetro. TinkerCad, Circuits.

En segundo lugar, el desarrollo del funcionamiento del sistema de control consiste en tres etapas: caracterización del potenciómetro, toma de datos en lazo cerrado y análisis de la planta de control de acuerdo a la salida generada en el proceso y al valor de referencia escogido (hallar función de

transferencia), las cuales fueron desarrolladas por el software de Arduino, Matlab y por método teórico.

La caracterización del potenciómetro se fundamenta en un código desarrollado por el software de Arduino, el cual consiste en inicializar el potenciómetro como análogo y una variable, posterior a esto en el comando void loop se realiza la lectura del potenciómetro, siendo almacenada en una variable, la cual finalmente es mandada y visualizada en Monitor Serie con valores de resistencia de 0 a 1023, con el fin de caracterizar el potenciómetro a partir del movimiento del mismo, ubicando un valor como 0° y otro como 90°, posiciones que se fijaron por determinación manual, para luego realizar la siguiente ecuación y así hallar el valor a sustituir en el código posterior, indicando que el motor rotará cada 0,18 (90°).

$$\frac{90^\circ}{(\text{posición}(90^\circ) - \text{posición}(0^\circ))}$$

En segundo lugar, en la toma de datos generados por la variación de posición del motor dc cada 90° luego de ser ubicado en el circuito electrónico ya planteado sometido a un voltaje de 5V, por medio de una fuente de voltaje y con conexión a Arduino, por lo que para este caso, el programa consiste en inicializar las dos entradas del integrado L293d como digitales y siete variables, en donde dos son definidas como flotantes, a continuación en el comando void setup se realizó la lectura del potenciómetro, siendo almacenada en una declaran las entradas como salida y se igualan dos de esas variables (una a cero y la otra a otra variable), luego en el comando void loop se realizan tres condicionales, el primero cumplirá la función siempre y cuando el contador sea mayor o igual a 100, de ahí entra al segundo condicional en donde es un comparador del valor de salida con el valor de entrada, terminando estos dos ciclos con un contador igualado a cero, continuo a esto, realiza unas operaciones entre las variables e ingresa a un tercer condicional, en donde si la variable 6 es menor a 0, entonces escribe la entrada dos como LOW y la entrada uno como un movimiento del motor cada 90°, si no lo coloca entonces invierte el sentido de funcionamiento de las entradas. Finalmente, se sale el código de todos los condicionales, imprime los valores resultantes de las variables y aumenta el contador, cabe aclarar que esto sucede en un tiempo de retraso de 3 milisegundos.

Luego dichos datos son transferidos al software Matlab, para ser procesados por la herramienta de *system identification toolbox*, y así lograr la construcción del modelo de la planta, para ser llevada junto con el controlador a dicha herramienta con el fin de obtener la función de transferencia del sistema, puesto que con los modelos exportados se realiza el diagrama de bloques del sistema en *simulink* y se evalúa la respuesta dinámica del mismo con un step de 0,7 segundos y una retroalimentación negativa (Ver figura 15 y 16).

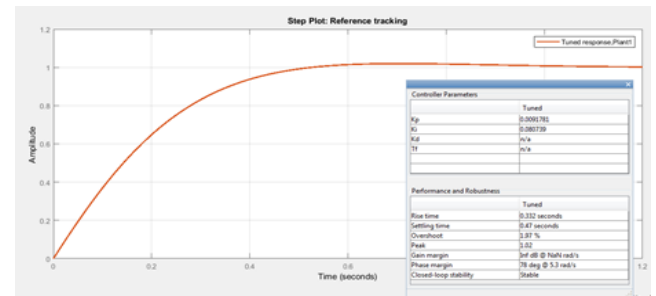


Figura. 15 Según parámetros deseados, configuración de la respuesta de la planta, por medio de un controlador PI y su respuesta ante un unit step.

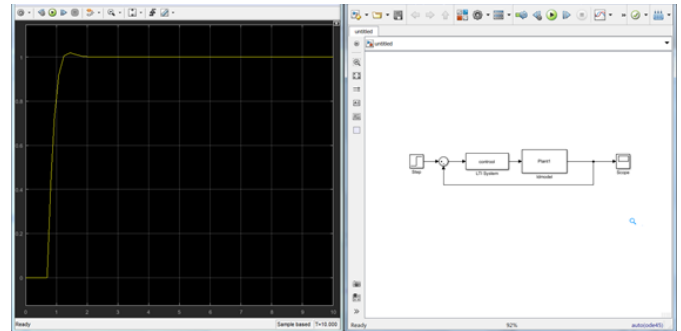


Figura. 16. Respuesta dinámica del sistema ante una entrada unit step.

