

SISTEMA DE ASISTENCIA DEL EQUILIBRIO HUMANO DURANTE LA MARCHA EN
PACIENTES CON NEUROPATÍA
No. 0941

GLORIA PATRICIA OCHOA HERRERA
BIBIANA CAROLINA BÁEZ CASTRO

DIRECTORES:
DOCTORA MARTHA ZEQUERA
INGENIERO JOSE LUIS URIBE, MSc
INGENIEIRO EDUARDO GERLEIN, MSc

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BOGOTÀ

ARTÍCULO 23 DE LA RESOLUCIÓN No. 13 DE JUNIO DE 1946

“La Universidad no se hace responsable de los conceptos emitidos por sus alumnos en sus proyectos de grado.

Sólo velará porque no se publique nada contrario al dogma y la moral católica y porque los trabajos no contengan ataques o polémicas puramente personales. Antes bien, que se vea en ellos el anhelo de buscar la verdad y la justicia”.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos ante todo a Dios porque gracias a Él hoy estamos terminando nuestra carrera como Ingenieras Electrónicas, agradecemos a Él por la vida, por la salud, por acompañarnos día a día, por darnos la fuerza cuando más la necesitábamos.

Agradecemos a nuestros padres, quienes fueron de gran apoyo durante estos cinco años de carrera, ellos fueron quienes nos formaron, y gracias a ellos somos lo que somos hoy en día.

Agradecemos a nuestros compañeros con quienes compartimos triunfos y derrotas, siempre estuvieron a nuestro lado para darnos fuerzas y ánimos para seguir adelante.

Agradecemos a nuestros profesores por guiarnos, por compartir su conocimiento con nosotras, porque este trabajo es fruto de todo lo que aprendimos gracias a ellos.

Agradecemos a Electrónica Javeriana, porque sabemos pertenecemos a la mejor carrera del país, porque gracias a ella somos ingenieras integras, no solo con excelentes conocimientos, sino también como personas.

Agradecemos a todas las personas que aportaron de su tiempo y su conocimiento para que este trabajo fuera realizado.

Finalmente y no menos importante, agradecemos a nuestros tres directores de Trabajo de grado, por su paciencia, por su dedicación, por creer en nosotras, y en esta idea que hoy vemos hecha realidad.

ÍNDICE

| | |
|---|-----|
| 1.INTRODUCCIÓN | 7 |
| 2.MARCO CONCEPTUAL..... | 8 |
| Glosario | 8 |
| Sistema del Equilibrio | 8 |
| El pie | 9 |
| La marcha..... | 10 |
| Ciclo básico de la marcha | 10 |
| Dinámica de la marcha..... | 11 |
| Centro de Presión | 12 |
| 3.ESPECIFICACIONES | 13 |
| 4.DESARROLLO | 15 |
| Hardware | 15 |
| Sensores | 19 |
| Software | 23 |
| Clasificador | 30 |
| 5.ANÁLISIS DE RESULTADOS | 31 |
| 6.CONCLUSIONES | 46 |
| 7.BIBLIOGRAFÍA..... | 47 |
| 8.ANEXOS..... | 48 |
| Anexo A: Calibración de sensores | 48 |
| Anexo B: Esquemático del hardware desarrollado | 72 |
| Anexo C: Layout del hardware del dispositivo desarrollado | 73 |
| Anexo D: Código desarrollado | 73 |
| Anexo E: Protocolo de pruebas | 102 |
| Anexo F: Consentimiento informado | 107 |
| Anexo G: Manual del usuario | 108 |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 Ciclo básico de la marcha | 10 |
| Figura 2 Dinámica de la marcha | 11 |
| Figura 3 Trayectoria del COP en la dirección AP (eje y) y en la dirección ML (eje x)..... | 12 |
| Figura 4 Diagrama del sistema a Desarrollar | 13 |
| Figura 5 Zonas de la planta del pie donde se encontrarán ubicados los sensores | 14 |
| Figura 6 Sensor FlexiForce A201 de Tekscan | 14 |
| Figura 7 Gráfica de resistencia y conductancia del sensor FlexiForce | 14 |
| Figura 8 Proceso general del sistema | 15 |
| Figura 9 Hardware del sistema | 15 |
| Figura 10 Circuito de adecuación implementado | 16 |
| Figura 11 Circuito de adecuación con filtro de salida | 16 |
| Figura 12 Circuito de alimentación de motores del módulo actuador | 17 |
| Figura 13 Conexión LEDs del módulo actuador | 17 |
| Figura 14 Botones del actuador | 18 |
| Figura 15 Regulador utilizado para la alimentación del circuito | 18 |
| Figura 16 Oscilador del microcontrolador utilizado | 18 |
| Figura 17 Implementación del MAX232 | 19 |
| Figura 18 Linealidad e histéresis del sensor cero | 21 |
| Figura 19 Coordenadas de los sensores | 23 |
| Figura 20 Diagrama en bloque del sistema digital a implementar | 24 |
| Figura 21 Diagrama de Flujo del código principal | 26 |
| Figura 22 Diagrama de Flujo de la función defina_paso..... | 28 |
| Figura 23 Diagrama de Flujo de la función calibracion | 29 |
| Figura 24 Trayectorias de COP de siete sujetos normales durante la marcha | 31 |
| Figura 25 Trayectoria del COP obtenida por el dispositivo desarrollado | 34 |
| Figura 26 Trayectorias del COP de un paciente durante toda la prueba | 35 |
| Figura 27 Trayectorias del COP de todos los pacientes durante toda la prueba | 37 |
| Figura 28 Rango de datos válidos | 39 |
| Figura 29. Comparación COP antes y después de técnica de inmersión en hielo | 40 |
| Figura 30. COP persona sin sensibilidad del 80% | 42 |

Índice de Tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1 Especificaciones generales del dispositivo..... | 15 |
| Tabla 2 Picos de presión aplicados durante el proceso de calibración | 19 |
| Tabla 3 Datos de calibración del sensor cero | 22 |
| Tabla 4 Coordenadas de los sensores | 22 |
| Tabla 5 Datos obtenidos por los sensores cero y ocho después de la conversión digital | 27 |
| Tabla 6 Variables del proyecto | 32 |
| Tabla 7 Formato de registro de mediciones | 33 |
| Tabla 8 Características de la población de prueba | 33 |
| Tabla 9 Datos de las trayectorias representadas en la figura 26..... | 35 |
| Tabla 10 Datos de las trayectorias representadas en la figura 27..... | 36 |

| | |
|---|----|
| Tabla 11. Rango de valores de coordenadas de COP en el eje x obtenidas | 38 |
| Tabla 12. Datos obtenidos por los pacientes que realizaron la técnica de inmersión en hielo | 41 |
| Tabla 13. Error producido por cada sensor en el voltaje de entrada del ADC | 42 |
| Tabla 14. Error en cada voltaje después del ADC | 43 |
| Tabla 15. Análisis de costos del dispositivo desarrollado | 45 |

1. INTRODUCCIÓN

En Estados Unidos la Fundación Nacional de Osteoporosis calcula que 300.000 personas por año sufren fractura de cadera, principalmente causada por caídas. El 24% de estas personas tienen 50 años o más, y fallecen al año por causa de esta fractura [4]. Situación similar se vive en nuestro país, donde según un análisis hecho de historias clínicas en tres hospitales universitarios colombianos, el 90% de las fracturas de caderas son debidas a caídas, generando un alto impacto social [5]. Estas caídas se generan por problemas de estabilidad que ocurren en la población de la tercera edad, estas personas sufren de desgaste en los músculos, huesos y tejidos del cuerpo humano, lo cual se ve reflejado al caminar.

La población afectada por problemas de estabilidad no se reduce únicamente a los ancianos, por otra parte están los pacientes diabéticos, de los cuales, el 90% llega a tener diabetes mellitus tipo II [2], dichas personas sufren de una patología conocida como neuropatía periférica, la cual implica una falta de retroalimentación en el sistema afectando la mantención del equilibrio [1]. En el 2003 la Federación Internacional de Diabetes afirmó que 194 millones de personas estaban afectadas en el mundo, de las cuales existen alrededor de 1,5 millones de colombianos con esta enfermedad [3].

Al estar tales patologías dentro de las principales causas de mortalidad en el país [3], es claro que requieren atención preventiva. Ante esta situación se plantea desarrollar un sistema prototipo para evaluar el comportamiento del equilibrio humano con el fin de asistir a pacientes con neuropatía periférica durante el ciclo básico de la marcha.

Dicho sistema adquiere la presión plantar durante el ciclo básico de la marcha, por medio de unas plantillas equipadas con sensores, para luego calcular parámetros descriptivos del centro de presión (COP). Este sistema tendrá la capacidad de determinar si dichos parámetros corresponden a un patrón de una persona con problemas de estabilidad, retroalimentando por medio de dos motores vibradores al usuario y un display para que una tercera persona monitoree la marcha de quien está usando el dispositivo.

El presente documento muestra el desarrollo del proyecto, iniciando con una documentación acerca de la anatomía y fisiología de las partes del cuerpo humano involucradas en la marcha, en la sección de marco conceptual, así mismo se explica el desarrollo del prototipo realizado en la parte de Desarrollo, lo cual involucra el proceso de caracterización de los sensores, el diseño del circuito de adecuación, el software implementado, el diseño del bloque de decisión, además se muestran los resultados obtenidos de las pruebas hechas con el prototipo diseñado, así como el análisis de dichos resultados en la sección análisis de resultados; Finalmente se presentan las conclusiones y la bibliografía consultada.

2. MARCO CONCEPTUAL

Glosario

Las siguientes son algunas definiciones utilizadas en este proyecto que pueden servir de ayuda para su mayor entendimiento:

Equilibrio: facultad fisiológica por la que algunos seres vivos perciben su posición en el espacio. Consultado Diccionario de la Real Academia Española.

Postura: Descripción de la orientación de alguna parte del cuerpo respecto al vector gravitacional. Es una medida angular respecto al eje vertical [17].

Centro de Presión (CoP): Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del suelo [19].

Centro de Masa (CoM): Corresponde a la suma de las trayectorias o representación de todos los segmentos del cuerpo tanto en los planos antero-posterior como en los planos medio-lateral [19].

Estabilidad: Definido como la resistencia a perder el equilibrio o como la capacidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación ante estímulos externos [19].

Zancada: Secuencia de acontecimientos entre dos contactos sucesivos del talón del mismo pie (un ciclo de la marcha) [21].

Paso: Secuencia de acontecimientos que se producen en sucesivos contactos del talón de pies opuestos [21].

Apoyo bipodal: Periodo del ciclo de la marcha en el cual ambos pies están en contacto con el suelo al mismo tiempo [21].

Apoyo monopodal: Periodo del ciclo de la marcha en el cual un solo pie está en contacto con el suelo [21].

Base de Sustentación: Es la superficie disponible para apoyar el peso del cuerpo [19].

Sistema Vestibular: El Sistema Vestibular desempeña un papel fundamental en la orientación de los seres vivos gracias a los receptores que permiten la precepción de la aceleración lineal y angular [20].

Sistema del Equilibrio

El cuerpo humano es inestable por naturaleza, debido a que dos tercios de la masa del cuerpo están localizados en los dos tercios inferiores de la altura del mismo, por esta razón necesita de un sistema de control que actúe continuamente para estabilizarlo [17].

El sistema de control es el sistema del equilibrio, que está compuesto por el sistema visual, encargado de prever el movimiento y evitar obstáculos; el sistema vestibular, el cual adquiere la aceleración lineal y angular; y el sistema somatosensorial que está compuesto por una serie de sensores encargados de tomar la velocidad y posición del cuerpo, además de aportar la información del medio externo, debido a que son los únicos que están en contacto con éste [17-18].

Entre las patologías que pueden afectar el sistema del equilibrio se encuentran: escoliosis, enfermedades cerebrales, enfermedad de Parkinson, deficiencias vestibulares, amputaciones, parálisis cerebral y

neuropatía periférica [17]. Esta última, es una patología que afecta la sensibilidad en los miembros inferiores del cuerpo, provocando pérdida de estabilidad durante la marcha [12]. Se da como consecuencia del daño de los nervios encargados de transmitir la información que viaja desde el SNC (Sistema Nervioso Central) hasta los músculos y otros órganos y viceversa. Los nervios que se ven más afectados por la neuropatía son: sensoriales, motores y autónomos, estos dos últimos encargados de controlar los músculos y de llevar la información a órganos y glándulas, respectivamente [18].

Como se mencionó anteriormente, la neuropatía periférica afecta a una población considerable, por esta razón se han realizado varios estudios con respecto al tema. Uno de estos estudios fue el realizado por Norris, Marsh, Smith, Kohut y Miller [15], quienes compararon el análisis tradicional, trabajando distintos parámetros del COP tales como: máximo desplazamiento antero-posterior y medio-lateral, velocidad de balanceo promedio y área de la elipse. El estudio tuvo como población de trabajo tres grupos de pacientes: jóvenes, ancianos con bajo riesgo de caídas y ancianos con alto riesgo de caídas. Los resultados del método tradicional muestran que las diferencias entre los parámetros de jóvenes y ancianos con bajo riesgo no son significativas, mientras que existen grandes diferencias entre las personas que poseen bajo y alto riesgo de caída. Respecto a las técnicas estadísticas si se encuentra una diferencia significativa entre los jóvenes y los ancianos con bajo riesgo de caída.

Por otra parte, se han desarrollado distintos sistemas de medida que adquieren presiones plantares, como los diseñados por Karkokli y McConville [8], quienes realizaron una plantilla económica, útil en podología clínica. Este sistema mide las presiones plantares durante la marcha en tiempo real. La plantilla cuenta con ocho sensores resistivos FlexiForce, que fueron ubicados después de llevar a cabo un estudio para obtener los mejores resultados cuando la interpolación de los datos fuera aplicada. La aplicación incluye un software que le permite al usuario visualizar los resultados del procesamiento realizado.

Otro de los sistemas de medida desarrollados, es el que realizaron Chen, Huang, Lee, y Xu [14], quienes diseñaron una plantilla con ocho sensores resistivos. Los datos adquiridos por estos sensores llegan a un microprocesador donde se procesan para obtener la media de cada sensor y la distribución plantar durante la marcha.

Sin embargo, los trabajos mencionados se limitan a estudiar las diferencias de presiones entre personas normales y con patologías, estando en reposo, o a desarrollar dispositivos de medición y adquisición de presiones plantares, sin llegar a encontrar la solución del problema objeto del proyecto presentado en este documento.

Con base en los trabajos previos, se propone una solución por medio del desarrollo de un sistema el cual adquiere las presiones plantares de ambos pies, con ocho sensores FlexiForce por cada miembro, y realiza un procesamiento de las señales obtenidas para tomar una decisión acerca del nivel de estabilidad presentado por el usuario durante la marcha, el resultado de este procesamiento es utilizado para retroalimentar al paciente, tan pronto finalice cada paso.

Debido a que este sistema será utilizado de manera dinámica, se requiere un estudio acerca de la ambulación del ser humano, también conocido como la marcha, además es importante conocer la parte del cuerpo en la que se concentra este proceso, el pie.

El Pie

El pie humano es una estructura compleja compuesta por huesos, articulaciones y tejidos, el cual tiene un papel importante en el cuerpo, debido a que es la única parte que actúa con una superficie externa, proveyendo soporte y estabilidad.

Las estructuras mecánicas más importantes del pie incluyen el esqueleto óseo que con los ligamentos y arcos proveen rigidez y estabilidad. Las articulaciones que confieren flexibilidad y los músculos y tendones los cuales controlan el movimiento del pie

La Marcha

Necesidad básica para el desplazamiento de un lugar a otro del ser humano. Este proceso tiene distintas variaciones de acuerdo a la edad en el que se desarrolla, en los primeros años de vida se necesitan varios meses para aprender a caminar, y es únicamente a los siete años cuando se adquiere un patrón de marcha maduro, mientras que al pasar los años se hace cada vez más difícil llevarlo a cabo, esto sucede debido a la pérdida de fuerza, la reducción del equilibrio o a distintas enfermedades.

La marcha está definida como un proceso de pérdida y recuperación del equilibrio. Este inicia desequilibrando el cuerpo el cual reacciona moviendo un pie hacia adelante para prevenir una caída, al hacer este movimiento el centro de masa se desplaza fuera de la base de sustentación, lo cual provoca un paso hacia adelante con el otro pie. Este proceso se realiza hasta que la persona desea detenerse, recuperando el equilibrio sobre la base de sustentación.

Ciclo básico de la marcha

La unidad fundamental de la marcha es el ciclo básico, el cual inicia cuando el pie entra en contacto con el suelo, es decir cuando el talón toca la superficie, y finaliza cuando el mismo pie entra de nuevo en contacto con el suelo. La marcha tiene dos tipos de descriptores, espaciales y temporales. Los primeros corresponden a longitud de la zancada, distancia entre dos contactos sucesivos del talón del mismo pie; longitud del paso, distancia entre dos contactos sucesivos del talón de distinto pie; anchura del paso, distancia transversal entre los centros de los talones derecho e izquierdo, en dos contactos podales sucesivos; ángulo del paso, ángulo entre la línea de progresión del cuerpo y el eje longitudinal del pie. En cuanto a los descriptores temporales se tienen: la cadencia, corresponde al número de pasos por minuto, normalmente 1,87 pasos/s; tiempo de la zancada, corresponde al tiempo de un ciclo de la marcha completa; tiempo del paso, corresponde al tiempo de la conclusión de un paso, derecho o izquierdo. Es importante notar que existe un descriptor tanto espacial como temporal, este es la velocidad de la marcha, que varía considerablemente entre personas, dependiendo de la edad y características físicas, en adultos normales se tiene una velocidad de 1,37 m/s.

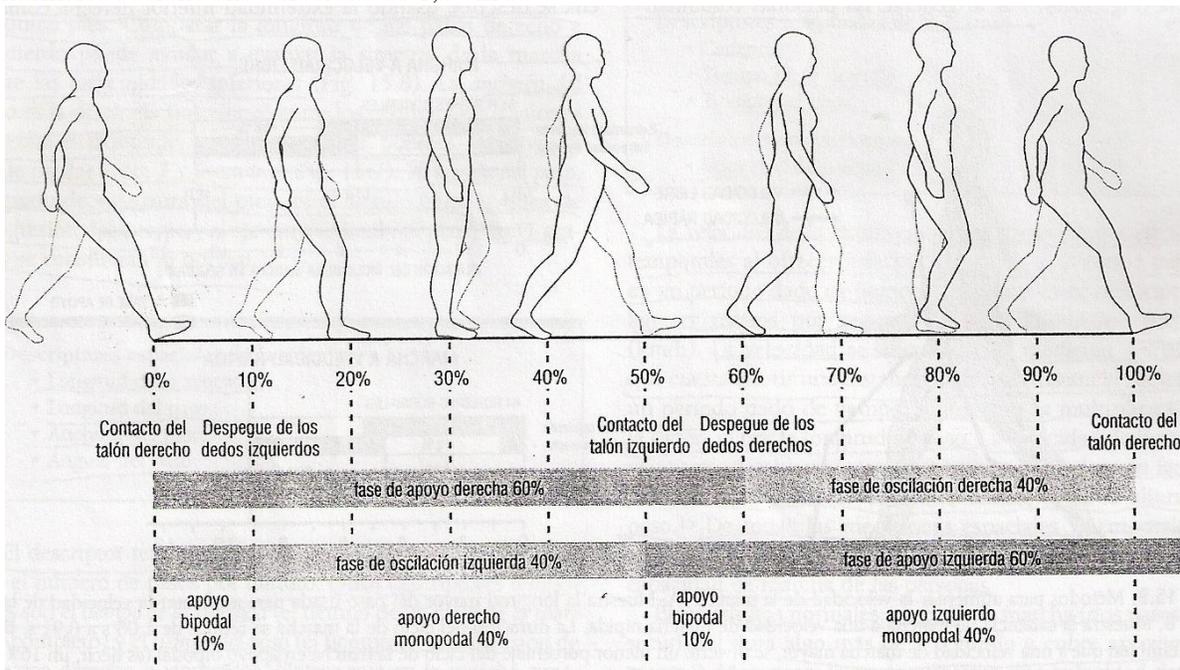


Figura 1. Ciclo básico de la marcha [21]

Un ciclo completo de la marcha se divide en dos fases principales, fase de apoyo (60% del ciclo) y fase de oscilación (40% del ciclo). La primera ocurre desde el contacto del talón del pie con el suelo hasta el despegue de los dedos del mismo pie, se produce mientras el pie está en el suelo sosteniendo todo el peso

del cuerpo. La segunda fase, va desde el despegue de los dedos hasta el siguiente contacto del talón con el suelo del mismo pie.

A continuación se explica un ciclo completo de la marcha teniendo el pie derecho como referencia. Entre el 0% y el 10% del ciclo se presenta el primer periodo de apoyo bipodal, en este intervalo el peso del cuerpo se transfiere del pie izquierdo al pie derecho, del 10% al 50% del ciclo, se presenta apoyo monopodal del pie derecho, mientras el izquierdo está en fase de oscilación. Entre el 50% y 60% del ciclo se encuentra el segundo periodo de apoyo bipodal y el peso del cuerpo se transfiere del pie derecho al pie izquierdo. Finalmente entre el 60% y el 100% la persona se encuentra en apoyo monopodal del pie izquierdo, y el pie derecho se encuentra en fase de oscilación, este proceso se muestra en la Figura 1. Al correr, la velocidad aumenta y por esta razón el apoyo bipodal desaparece siendo reemplazado por un periodo en el que ninguno de los pies toca el suelo. Por el contrario, al disminuir la velocidad de la marcha el apoyo bipodal es mayor, aumentando la estabilidad.

Dinámica de la marcha

Al caminar, se producen ciertas fuerzas por el pie llamadas fuerzas podales, debido a la tercera ley de Newton, existen fuerzas de igual magnitud pero de dirección opuesta llamadas fuerzas de reacción del suelo. Estas fuerzas están divididas en tres grupos: fuerzas verticales, antero-posteriores y latero-mediales.

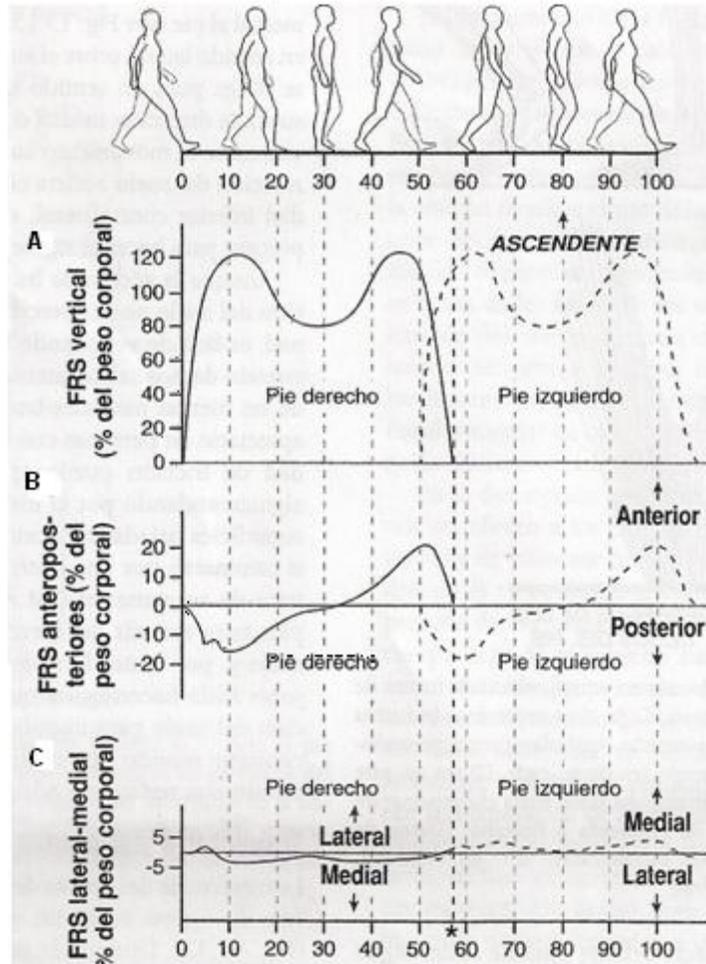


Figura 2. Dinámica de la marcha

Las fuerzas verticales son las que se dirigen perpendiculares a la superficie de apoyo, presentando dos picos máximos durante el ciclo básico de la marcha, correspondientes al 120% del peso corporal, las fuerzas antero-posteriores se aplican paralelas a la superficie de apoyo, presentando un pico máximo del

20% del peso corporal durante el ciclo de la marcha; por último, las fuerzas latero-mediales son relativamente pequeñas teniendo un pico del 5% del peso corporal. Dichas fuerzas se pueden observar en la Figura 2.