Finalmente, en tercer lugar de la gráfica visualizada en la figura w, se obtiene:

- Sobre pico Sp de 1.02, dato que ayuda a determinar la sobreelongación máxima (Mp) :

$$Mp = \frac{Sp - Y_{ee}}{Y_{ee}}$$

$$Mp = \frac{1.02 - 1}{1}$$

$$Mp = 0.02$$

- Tiempo de establecimiento T_s 0.47 seg con el cual se puede calcular el factor de amortiguamiento σ .

$$\sigma = \frac{4.5}{T_s} = 9.57$$

- Frecuencia natural de amortiguamiento.

$$Wd = \frac{\sigma\pi}{\ln(Mp)} = 7.68$$

- Frecuencia natural del sistema Wn .

$$Wn = \sqrt{\sigma^2 + Wd^2} = 12.27$$

- Relación de amortiguamiento ξ .

$$\xi = \frac{\sigma}{Wn} = 0.78$$

Teniendo presente los parámetros y valores anteriormente calculados, se procede a reemplazarlos en la ecuación de una función de transferencia de segundo orden:

$$T(s) = \frac{Wn^2}{s^2 + 2\xi Wns + Wn^2}$$

$$T(s) = \frac{150.55}{s^2 + 19.14s + 150.55}$$

- Matrices de Decisión

A: Arduino

B: Matlab

C: Labview

Criterio	A	B	C
Usabilidad	9	8.5	8
Funcionalidad	9.5	9	9
Eficiencia	8	8.5	8.5
Confiabilidad	9	9	8.5

Requerimientos funcionales del software:

Característica	Porcentaje (%)	Calificación	
		Más	Menos
Interfaz amigable	40	5	0
Fácil de usar	15	5	0
mejor visualización de resultados	13	5	0
permita leer datos Arduino	12	5	0
conocimiento del software	20	0	5
Total	100		

Tabla No.1 requerimientos y porcentajes para seleccionar el software.

Software	Características					Total
	Interfaz amigable	Fácil de usar	visualización resultados	lea Arduino	conocimiento software	
Matlab	5	5	5	5	5	5
Python	5	4	4	5	2	4,12
LabVIEW	4	4	5	4	3	3,93
eclipse	2	3	5	2	4	2,94

Tabla No.2 puntajes según los requerimientos funcionales del software.

- Maqueta de la planta:

Para el diseño de la planta primero se tuvo en cuenta que la plataforma debía moverse de acuerdo a la presión ejercida por la planta del pie, por eso se realizó con cartón industrial, para que los servos motores lograrán mover con facilidad cada una de las zonas plantares escogidas. La plantilla se realizó sobre una caja en la cual se encuentran los actuadores (servos motores) y el mecanismo de acción de cada uno de ellos. Además, dentro de ella también se encuentra

el Arduino, para que el usuario únicamente vea la plataforma y no tenga que ver el mecanismo de funcionamiento.



Figura 17. Mecanismo de empuje de la plataforma con servo motor SG90

Para elevar cada una de las zonas plantares se utilizaron 5 mecanismos como los que se observan en la foto, compuestos por un servomotor, 2 bloques de madera y un palo de balso. El mecanismo se activa de manera independiente en cada zona, cuando recibe una señal de Arduino que hace que el servomotor gire el grado establecido de acuerdo a la presión ejercida por el pie. Al girar el servomotor levantara el palo de balso, haciendo que la plataforma cambie su ubicación de acuerdo a la posición que tome el servo.



Figura 18. Mecanismo de empuje dentro de la plataforma



Figura 19. Vista superior de la plataforma diseñada.

En la figura 18 se observa el posicionamiento de cada uno de los mecanismos de empuje de la plataforma, todos ellos van conectados Arduino y a su vez al computador, sobre ellos se

encuentra cada una de las zonas plantares definidas para mover posteriormente como se observa en la figura 19.