Centro de Presión

El punto de aplicación de las fuerzas de reacción del suelo en el pie, se describe por medio del centro de presión (COP), el cual sigue una trayectoria como se muestra en la figura 3. Mientras el talón está en contacto con el suelo el COP se localiza en el medio de este, a continuación se desplaza hacia la región lateral del mesopié y luego a la medial del antepié la cual corresponde justo debajo de la cabeza del primer y segundo metatarsiano del pie. Este movimiento se encuentra dentro de un rango determinado el cual se muestra en el área sombreada de la figura 3, Esto ocurre siempre y cuando la persona ambule con estabilidad, la pérdida de este sentido se ve reflejada cuando algún punto de la trayectoria del COP este por fuera del área mencionada. Así se ve descrito el comportamiento del equilibrio por medio del COP durante el ciclo básico de la marcha.

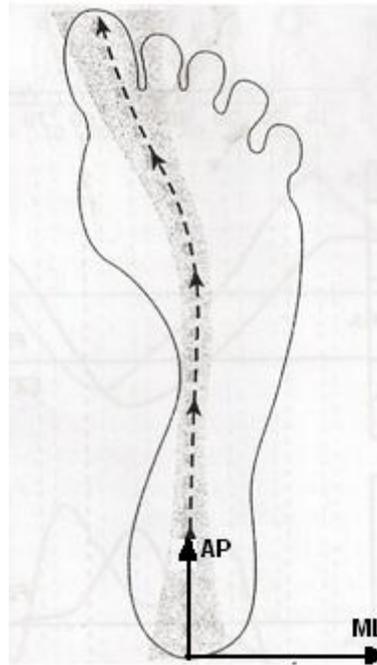


Figura 3. Trayectoria del COP en la dirección AP (eje y) y en la dirección ML (eje x) [21]

El COP se puede caracterizar por su trayectoria descrita, la cual está dada por las posiciones instantáneas de este en las direcciones AP (anteroposterior), eje y, y ML (medio lateral), eje x. Dicha trayectoria ha sido usada anteriormente con buenos resultados para evaluar la estabilidad en el ser humano [16], debido a esto se usará en el presente proyecto para realizar la clasificación inmediata mencionada anteriormente. Las ecuaciones (1) y (2) son las que describen la posición instantánea del COP en las direcciones AP y ML [11].

$$\text{---} \quad (1)$$

$$\text{---} \quad (2)$$

Donde P_i es la presión medida por el sensor i , A_i es el área del sensor i , (X_i, Y_i) es la posición del centro del sensor i , y n es el número de sensores.

3. ESPECIFICACIONES

El dispositivo desarrollado indica al usuario cuando tiene problemas de estabilidad durante el ciclo básico de la marcha. Este proceso tiene como entrada la presión plantar de ambos pies, y señales que indican cuando el sistema está en uso, y cuando el paciente desea calibrarlo, como se muestra en la figura 4b.

El sistema tiene un mecanismo de retroalimentación, que estimula la parte sensorial del paciente, el cual consta de motor vibrador, ubicado a cada costado de la cadera, al mismo tiempo le indica a una tercera persona como se encuentra el nivel de estabilidad de quien está realizando la marcha, este tipo de retroalimentación puede ser útil para especialistas. En la figura 4a, se observan los leds que indican el nivel de estabilidad: alta, media y baja. Además, otros dos que indican el estado en el que se encuentra el sistema, ya sea en acción o en rutina de calibración.

Dicho sistema permite que el paciente coloque en uso el dispositivo únicamente cuando lo desee. Toda esta interfaz es amigable para el usuario, sencilla y fácil de manejar.



Figura 4. Diagrama del sistema desarrollado.

Es importante tener en cuenta que se debe evaluar la presión en ambos pies, porque el apoyo monopodal de cada pie se efectúa únicamente durante el 40% del ciclo básico de la marcha y se debe detectar problemas en la trayectoria del COP en cualquiera de los dos pies, para así poder determinar algún problema de estabilidad. Para esto el dispositivo cuenta con ocho sensores resistivos en cada plantilla, ubicados como se muestra en la figura 5, donde cada división tanto en el eje x como en el eje y, corresponde a 1 cm. Esta ubicación se selecciona debido a que es la trayectoria descrita por el COP durante la marcha. El número de sensores seleccionado es suficiente para adquirir la presión plantar de acuerdo al estudio realizado por Karkokli y Mc Conville, en el año 2006 [8].

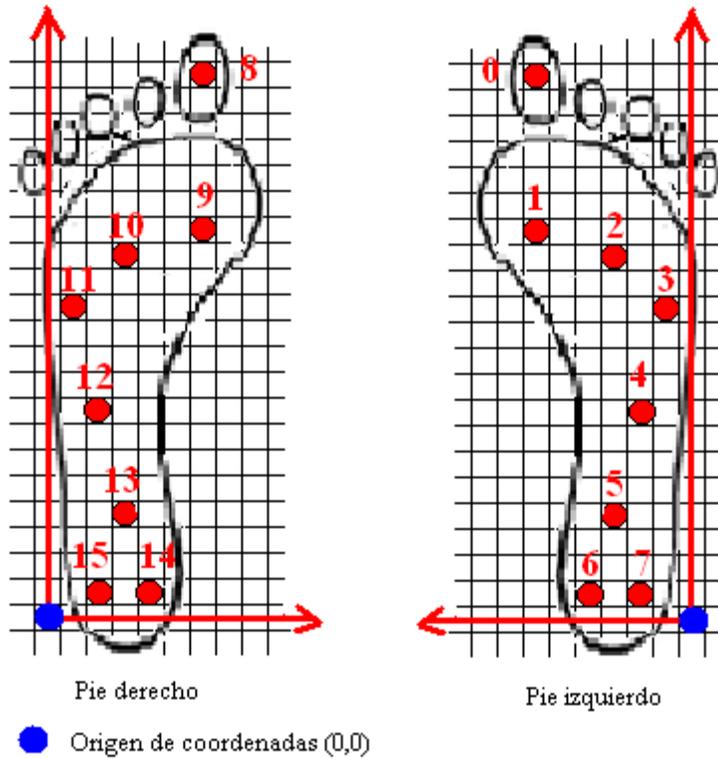


Figura 5. Coordenadas de la planta del pie donde se encontraran ubicados los sensores

Los sensores usados corresponden a sensores resistivos Flexiforce, serie A201 de Tekscan, los cuales se muestran en la figura 6. Dichos sensores tienen como principales características su alto grado de flexibilidad y su linealidad [6], debido a que la respectiva conductancia del sensor, $1/R$, varía de forma lineal respecto a la fuerza aplicada, como se observa en la gráfica rosada de la figura 7, con su respectiva regresión lineal, gráfica negra. Además dichos sensores ya han sido utilizados para medir presiones plantares, con buenos resultados [8].



Figura 6. Sensor FlexiForce A201 de Tekscan

En la gráfica azul de la figura 7, se puede observar que el sensor se comporta como una resistencia que varía entre $80 \text{ k}\Omega$, cuando se ejerce sobre el sensor una fuerza de 120 lb-fuerza, y $950 \text{ k}\Omega$, cuando se ejerce sobre el sensor una fuerza de 5 lb-fuerza, que corresponde a la mínima fuerza detectada por el sensor.

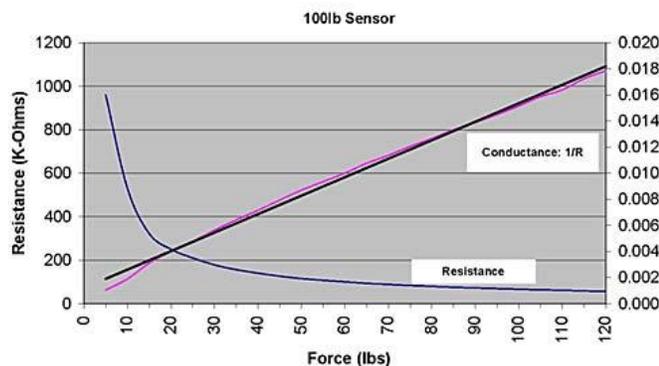


Figura 7. Gráfica de resistencia y conductancia del sensor FlexiForce

Las especificaciones generales del dispositivo se observan en la tabla 1. Y para mayor información mirar el manual del usuario el cual está en el anexo G.

| | |
|--|--|
| Fuente de Alimentación | 9 V |
| Potencia | 1,3 W |
| Microcontrolador | DSPIC30F6015 |
| Reloj del microcontrolador | 100 ns (10 MHz) |
| Frecuencia de conversión | 278 kHz |
| Frecuencia de captura de datos muestreados | 100 Hz |
| Convertor análogo digital | 10 bits. Tipo SAR (Registro de aproximaciones Sucesivas) |
| Talla de Zapato | 37-41 |
| Peso del Usuario | 47 kg – 81 kg |
| Longitud de los pies a la cintura | Máximo 1,20 m |
| Peso del dispositivo | 200 g |
| Medidas del dispositivo | 11 cm x 12 cm x 3 cm |

Tabla 1. Especificaciones generales del dispositivo

4. DESARROLLOS

El desarrollo del prototipo se puede observar en la figura 8, donde la entrada principal del sistema, es la presión plantar de ambos pies, que entra por el módulo de adquisición de señales de presión. Dichas señales pasan por un proceso de adecuación para así poder ingresar a un microcontrolador, en este dispositivo se realizará un pre-procesamiento, con el fin de calcular los parámetros del COP que se trabajan, dichos parámetros entran a un bloque de decisión, para saber si el usuario presenta problemas de estabilidad o no. Además se encuentra un bloque de post-procesamiento el cual convertirá la salida del bloque de decisión en las señales de salidas necesarias del sistema, las cuales activan el actuador que retroalimenta al usuario.



Figura 8. Proceso General del Sistema

El dispositivo desarrollado consta de dos diseños básicos: hardware y software. Los cuales se explican a continuación. Además se muestra el proceso de caracterización usado en los sensores, y la determinación de los umbrales con los que se compara.

Hardware

El diagrama del Hardware del dispositivo desarrollado se muestra en la figura 9, donde se puede observar que se alimenta con una batería de 9V, al regulador que tiene como salida 5V y con este alimentar el resto del circuito. Se encuentran los dieciséis sensores que entran al circuito de adecuación, uno para cada sensor, de los cuales obtenemos dieciséis señales análogas que entran al microcontrolador. Además, el DSPIC30F6015, tiene conectado un cristal, y unos drivers para manejar los motores de realimentación y los botones y leds que hacen posible la interacción del usuario con el sistema. Por último, cuenta con un MAX232 que permite realizar la transmisión serial al computador, para obtener los datos que serán analizados posteriormente.

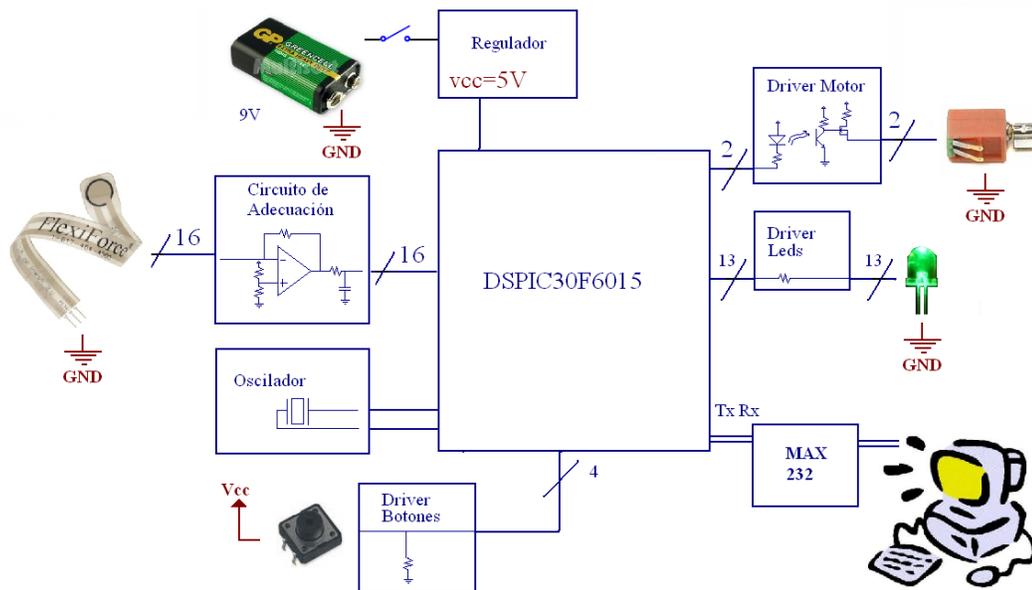


Figura 9. Hardware del sistema

En cuanto al circuito de adecuación, se implementó el circuito que se observa en la figura 10.

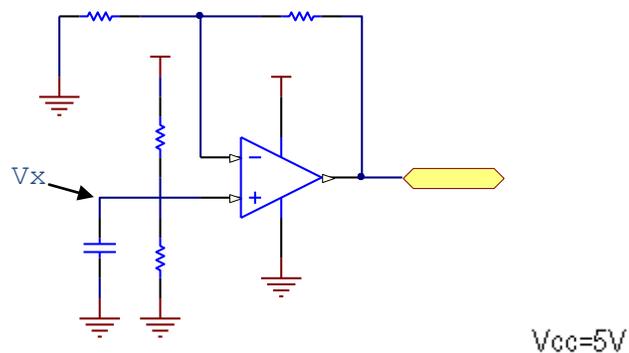


Figura 10. Circuito de adecuación implementado

En este circuito se fija un voltaje V_x en el pin positivo, creando una corriente sobre el sensor R_s , produciendo un voltaje lineal a la salida con respecto a la conductancia de R_s , ver ecuación (3).

(3)

Este voltaje V_x se fija a 1 V, debido a que es necesario que circule una corriente a través del sensor, del pin negativo del amplificador a tierra. Por lo tanto, se elige $R_3=1.5\text{ M}\Omega$ y $R_4=390\text{ k}\Omega$, estas resistencias son de un orden bastante alto con el fin de disminuir el consumo de corriente, que es de $2.6\text{ }\mu\text{A}$.

Para la elección de R_1 , se tiene que R_s varía entre $80\text{ M}\Omega$ cuando no hay presión y alrededor de $150\text{ k}\Omega$, que corresponde a la resistencia cuando se ejerce máxima presión durante la marcha, para estos valores se busca un R_1 tal que V_{out} varíe entre 1 V y 4,5 V aproximadamente, y se encuentra que $R_1=510\text{ k}\Omega$. Teniendo en cuenta que el ADC, trabaja con un V_{ref} de 5 V. Se coloca un condensador C_1 para eliminar el ruido que pueda existir en el pin positivo del OPA. Se elige trabajar con el amplificador MCP 604, debido a que permite ser polarizado entre fuente y tierra, tiene un buen rechazo en modo común, y vienen cuatro amplificadores por integrado, lo cual disminuye costos, además tienen alta impedancia de entrada tanto en modo común como en diferencial de Ω , por lo cual no afecta el Voltaje V_x calculado anteriormente. Debido a que son dieciséis entradas analógicas, se utilizarán cuatro MCP 604 y cada uno tendrá conectado un divisor de voltaje para fijar V_x .

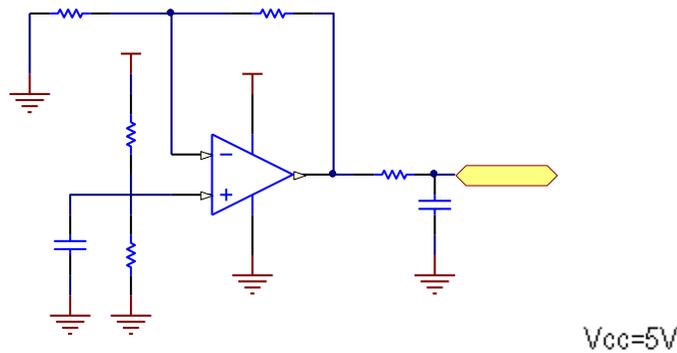


Figura 11. Circuito de adecuación con filtro de salida

Como se tiene un ruido AC de 2 V_{pp} y promedio cero, de alta frecuencia en el circuito, se coloca un filtro anti-aliasing a la salida de cada amplificador, como lo sugiere Microchip, el fabricante del microcontrolador que se utiliza, con el fin de filtrar señales de alta frecuencia. Este filtro se fija a 150 Hz, lo cual se logra con $C_2=1\text{ }\mu\text{F}$ y $R_2=1\text{ k}\Omega$. La implementación del filtro se ve en la figura 11.

Por otro lado, el módulo del actuador, cuenta con dos optoacopladores 4N25, conectados como se muestra en la figura 12, para manejar los motores vibradores, que se encargan de retroalimentar al usuario.

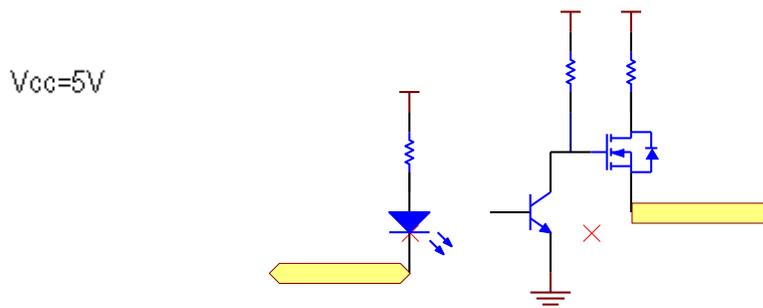


Figura 12. Circuito de alimentación de motores del módulo actuador

El circuito que maneja cada motor, es activo alto y la salida del microcontrolador outDSPIC varía entre 0 V y 5 V. Para outDSPIC, nivel bajo, 0 V, se fija una corriente de 20 mA a través del diodo. Utilizando la ecuación 4, se halla $R_1=200 \Omega$. La corriente reflejada polariza el transistor del optoacoplador, con un voltaje bajo en el colector, haciendo que el mosfet entra en región de corte y no enciende el motor.

(4)

Para outDSPIC en alto, 5 V, el diodo queda en región de corte lo cual hace que el transistor quede en la misma región, y colocando 5 V en el gate del mosfet, encendiendo el motor.

Por otra parte se colocan condensadores de desacople entre cada pin de tierra y fuente del microcontrolador. En cuanto al encendido de los leds, se colocan activo bajo, debido a que es preferible utilizar los pines I/O del microcontrolador como sumideros de corriente, los leds se conectan como se muestran en la figura 13

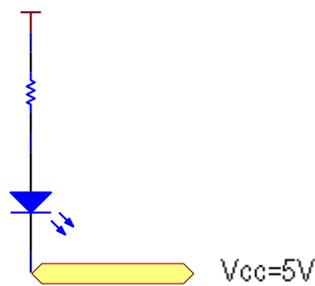


Figura 13. Conexión LED's del módulo actuador

Por otra parte, se tienen los botones de interfaz con el usuario, estos botones también funcionan activo bajo como se muestra en la figura 14.

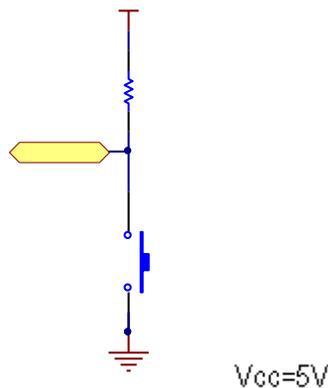


Figura 14. Botones del actuador

Como se mencionó anteriormente en cuanto a la alimentación del circuito, se propone trabajar con fuente de 5 V, debido a que es seleccionada para alimentar todos los circuitos integrados, así como los sensores. Para esto, se alimenta el circuito con una batería de 9 V y por medio de un regulador, se proporcionara los 5 V necesarios, para esto se elige el regulador LM1117, el circuito requiere de 98 mA aproximadamente, y en el peor de los casos, es decir dependiendo de la cantidad de leds encendidos y botones oprimidos, 130 mA. Este regulador proporciona hasta 800 mA lo cual es suficiente para alimentar el circuito. Además, se conecta con condensadores de desacople a la fuente de entrada 9 V, y a la de salida, 5 V, tal como se muestra en la figura 15.

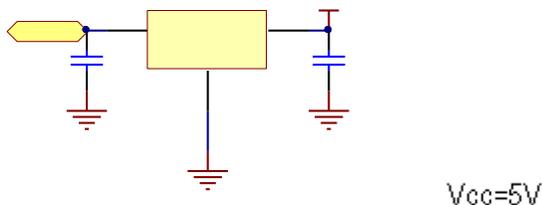


Figura 15. Regulador utilizado para la alimentación del circuito

Por otro lado, es importante notar que para el funcionamiento del microprocesador se requiere un oscilador, para esto se utiliza un cristal de 10 MHz, igualmente conectado con condensadores para estabilizar la oscilación, como se muestra en la figura 16.

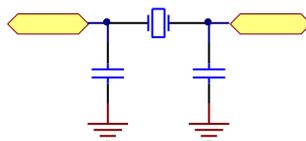


Figura 16. Oscilador del microcontrolador utilizado.

Para la transmisión de los datos de prueba a un computador, necesarios para obtener los umbrales con los cuales se hace la comparación del bloque de decisión, se debe conectar un dispositivo driver de recepción y transmisión, para esto se utiliza un MAX232, el cual se conecta como sugiere el fabricante. Ver figura 17.

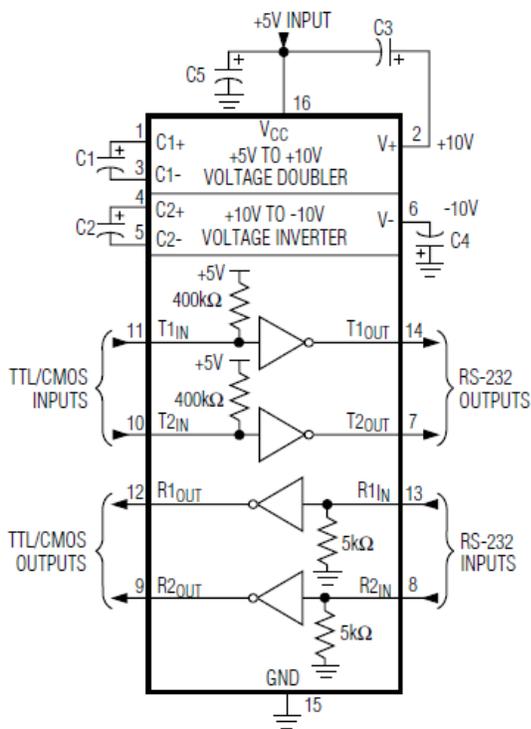


Figura 17. Implementación del MAX232

Además de lo aquí explicado se adjunta, el anexo B donde se encuentra el esquemático final, y el anexo C donde se encuentra el layout del circuito. Con este procedimiento queda finalizado el diseño del sistema

para la adquisición del COP y la retroalimentación en el control del equilibrio durante el ciclo básico de la marcha

Sensores

La caracterización de los sensores cumple un papel importante en el desarrollo del dispositivo debido a que dependiendo de esto se obtienen datos confiables durante la medición hecha por el sistema. Estos sensores miden la fuerza ejercida sobre la superficie, debido a que el área a medir es mayor que el área de medición de los sensores, es necesario el uso de un “puck”, pieza circular de material rígido, de menor área que el área de medición de los sensores, 71,33 mm², el cual es ubicado en el área de medición para asegurar que la carga total este dentro de este área. El puck no debe tocar los bordes del área de medición o se tendrá una medida errónea [6].

| Sensores | Pico de Presión (KPa) | 110% Pico de Presión(KPa) |
|----------|-----------------------|---------------------------|
| 0-8 | 242,9 | 267,2 |
| 1-9 | 202,6 | 222,9 |
| 2-10 | 201,2 | 221,3 |
| 3-11 | 175,4 | 192,9 |
| 4-12 | 123,4 | 135,7 |
| 5-13 | 69,1 | 76 |
| 6-14 | 69,1 | 76 |
| 7-15 | 69,1 | 76 |

Tabla 2. Picos de presión aplicados durante el proceso de calibración

Como los sensores FlexiForce miden fuerza, y en el proyecto se trabaja con presiones, es importante tener en cuenta que la relación entre estas dos variables es $F = p \cdot A$ donde A corresponde al área del puck, 55,42 mm² [9], con el fin de realizar el análisis correspondiente.

Para iniciar el proceso de caracterización se aplica al sensor, una carga equivalente al 110% de la máxima carga que tendrá durante su uso, este procedimiento se realizó cuatro veces, con unas masas prestadas por el Departamento de Física, como se observa en la figura 18. La lectura del voltaje es tomada un minuto después de haber aplicado la carga, cuando el sensor ya ha alcanzado un valor estable [6] [9], con un multímetro Fluke 45, con una resolución de 1 μ V a 0,01 V¹.