- Planos (VER ANEXOS)

REFERENCIAS

- [1] Anom, «Scribd,» 2010. [En línea]. Available: <https://es.scribd.com/document/311142600/Anatomia-y-Fisiologia-de-Los-Pies>. [Último acceso: 6 3 2018].
- [2] PIÉDICA, «Sensor Médica,» 2014. [En línea]. Available: <http://www.piedica.com/baropodometria/>. [Último acceso: 6 3 2018].
- [3] J. Pimentel, «A review of the utilization of baropodometry in postural assessment,» *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, vol. 18, n° 2, pp. 215-219, 2013.
- [4] L. Avagnina, «The biomechanic examination using barometrics platforms,» *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, vol. 1, n° 1, pp. 45-48, 2008.
- [5] R. GUIADO, «INFLUENCIA DE LA CIRUGÍA PERCUTÁNEA EN HALLUX VALGUS SOBRE LAS PRESIONES PLANTARES EN DINÁMICA,» *UNIVERSIDAD DE GRANADA*, pp. 1-209, 2008.
- [6] M. PIÉDICA, «PIÉDICA,» 2011. [En línea]. Available: <https://clinicadelpiemexico.wordpress.com/2011/05/11/piedica-estado-actual-de-los-estudios-baropodometricos-y-plantillas-de-la-mas-alta-calidad-personalizadas/>. [Último acceso: 6 3 2018].
- [7] Diaz, C., Torres, A., Ramirez, J., Garcia, L. and Alvarez, N. (2006). Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes. [ebook] Medellín: Revista EIA. Available at: <http://www.scielo.org.co/pdf/eia/n6/n6a05.pdf> [Accessed 8 Mar. 2018]
- [8] Padilla, A. (2006). Uso de la baropodometria. 2nd ed. [ebook] Tlacotalpan: Medigraphic. Available at: <http://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2006/ot064d.pdf> [Accessed 8 Mar. 2018].
- [9] Martínez, N., Cuevas, G., Sanchez, R., Pascual, H. and Sanchez, B. (2007). Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. [ebook] Madrid. Available at: http://cpe.desarrolloweb.juanluisplaza.es/estudio_del_patron_de_%20presiones_plantares_en_pies_con_hallux_valgus_mediante_un_sistema_de_plantillas_instrumentalizadas.pdf [Accessed 8 Mar. 2018].
- [10] De la Fuente, M. (2009). Sensores. [ebook] Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Available at: <http://www.isa.cie.uva.es/~maria/sensores.pdf> [Accessed 8 Mar. 2018].
- [11] Ferrer, J. (2015). Caracterización de sensores piezoeléctricos y capas de adaptación (matching layer) para detectores de partículas tipo PICO. [ebook] Valencia: Universidad politécnica de valencia. Available at: [https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/56941/FERRER%20-%20Caracterizaci%F3n%20de%20sensores%20piezoel%20cos%20y%20capas%20de%20adaptaci%F3n%20\(matching%20layer\)%20para%20....pdf?sequence=2](https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/56941/FERRER%20-%20Caracterizaci%F3n%20de%20sensores%20piezoel%20cos%20y%20capas%20de%20adaptaci%F3n%20(matching%20layer)%20para%20....pdf?sequence=2) [Accessed 8 Mar. 2018].
- [12] FRESNEDA, C. (2013, May 19). Energía limpia producida con los pies. El Mundo Retrieved from <http://ezproxy.unbosque.edu.co:2048/login?url=https://search-proquest-com.ezproxy.unbosque.edu.co/docview/1352872382?accountid=41311>
- [13] Lord M, Hosein R. A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy. *Clin Biomech* 2000; 15(4): 278-283.
- [14] Costa, Q. J., & López, A. F. (2012). Interacción electromagnética: teoría clásica. Retrieved from <http://ebookcentral.proquest.com.ezproxy.unbosque.edu.co>
- [15] Nisenet.org, 2018. [Online]. Available: http://www.nisenet.org/sites/default/files/catalog/uploads/spanish/12194/electricsqueeze_images_13nov13_sp.pdf.
- [16] K. Moore, *Anatomy*. Madrid: Panamericana, 1996, pp. 274 - 370.
- [17] "KINESIOLOGY OF THE NORMAL HUMAN MARCH", Wzar.unizar.es, 2018. [Online]. Available: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>. [Accessed: 30- Mar- 2018].
- [18] "Biomechanics of Walking (Gait)", footEducation, 2015. [Online]. Available: <https://www.footeducation.com/page/biomechanics-of-walking-gait>. [Accessed: 30- Mar- 2018].
- [19] "ALTERATIONS OF THE MARCH", Sld.cu, 2018. [Online]. Available: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-equino/alteraciones_de_la_marcha.pdf.
- [20] K. Ogata *et al*, *Ingeniería De Control Moderna*. (5a. ed.) Madrid; Harlow; London: Pearson, 2010.
- [21] D. Richard and Del Valle Munoz Victor Hugo, *Sistemas Modernos De Control*. (2a. ed.) Wilmington: Addison-Wesley Iberoamericana, 1989.
- [22] Recursostic.educacion.es, 2018. [Online]. Available: <http://recursostic.educacion.es/secundaria/edad/4esofisicaquimica/impresos/quincena4.pdf>. [Accessed: 02- Apr- 2018].
- [23] Metas.com.mx, 2018. [Online]. Available: <http://www.metas.com.mx/guiametas/La-Guia-MetAs-05-04-masa.pdf>. [Accessed: 02- Apr- 2018].