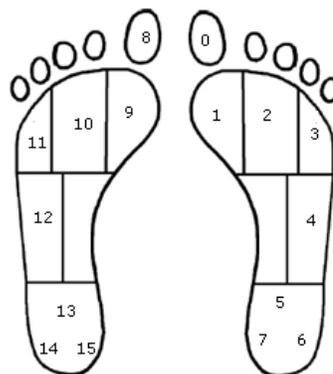


Figura 17. División del pie por zonas

¹ Tomado de <http://us.fluke.com/fluke/USEN/Bench-Instruments/Bench-Multimeters/Fluke-45.htm?PID=56082>



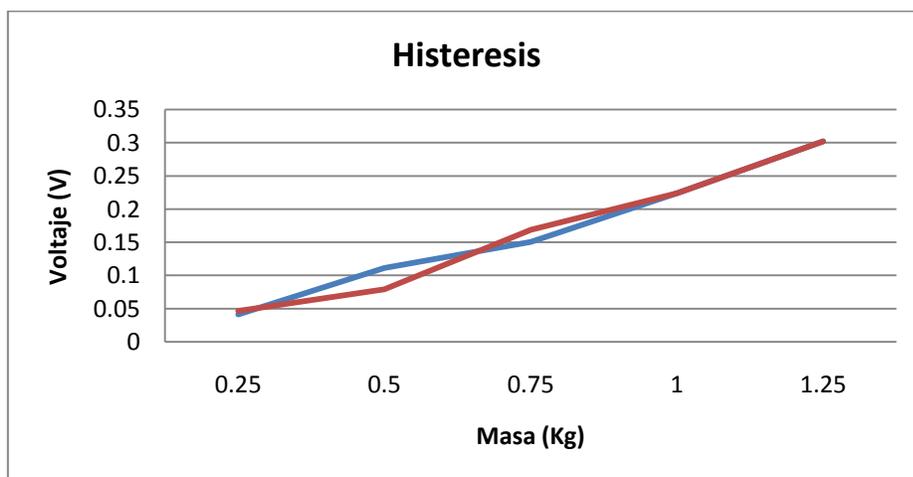
Figura 18. Proceso de caracterización de los sensores

Para saber la máxima carga que soportarán se realiza una búsqueda acerca de las presiones plantares durante la marcha [7], en ese estudio se dividió el pie en siete zonas, como se muestra en la figura 17. Sin embargo en este proyecto solo se trabajan seis zonas, las otras dos se desconsideran debido a que no se encuentran ubicadas dentro de la trayectoria del centro de presión. Cada una de las seis zonas trabajadas tiene ubicado un sensor, a diferencia de la zona del retropié, en la cual se encuentran tres sensores, debido a esta razón la presión del retropié es dividida en tres partes iguales, la división de esta zona en tres partes, se debe a que el área de contacto es mayor que las demás. De acuerdo a esto se encontró los datos mostrados en la tabla 2.

Además es necesario el test de linealidad, para saber la medida de proporcionalidad que presenta el sensor ante un rango de fuerza aplicada. La prueba se realiza aplicando al sensor el 100% de la carga, la medida es tomada un minuto después de haber aplicado dicha carga, este procedimiento se repite cuatro veces. Igualmente se lleva a cabo el mismo procedimiento con cargas repartidas en el intervalo del 0 al 100%.

Por último se tiene el test de histéresis, el cual corresponde a la diferencia en la lectura del sensor cuando se incrementa y se decrementa la carga para la misma fuerza aplicada. Este test se realiza incrementando y decrementando la fuerza aplicada, en el intervalo del 0 al 100% de la carga. Este procedimiento se repite tres veces más.

En la Tabla 3 se observan los datos obtenidos de la caracterización del sensor cero, y en la figura 18 los resultados obtenidos de linealidad e histéresis, con su respectiva línea de tendencia, la ecuación respectiva de esta línea, y el valor R^2 , que indica que tan lineal es el sensor. El mismo procedimiento se realiza para los otros quince sensores, y los resultados se muestran en el anexo A. A partir de los resultados mostrados en el anexo A, se mide la linealidad y la histéresis presentadas por cada sensor.



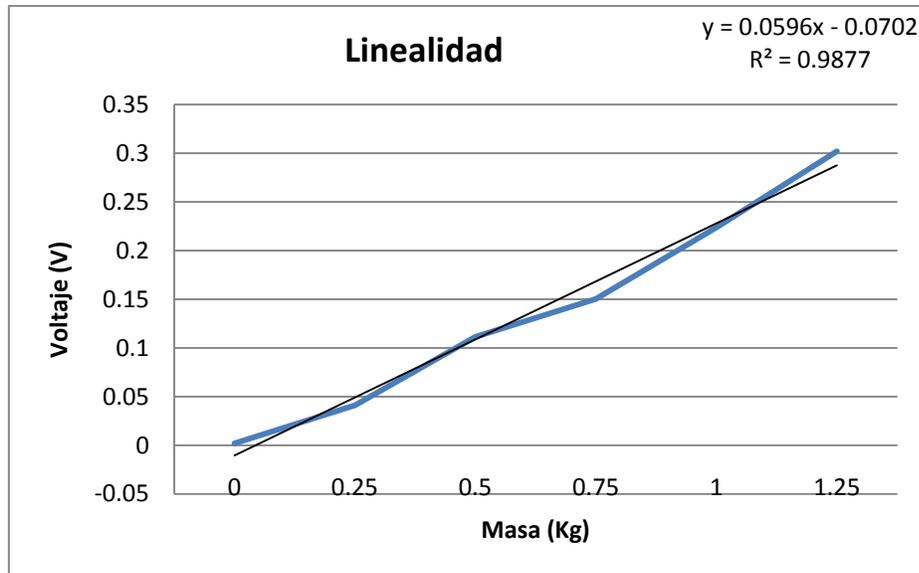


Figura 18. Gráfica de linealidad e histéresis del sensor cero

| SENSOR | MASA (g) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|--------|----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 0 | 1000+ | 0,00 | | 0,00 | 0,00 |
| | 250 | 19,0 | 0,0340 | 0,053 | 2,5 | 44208 |
| | | 16,0 | 0,0370 | 0,063 | | |
| | | 13,0 | 0,0530 | 0,077 | | |
| | PROMEDIO | 16,0 | 0,0413 | | | |
| | 500 | 7,8 | 0,083 | 0,13 | 4,9 | 88416 |
| | | 8,4 | 0,106 | 0,12 | | |
| | | 5,9 | 0,145 | 0,17 | | |
| | PROMEDIO | 7,4 | 0,111 | | | |
| | 750 | 5,4 | 0,151 | 0,19 | 7,4 | 132624 |
| | | 6,4 | 0,128 | 0,16 | | |
| | | 4,5 | 0,172 | 0,22 | | |
| | PROMEDIO | 5,4 | 0,150 | | | |
| | 1000 | 4,1 | 0,212 | 0,24 | 9,8 | 176831 |
| | | 3,0 | 0,244 | 0,33 | | |
| | | 4,2 | 0,216 | 0,24 | | |
| | PROMEDIO | 3,8 | 0,224 | | | |
| | 1250 | 3,4 | 0,272 | 0,29 | 12 | 221039 |
| | | 3,2 | 0,305 | 0,31 | | |
| | | 3,9 | 0,329 | 0,26 | | |
| | PROMEDIO | 3,5 | 0,302 | | | |

| SENSOR | MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|--------|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 0,00 | 1000+ | 0,00200 | | 0,00 | 0,00 |
| | 0,25 | 16,00 | 0,0500 | 0,0625 | 2,5 | 44208 |
| | | 10,8 | 0,0540 | 0,0926 | | |
| | | 11,7 | 0,0350 | 0,0855 | | |
| | PROMEDIO | 12,8 | 0,0463 | | | |
| | 0,50 | 8,50 | 0,0660 | 0,118 | 4,9 | 88416 |
| | | 7,50 | 0,0880 | 0,133 | | |
| | | 7,00 | 0,0830 | 0,143 | | |
| | PROMEDIO | 7,67 | 0,0790 | | | |
| | 0,75 | 5,90 | 0,148 | 0,169 | 7,4 | 132624 |
| | | 5,40 | 0,166 | 0,185 | | |
| | | 4,90 | 0,192 | 0,204 | | |
| | PROMEDIO | 5,40 | 0,169 | | | |
| | 1,00 | 4,30 | 0,192 | 0,233 | 9,8 | 176831 |
| | | 3,50 | 0,230 | 0,286 | | |
| | | 2,90 | 0,249 | 0,345 | | |
| | PROMEDIO | 3,57 | 0,224 | | | |
| | 1,25 | 3,40 | 0,272 | 0,294 | 12 | 221039 |
| | | 3,20 | 0,305 | 0,313 | | |
| | | 3,90 | 0,329 | 0,256 | | |
| | PROMEDIO | 3,50 | 0,302 | | | |

Tabla 3. Datos de calibración del sensor cero

Se elige tener ocho sensores por plantilla, tres en la zona del talón, uno en el mesopie, tres en los metatarsos y el último en el dedo gordo, como se mencionó en las especificaciones del dispositivo desarrollado. Para encontrar la ubicación más apropiada de estos sensores, se ajustan a la trayectoria del COP, y se realizan varias pruebas. Se coloca una persona a caminar con las plantillas puestas, y se mira que todos los sensores estén recibiendo presión, y que además los datos transmitidos se comporten de manera similar a la trayectoria seguida por el COP, descrita en el marco conceptual, figura 3.

Al tener elegida la ubicación de los sensores, se escoge un eje de coordenadas y se ubica el origen, para así dar una ubicación en centímetros de cada sensor. El origen se elige en el borde externo del pie al nivel del talón, para trabajar todas las coordenadas positivas en el pie derecho, en la tabla 4 se muestran las coordenadas elegidas, y en la figura 5 se muestra la ubicación de dichos sensores. Para el pie izquierdo, se refleja el eje y las coordenadas elegidas.

| | Coordenada x (cm) | Coordenada y (cm) |
|----------|-------------------|-------------------|
| Sensor 0 | 6 | 21 |
| Sensor 1 | 6 | 15 |
| Sensor 2 | 3 | 14 |
| Sensor 3 | 1 | 12 |
| Sensor 4 | 2 | 8 |
| Sensor 5 | 3 | 4 |

| | | |
|----------|---|---|
| Sensor 6 | 4 | 1 |
| Sensor 7 | 2 | 1 |

Tabla 4. Coordenadas de los sensores.

Debido a que solo se tienen ocho sensores por plantilla, y cada sensor debe estar ubicado en un punto estratégico de la planta del pie, este prototipo solo funciona para personas con talla de calzado entre 37 y 41, talla colombiana. Si se desea utilizar para personas de talla más grande, se debe reubicar los sensores.

Software

El software se implementa en un microcontrolador, el cual recibe las señales **Voltaje_circuito_adequacion(0,1,2...7)**, provenientes del módulo de adecuación, las cuales son convertidas en señales digitales para ser procesadas posteriormente, además recibe las señales **Encienda y Calibre**, la primera que es activada cuando el usuario quiere encender el dispositivo, y la segunda cuando el usuario está listo para iniciar el proceso de calibración. De igual manera, este microcontrolador tiene siete salidas, para indicarle al usuario en que proceso se encuentra. La primera, **Calibración**, se activa cuando el dispositivo se encuentra en estado de calibración; la segunda, **Acción**, indica que el sistema está reconociendo que el usuario se encuentra durante el ciclo básico de la marcha; otras tres, **Nivel_Estabilidad(1,2,3)** que indican el nivel de estabilidad del usuario; y las dos últimas, **Motor(1, 2)**, encargadas de activar el motor vibrador que corresponda al lado del pie donde se detectaron problemas de estabilidad.

Para el desarrollo de este sistema, se utilizan estructuras de diseño y estructuras de servicio, en cuanto a las estructuras de servicio se tiene el módulo de TIMER², el cual obtiene los tiempos de muestreo, los tiempos de transmisión, tiempos de calibración. Este módulo está compuesto por una estructura de tipo tm_control, la cual contiene un apuntador tpp a un arreglo con timers de tipo periódico de longitud max_periodico y otro apuntador ttp a un arreglo de timers de tipo timeout, de longitud max_timeout. Un timer tipo periódico, se activa de manera periódica cada vez que se cumple el tiempo establecido y el timer tipo timeout, se activa al cumplir el tiempo establecido. Este módulo tiene la función tm_inicie_periodico, la cual inicializa los timers periódicos, y la función tm_inicie_timeout, inicializa los timers timeout. Otra función es tm_hubo_periodico y esta pregunta si hubo periodo en el timer especificado. Además, la función tm_hubo_timeout, que cumple la misma función que la anterior pero con los timers timeout. Es importante anotar, que cuando haya periodo en cualquiera de los dos timers, se debe inicializar nuevamente esta bandera, para el timer periódico se utiliza tm_baje_periodico y para el timeout, se inicializa con la función anteriormente explicada tm_inicie_timeout. Por otra parte, se tiene la función tm_procese_tiempo, la cual hace un barrido por medio de contadores, por todos los timers trabajados y va activando las banderas. Por último, esta la función tm_defina_control la cual inicializa todas las variables utilizadas en el módulo de timer.