Anexos:

Nº1

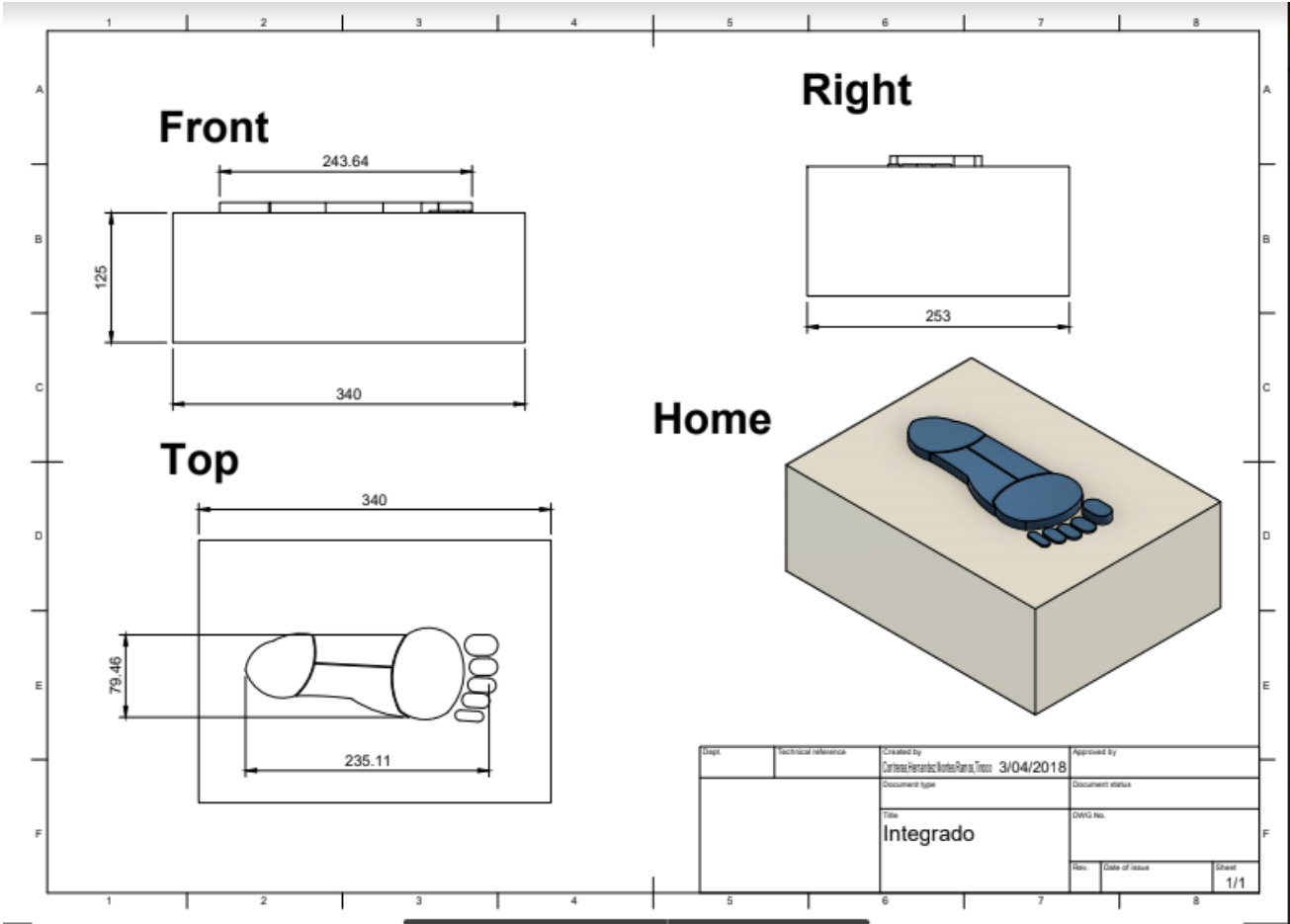


Fig. 20 Planos de la planta

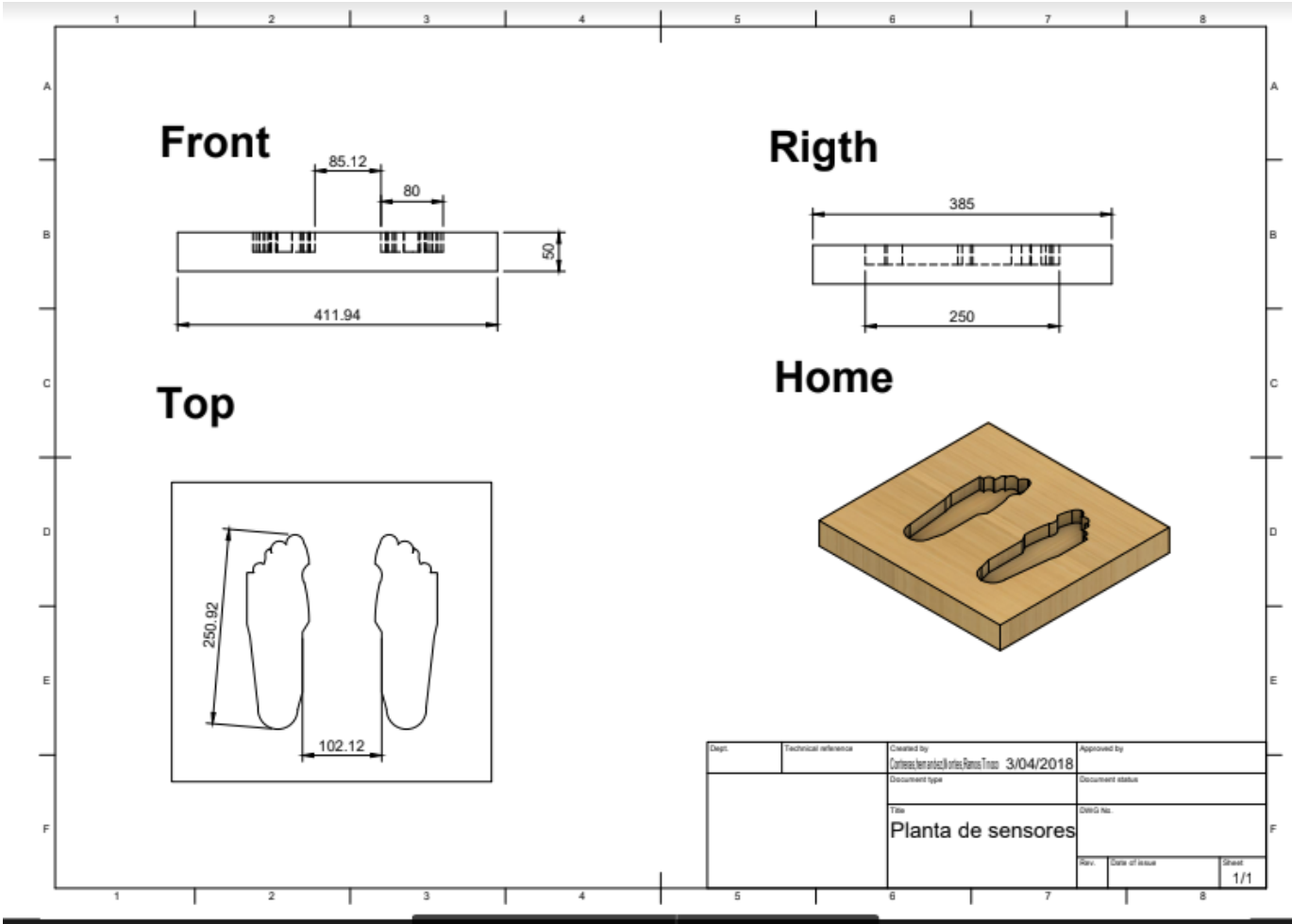


Fig. 21. Planos de la plataforma