En cuanto a las estructuras de diseño, se crea una estructura tipo COP, la cual contendrá información acerca de todo lo necesario para calcular la trayectoria del COP en cada paso que se da, ya sea del pie izquierdo o del derecho. Esta estructura cuenta con las siguientes variables:

short int VoltajeSensor[8]; Esta variable es la que almacena el valor del registro de conversión del ADC. Los voltajes que se están manejando van entre 0V y 4.5V, es decir de 205 a 922 valor digitalizado.

unsigned int VoltajeOffset[8]; Esta variable toma valor de aproximadamente 205 valor digitalizado lo cual corresponde a 1V, valor de offset establecido.

² Modulo tomado de la clase Software para procesadores del profesor Ernesto López. Año 2009.

char umbral_minimo_deteccion[8]; Esta variable puede tomar valores desde 0 hasta 6, que corresponde en bits al equivalente de presión 0KPa cuando el usuario tiene las plantillas puestas, pero no está ejerciendo presión sobre la superficie.

unsigned char muestras_tomadas; Esta variable toma valores de 0 a 70 aproximadamente, que corresponde al número de muestras tomadas por paso. Esto se debe, a que la cadencia de una persona en promedio es 1,78 pasos/s [21], por lo tanto un paso demora 562 ms, dando 56 datos según la frecuencia de muestreo del sistema. Se extiende a 70, teniendo en cuenta que algunos de los usuarios del sistema, ancianos, presentan una cadencia más baja.

unsigned char COPx_actual[300]; Esta variable toma valores desde 0 hasta 60, que corresponde a la coordenada máxima en X en milímetros.

unsigned char COPy_actual[300]; Esta variable toma valores desde 0 hasta 210, que corresponde a la coordenada máxima en Y en milímetros.

char contador_sensores; Esta variable toma los valores desde 0 hasta 8 por lo tanto es suficiente.

Las siguientes variables son banderas que únicamente toman el valor 0 o 1, por lo tanto son tipo char.

char estado_paso;

char bandera_datos_transmitidos;

char identificador_pie;

char estado_transmision;

char datos_transmitidos;

char acaba_de_iniciar;

char verificar_paso_accion;

char paso_terminando;

char paso_estable;

El código principal de este algoritmo empieza por la inicialización de las coordenadas de los sensores, y la configuración del ADC, del timer, de la UART, de los puertos de entradas y salidas, y la deshabilitación de las interrupciones, luego ingresa al loop de polling.

El loop de polling empieza por la revisión de los timers y los timeouts para saber cuál se encuentra activo, luego realiza la conversión de las señales análogas procedentes de los sensores, cuando la conversión está lista, los valores son guardados en la variable llamada voltaje_sensor, y se define el estado del paso, por medio de la función define_paso, por último se verifica si el usuario oprimió el botón de calibración y de ser así se calibra el dispositivo por medio de la función de calibración, volviendo a iniciar el loop de polling. El diagrama de flujo de este proceso se observa en la figura 21.

El desarrollo de este software inicia por la conversión de los datos obtenidos de los sensores de fuerza, ubicados en las plantillas, estas señales son las que se llaman voltaje_circuito_adequacion [0,1,...,7]. Se inició con la identificación y configuración de las dieciséis entradas análogas con las que cuenta el microcontrolador.

Luego, se configura el convertor A/D de 10 bits del micro-controlador para que haga una auto-conversión, es decir, cuando termine el contador interno se inicie el muestreo y la conversión y para que el muestreo

comience inmediatamente después de la última conversión. Este proceso se realiza con un reloj de 300ns, el tiempo total de conversión requiere 12 ciclos, por lo tanto el tiempo total de muestreo es de 3600 ns, tomando como voltaje de referencia 5V. Es destacable que a pesar del tiempo de conversión, los datos que son procesados se toman cada 10 ms, es decir, la frecuencia de muestreo del sistema es de 100 Hz.

Para saber que los datos están siendo procesados correctamente se configura una transmisión serial al computador a una tasa de 38400bps, y por medio de hyperterminal se observan los datos transmitidos, para esto es necesario convertir los datos a ASCII, para lo cual se crea una función.

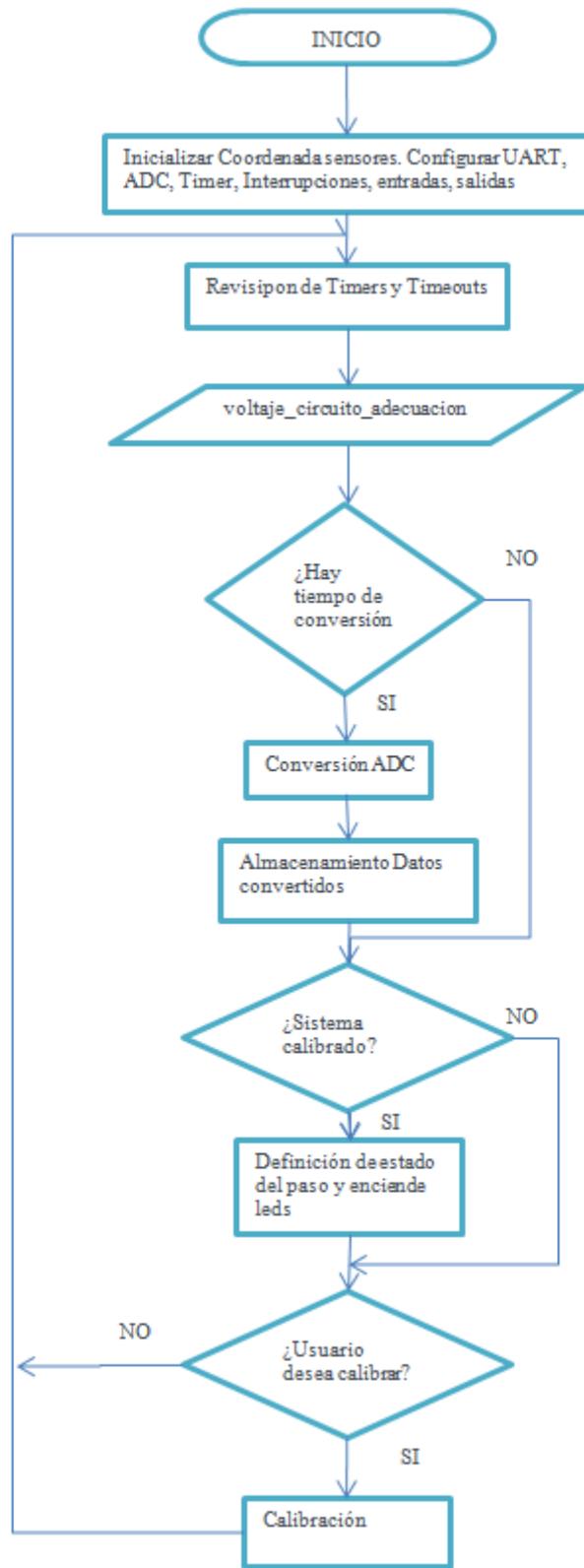


Figura 21. Diagrama de flujo del código principal

| Voltaje (mV) | Conversión Digital Medida | Conversión Digital Correcta | Error |
|--------------|---------------------------|-----------------------------|-------|
| 200 | 36 | 41 | 3,51 |
| 250 | 57 | 51 | 4,10 |
| 367 | 68 | 75 | 5,06 |
| 460 | 92 | 94 | 1,56 |
| 540 | 104 | 111 | 4,66 |
| 638 | 146 | 131 | 10,85 |
| 984 | 203 | 202 | 1,04 |

Tabla 5. Datos obtenidos después de la conversión digital

Se realizó una prueba para comprobar que el voltaje de entrada correspondiera al dato de salida del microcontrolador. Esto se realizó fijando valores de voltaje a las entradas análogas del DSPIC30F6015, que son las que convierte el ADC, y se transmitieron vía serial al computador los valores ya convertidos, obteniendo los resultados mostrados en la tabla 5, con un error promedio de 4,4 valor digitalizado.. Se debe tener en cuenta, que 5000 mV equivalen a 1024 en valor digital.

Se continúa con el desarrollo del algoritmo, y se crea la función `defina_paso`, encargada de detectar cuando hay un paso en cada pie, para esto en la estructura COP, hay un campo llamado `estado_paso`, que puede tomar los valores NO_HAY, INICIO, o FIN. INICIO estará activo cuando alguno de los dos sensores ubicados en el talón, sensores 6 y 7 (pie izquierdo) o sensores 14 y 15 (pie derecho), detecte un voltaje mayor que un umbral, `umbral_minimo_detección`, el cual está definido previamente, `estado_paso` se quedara en INICIO hasta que el sensor ubicado en el dedo gordo del pie detecte un voltaje mayor al `umbral_minimo_detección`, treinta milisegundos a partir de este momento `estado_paso` estará en FIN, y de FIN pasará instantáneamente a NO_HAY, donde volverá a iniciar el ciclo. Ver figura 22.

Para probar esta parte del algoritmo, una persona se coloca las plantillas y se sube a una caminadora con el fin de ver si los pasos de cada pie son detectados por el algoritmo. Para saber si son detectados o no, se implementaron tres leds de control por cada pie para indicar en qué estado se encuentra el paso, NO_HAY, INICIO y FIN. Se utiliza una caminadora debido a que en varios estudios se ha demostrado que estos instrumentos son confiables a la hora de hacer mediciones de fuerzas de reacción del suelo [23 y 24]. Como resultado se obtuvo que cada led se encendía según su estado correspondiente.

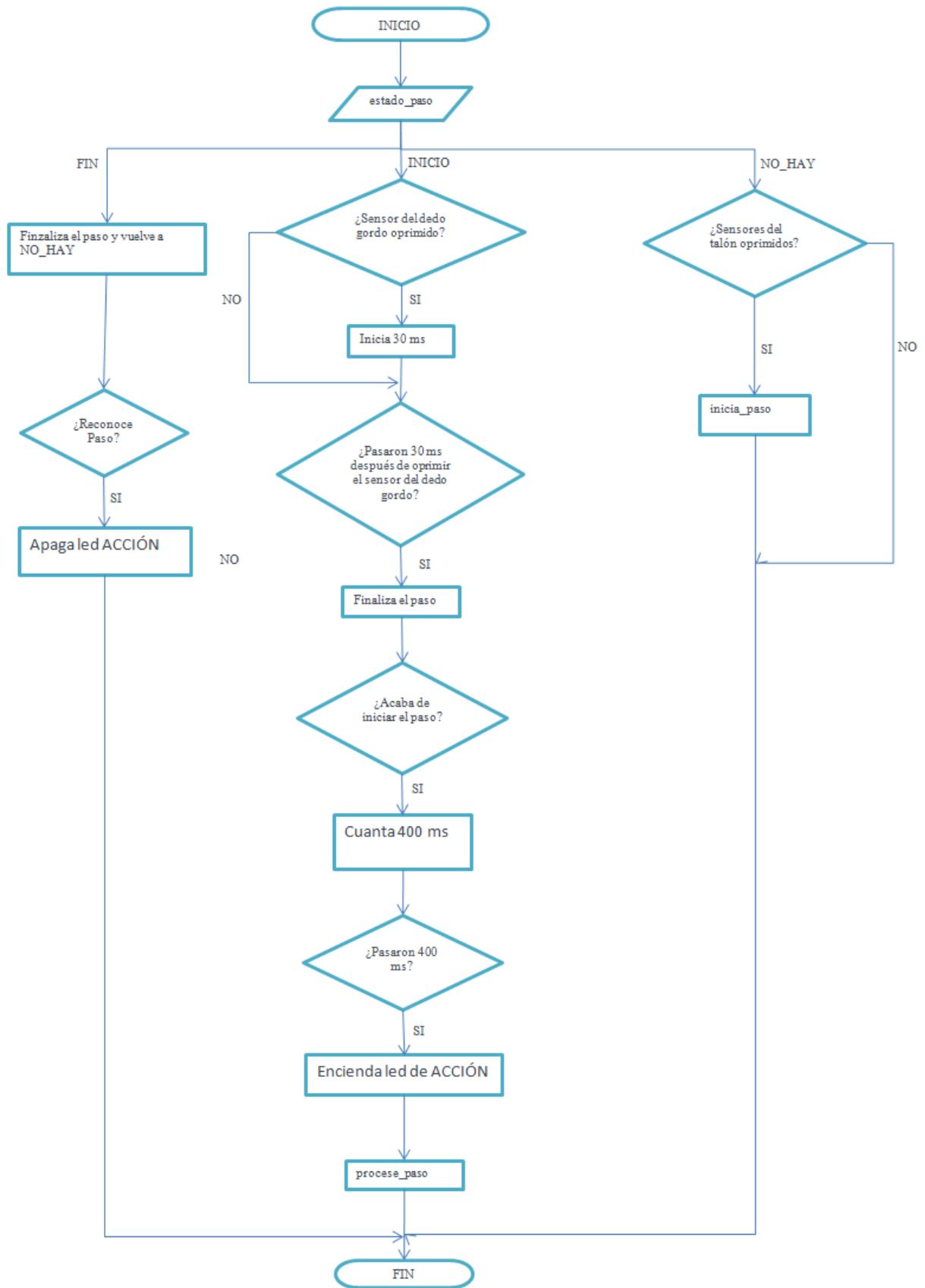


Figura 22. Diagrama de flujo de la función defina_paso

Al encender el dispositivo, este se debe calibrar para que funcione, para esto se tiene la función calibración, la cual busca estimar los valores mínimos dados por los sensores según la distribución de la presión plantar del usuario, cuando no se ejerce presión sobre las plantillas, durante este proceso el usuario debe sentarse y levantar los dos pies. Esta función se activa cuando el usuario presiona el botón Calibre. Inicia capturando el voltaje de offset que se tiene en el pin + de cada amplificador del circuito de adecuación, para restar siempre este valor al voltaje tomado en cada instante, posteriormente durante dos segundos toma el voltaje correspondiente a presión cero y el valor más alto queda almacenado en umbral_minimo_deteccion, cada dato se compara con este nivel mínimo de presión y así se sabe cuándo se está ejerciendo realmente una fuerza sobre cada sensor. El diagrama de flujo de esta función se observa en la figura 23.