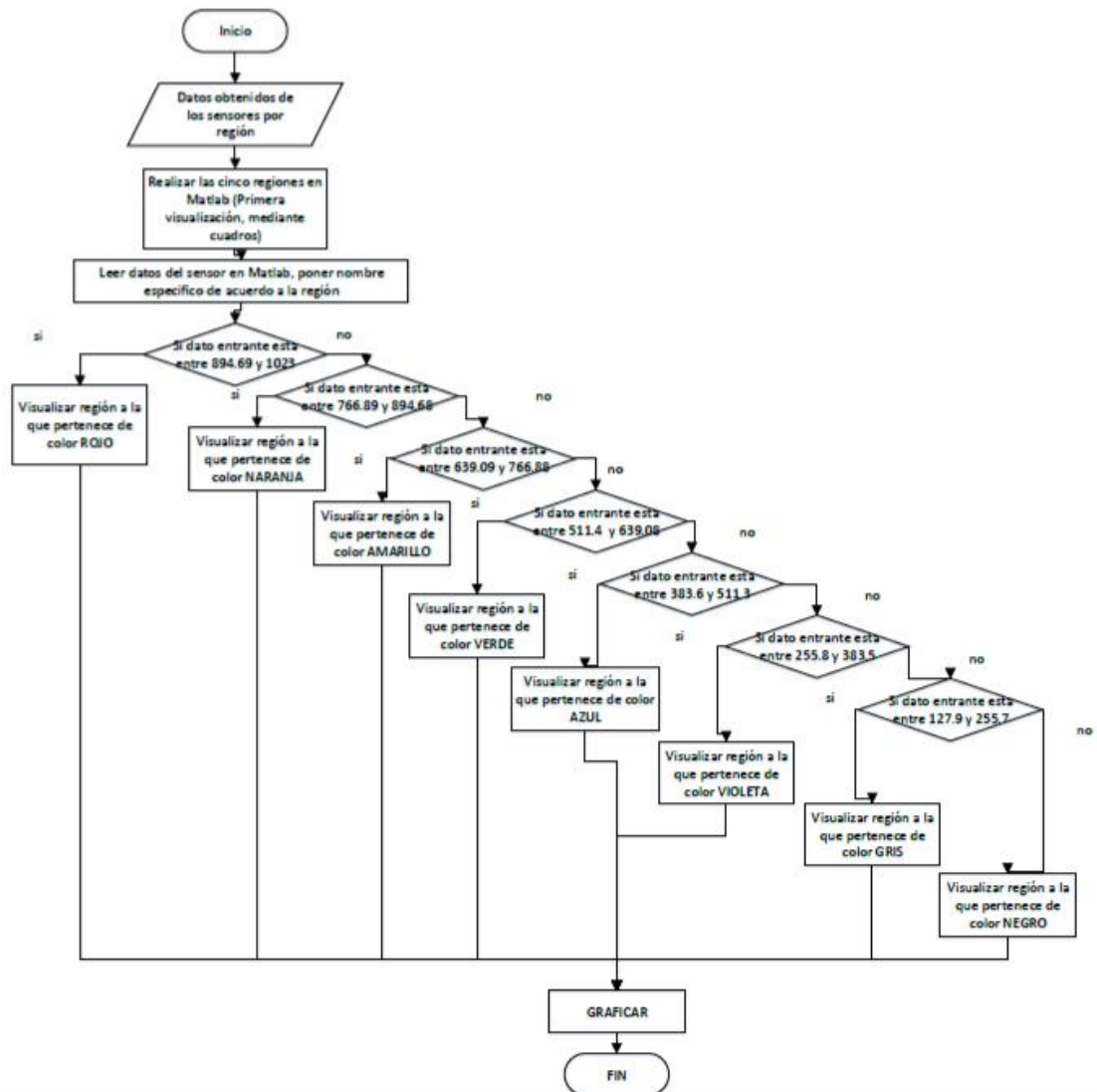


Fig. 22. Diagrama procesamiento información