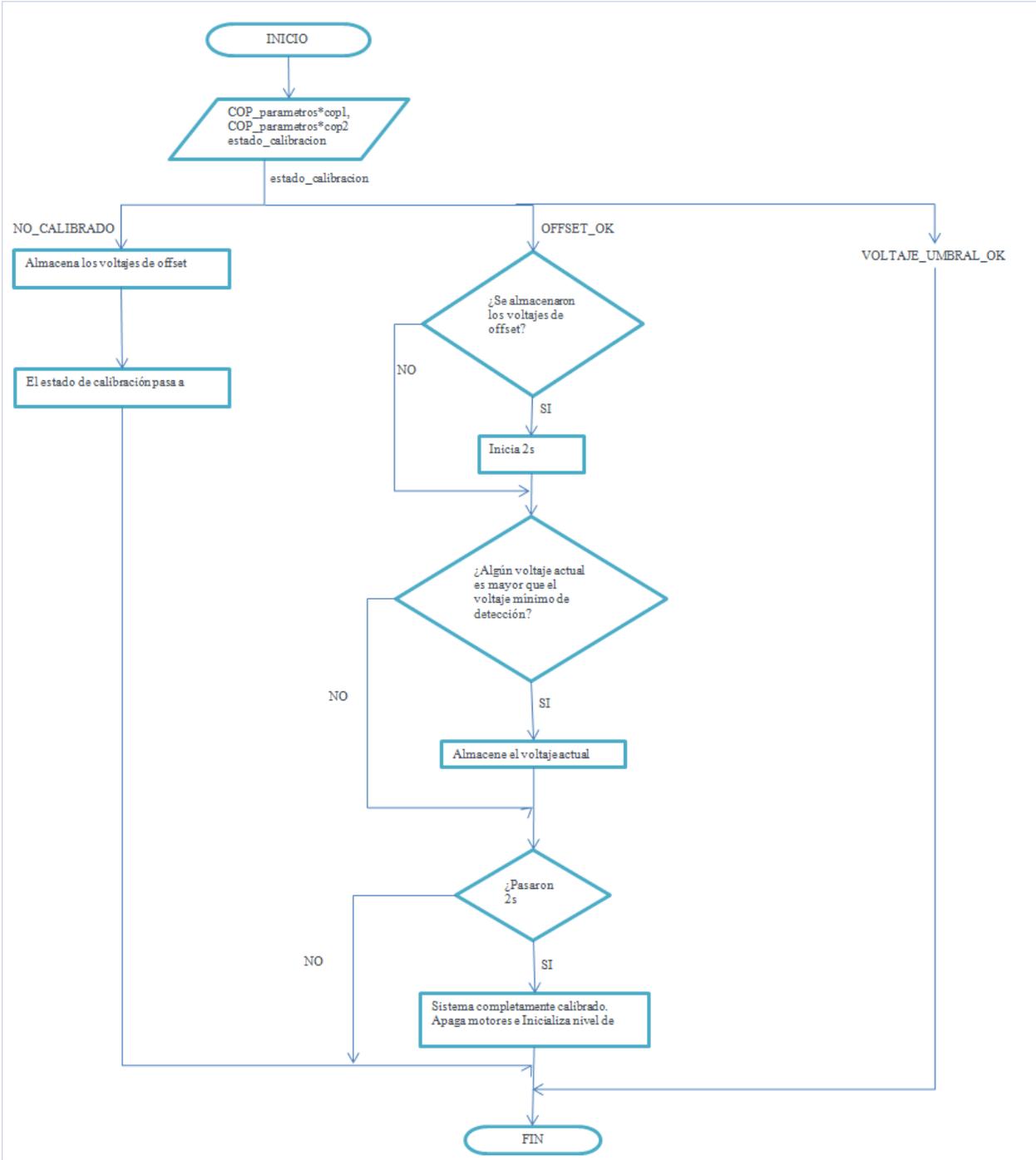


Figura 23. Diagrama de flujo de la función calibración

Por otra parte se tiene la función `procese_paso`, encargada del procesamiento, calcula la posición instantánea del COP en las coordenadas ML y AP. Para hallar estos parámetros, se obtiene la suma total de las presiones detectadas, el producto de la presión por la coordenada del sensor correspondiente y la suma de estos productos. Luego se calcula la posición instantánea del COP, con los parámetros hallados anteriormente.

Además existe la función `encender_leds` con el fin de tener una única función que dependiendo el estado en el que se encuentra el paso, encienda los leds de prueba correspondiente para tener un fácil acceso a la información correspondiente acerca del estado en que se encuentra el paso.

Durante el desarrollo de este proyecto, se creó una función llamada `transmisión_parametrosCOP`, esto con el fin de transmitir los datos de salida de la plantilla, hacer las pruebas correspondientes y así saber cómo se estaba comportando el sistema. Los datos transmitidos por esta función son las posiciones instantáneas del COP en las coordenadas AP y ML durante el paso, y son utilizados posteriormente para compararlos entre si y determinar el rango en el que se encuentra el COP en personas con marcha normal, sin problemas de estabilidad. Esta función lo que hace básicamente es transmitir los datos, tan pronto el estado `_paso` entre a `INICIO`, hasta cuando finalice el vector donde están almacenados las posiciones instantáneas. Teniendo en cuenta que la transmisión es un poco más lenta que el cálculo de estos valores, esta función se definió para transmitir los datos de un solo pie y así obtener la información completa del pie del cual se están transmitiendo los datos. Lo anterior, teniendo en cuenta que durante el 80% del ciclo básico de la marcha se tiene únicamente apoyo monopodal.

Bloque de Decisión

Siguiente el protocolo de pruebas que se muestra en el análisis de resultados, se busca un rango en el espacio dentro del cual estén las trayectorias de COP de los diez sujetos normales que cumplan con los siguientes criterios, el paso debe empezar por coordenadas menores a 40 - 40 (mm), es decir se garantiza que se inicia por el talón y debe finalizar con una coordenada en Y mayor a 120 mm, para garantizar que se finaliza entre el primer metatarsiano y el dedo gordo del pie, esto de acuerdo a las trayectorias de COP consultadas en la documentación previa, ver figura 3 y figura 24. Así mismo se sabe que esta trayectoria siempre crece en el eje y, es decir el COP se mueve desde el talón hacia el dedo gordo, se esperan algunos decrementos debido al ruido que tiene el sistema electrónico, pero si se detecta una disminución de más de 40 mm en la coordenada Y, el paso será eliminado.

Para realizar este proceso se capturan los datos de cada paciente y se grafican usando Microsoft Excel, las trayectorias de los diez sujetos son superpuestas siempre y cuando cumplan con los criterios expuestos anteriormente.

Teniendo este rango de datos dentro del cual un COP se toma como normal, se añade al código, creando los vectores `coordenadas_minimas_x[21]` y `coordenadas_maximas_x[21]`, cada índice indica la coordenada Y en centímetros, y en los vectores se guardaran los valores en milímetros de la coordenada mínima y máxima en X dentro del cual el COP será tomado como válido.

Después de cada paso, en el estado `FIN`, cuando se tenga la trayectoria del COP, es decir, todas las coordenadas instantáneas del COP que se obtuvieron durante el paso y fueron almacenadas en un vector, se evalúan respecto a los umbrales establecidos anteriormente, para esto se crea la función `evaluar`, y de acuerdo a esto se activan o no los motores vibradores, y se encienden los leds que indican el nivel de estabilidad del usuario.

Posteriormente, se realiza una prueba en la que sujetos normales pierden sensibilidad en la planta del pie, reduciendo la influencia del sistema somatosensorial en la marcha, fenómeno que ocurre en pacientes con neuropatía. Para lograr este fenómeno se utiliza la técnica de inmersión en hielo de la planta del pie, utilizado anteriormente para simular fallas en el sistema somatosensorial [12].

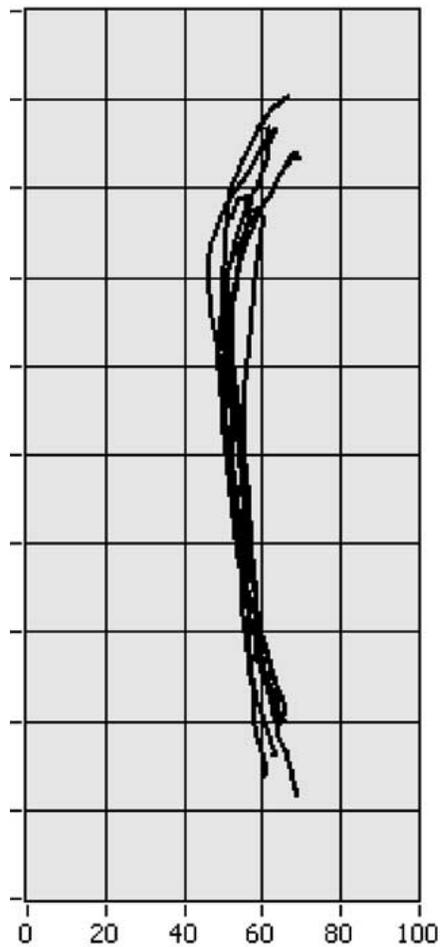


Figura 24. Trayectorias de COP de siete sujetos normales durante la marcha.[13]

Habiendo detectado diferencias entre una persona normal y una persona con fallas en el sistema somatosensorial, queda diseñado un sistema que adquiere trayectorias del COP, con comportamiento similar a las consultadas en la bibliografía, y capaz de retroalimentar al paciente durante el ciclo básico de la marcha. En el anexo D se puede ver todo el código implementado.

5. ANALISIS DE RESULTADOS

Para corroborar el buen funcionamiento del dispositivo desarrollado se realizan una serie de pruebas, siguiendo las características que se muestran a continuación.

Universo de estudio: Para realizar la investigación, se necesitan adultos jóvenes.

Tamaño de la muestra: Grupo de diez personas, entre hombres y mujeres con bajo riesgo de caída

Se eligen pacientes que calcen una talla que este dentro del rango de las especificadas para el dispositivo. Además, tengan entre 20 y 30 años, y declaren no presentar patologías o irregularidades en el funcionamiento del pie. El experimento se realizará de acuerdo a los principios de la declaración de Helsinki [10].

Se tomará las posiciones instantáneas del COP en las coordenadas AP y ML. La prueba se realizará en el edificio de la Facultad de Ingeniería, donde cada sujeto realizará el procedimiento dieciséis veces. La

prueba será válida siempre y cuando el sistema reconozca completamente la fase de apoyo del paso mientras se camina.

Los datos obtenidos se graficarán utilizando Microsoft Excel y se analizarán teniendo en cuenta los rangos dados para cada parámetro en las referencias del proyecto.

Posteriormente se busca tres pacientes voluntarios para realizar la técnica de inmersión en hielo, simulando así el fenómeno causado en la marcha en personas con neuropatía.

Variables

| Independientes. | | Dependientes. | |
|---|--|--|---|
| Actividad | Caminar | COP | Coordenadas AP y ML (mm) |
| Al caminar se obtienen las coordenadas del COP en AP y ML durante la fase de apoyo del ciclo básico de la marcha. | Intervalo: durante la marcha, la trayectoria del COP varía si se presenta neuropatía o no. | La medición de las coordenadas del COP durante la actividad mencionada | Intervalo: Ver Figura 28. Donde se muestra el rango de datos válidos. |

Tabla 6. Variables del proyecto

Al realizar las pruebas se llevará a cabo el siguiente procedimiento:

1. Explicación al paciente acerca del experimento a realizar.
2. Entrega el consentimiento informado al paciente para que lo firme.
3. El paciente se coloca las plantillas y da algunos pasos para familiarizarse con ellas. Se verifica por medio de los leds de control que el sistema está reconociendo los pasos.
4. Ahora el paciente realiza un ensayo para familiarizarse con las condiciones de la prueba.
5. El paciente comienza las pruebas, recorriendo una trayectoria de 12 m, con el inicio y el fin demarcados en el suelo. Esta trayectoria se recorre dieciséis veces. En ocho trayectos se capturan los datos del pie derecho y en los otros ocho los del pie izquierdo. Debido a que solo se transmiten los datos de un pie.
6. Se agradece al paciente por haber participado en el experimento.
7. Los datos son capturados por medio Hyperterminal, y son exportados en un archivo plano (.csv) para su posterior análisis en Microsoft Excel.

Para las pruebas de la técnica de inmersión en hielo se realiza el siguiente procedimiento, teniendo en cuenta que el paciente ya realizó el procedimiento explicado anteriormente y que ya está familiarizado con el dispositivo desarrollado.

1. Explicación al paciente acerca del experimento a realizar.
2. El paciente coloca su pie derecho en un recipiente que contiene agua con hielo a temperatura 3°C durante diez minutos.
3. El paciente se coloca las plantillas y se verifica que estén colocadas correctamente, es decir que los sensores están ubicados en la planta del pie como se muestra en la figura 19.
4. Ahora el paciente recorre un trayecto de 12m, y se capturan los datos, esto con el fin de que la planta del pie no vuelva a temperatura ambiente mientras se realiza la prueba.
5. Luego el paciente vuelve a iniciar la inmersión en el agua con hielo, repitiendo los pasos 2, 3 y 4 hasta completar cinco pruebas.
6. Se agradece al paciente por haber participado en el experimento.

7. Los datos son capturados por medio Hyperterminal, y son exportados en un archivo plano (.csv) para su posterior análisis en Microsoft Excel.

Las variables y parámetros de medición se registrarán en el formato que se muestra en la tabla 7.

Información Personal

| |
|------------------|
| Nombre |
| Apellido |
| Fecha Nacimiento |
| Peso |
| Altura |
| Sexo |
| Talla Zapato |

Análisis Dinámico

| | COP ML[] | COP AP[] |
|----------------|----------|----------|
| Primer Ensayo | | |
| Segundo Ensayo | | |
| Tercer Ensayo | | |
| Cuarto Ensayo | | |
| Quinto Ensayo | | |
| Sexto Ensayo | | |
| Séptimo Ensayo | | |
| Octavo Ensayo | | |

Tabla 7. Formato de registro de mediciones

El experimento aplica para siete personas de las diez que realizaron las pruebas, debido a que las otras tres presentan características diferentes, como el uso de medias, pie plano y falta de sensibilidad en los pies. Las características de los siete sujetos se muestran en la tabla 8.

| | Edad (años) | Altura (cm) | Peso (kg) | Talla Zapato |
|---------------------|--------------|---------------|---------------|--------------|
| Hombres (3) | 22,67+/-2,52 | 175,33+/-4,62 | 70,00+/-2,65 | 40,33+/-0,58 |
| Mujeres (4) | 22,25+/-1,26 | 163,25+/-2,75 | 61,75+/-13,94 | 37,25+/-1,26 |
| Población Total (7) | 22,43+/-1,72 | 168,43+/-7,25 | 65,29+/-10,90 | 38,57+/-1,90 |

Tabla 8. Características de la población de prueba

Siguiendo el protocolo de pruebas mostrado anteriormente, se obtienen las coordenadas instantáneas de las trayectorias del COP, de cada uno de los pacientes por cada paso realizado. En la figura 25, se puede observar una de las trayectorias obtenidas por el dispositivo, comparándola con una trayectoria de COP revisada en documentación previa [13]. Allí se puede ver que son muy similares y que la tendencia de las trayectorias que calcula el dispositivo es como se esperaba, es decir siguiendo el recorrido explicado en el marco conceptual en la sección la marcha, centro de presión.

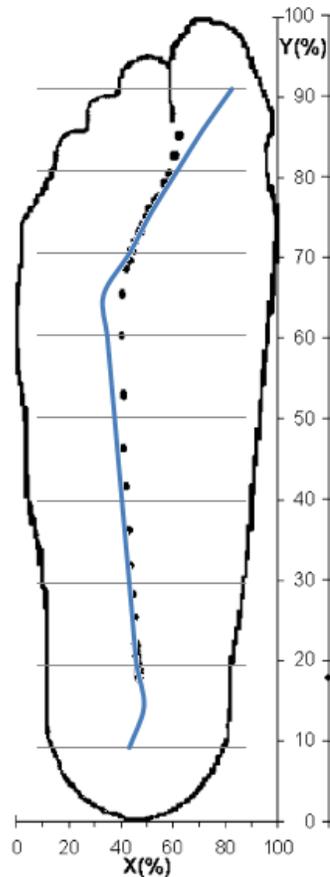


Figura 25. Trayectoria del COP obtenido por el sistema

Para verificar la repetitividad del sistema, se graficaron simultáneamente las trayectorias válidas del centro de presión de un mismo paciente obtenidas durante las pruebas realizadas, las cuales se muestran en la figura 26. Es importante tener en cuenta que se eliminaron la primera y última prueba de cada paciente, igualmente el primer y último paso. La primera prueba se eliminó debido a que la persona no se encuentra adaptada al contexto en que se realiza, y los parámetros de la marcha se pueden ver alterados, así mismo la última prueba se ve afectada por condiciones psicológicas debido a que se tiene en cuenta que el paciente sabe que va a terminar y esto se puede ver reflejado en los patrones nuevamente. Por otra parte se tiene que se elimina el último paso de cada prueba debido a que no se completa el ciclo de la marcha, y el primer paso porque no es estable todavía.

Para verificar la desviación estándar de los datos que brinda el dispositivo desarrollado, se saca la coordenada en X, para Y cada 10mm, los datos correspondientes a las trayectorias representadas en la figura 6 se muestran en la tabla 9. Allí se observa el promedio de las coordenadas COPx para cada coordenada COPY, además se muestra la desviación estándar de dichos datos.

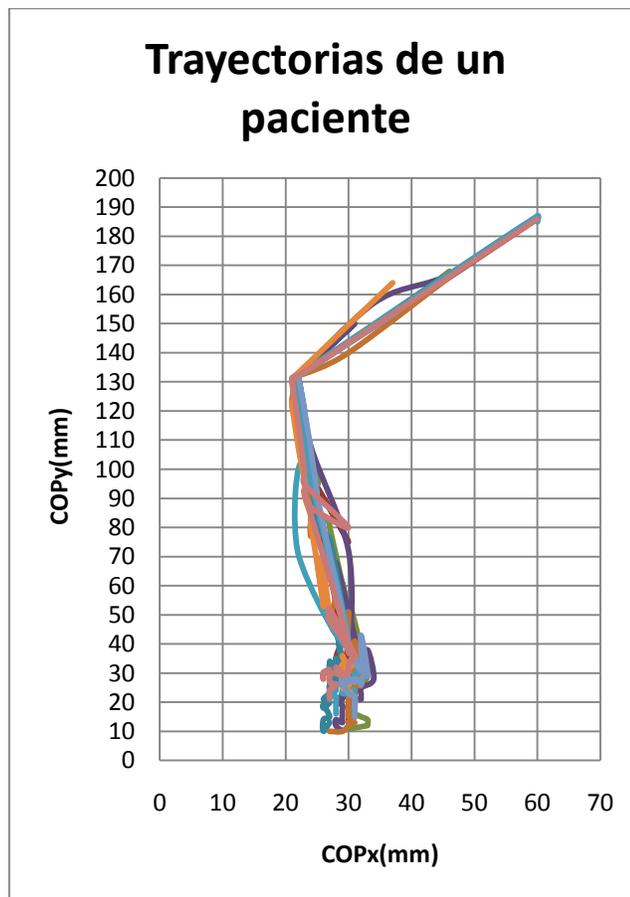


Figura 26. Trayectorias de COP de un mismo paciente durante toda la prueba

| COPy (mm) | COPx(mm) | DE(mm) |
|-----------|----------|--------|
| 10 | 27,10 | 3,21 |
| 20 | 29,00 | 1,75 |
| 30 | 30,11 | 2,05 |
| 40 | 29,44 | 1,65 |
| 50 | 27,94 | 1,51 |
| 60 | 27,22 | 1,73 |
| 70 | 26,11 | 2,00 |
| 80 | 24,94 | 1,70 |
| 90 | 24,17 | 1,38 |
| 100 | 23,67 | 1,08 |
| 110 | 23,00 | 0,97 |
| 120 | 22,17 | 0,71 |
| 130 | 21,83 | 0,92 |
| 140 | 27,67 | 1,37 |
| 150 | 34,12 | 1,62 |
| 160 | 40,36 | 2,17 |
| 170 | 47,80 | 1,14 |
| 180 | 55,29 | 0,95 |

Tabla 9. Datos de las trayectorias representadas en la figura 26.

En la figura 26 se observa cierta dispersión en los datos obtenidos, la cual se muestra numéricamente en la tabla 9, se nota que este rango de dispersión es más alto en las coordenadas del COPy 10, 20 y 30mm, que corresponden a la zona del pie donde se encuentra ubicado el talón esto ocurre debido al golpe que produce el talón al entrar en contacto con el suelo, y al efecto que produce la parte posterior de las plantillas, debido a que esta parte no queda totalmente fija al pie, produciendo rozamiento entre la plantilla y el pie.

A partir del estudio realizado por Chesnin, Selby y Besser en el 2000, en un dispositivo conformado por plantillas puede verse afectado el cálculo del COP, por varios factores como la repetitividad y la precisión de los sensores, el número de sensores utilizado, el tamaño de los sensores, la ubicación de estos en la plantilla, la tasa de muestreo y el contexto en que se realiza la prueba. [11].

Lo anterior, hace suponer que la dispersión encontrada en los valores obtenidos con este dispositivo, pueden ser causados por varios aspectos de los sensores como se mencionó anteriormente, cantidad, tamaño, ubicación, y también por las condiciones de la prueba, esta se realizó en un piso irregular, con dos superficies diferentes, y con algunos obstáculos visuales, como personas alrededor del camino a recorrer, cables y sillas.

Otro aspecto importante es que durante las pruebas se ve que en algunos casos la plantilla se desliza un poco, desajustándose de su posición original, esto ocurre porque la plantilla no está adherida al pie, causando tomas incorrectas por parte de los sensores, lo cual se ve reflejado en una trayectoria no valida del COP. Este fenómeno se intenta minimizar, ajustando las plantillas al pie por medio de tiras de Belcro.

Todos los aspectos anteriormente mencionados, pueden llegar a influir en las trayectorias reconocidas por el sistema, por lo tanto es importante notar que no todas las trayectorias calculadas por el dispositivo cumplen con los criterios expuestos en el bloque de decisión en la sección de desarrollo.

| COPy (mm) | COPx(mm) | DE(mm) |
|--------------|----------|--------|
| 10,0 | 24,10 | 4,72 |
| 20,0 | 25,50 | 3,75 |
| 30,0 | 27,66 | 3,75 |
| 40,0 | 27,81 | 3,01 |
| 50,0 | 26,75 | 2,25 |
| 60,0 | 25,31 | 2,28 |
| 70,0 | 24,19 | 2,67 |
| 80,0 | 23,23 | 3,10 |
| 90,0 | 23,76 | 2,64 |
| 100,0 | 24,56 | 2,81 |
| 110,0 | 25,47 | 3,48 |
| 120,0 | 26,40 | 4,55 |
| 130,0 | 27,69 | 5,54 |
| 140,0 | 31,53 | 4,75 |
| 150,0 | 36,20 | 4,23 |
| 160,0 | 40,95 | 3,44 |
| 170,0 | 46,00 | 3,47 |
| 180,0 | 50,55 | 3,81 |
| 190,0 | 53,76 | 3,29 |
| 200,0 | 56,52 | 1,09 |

| | | |
|-------|-------|------|
| 210,0 | 60,00 | 0,00 |
|-------|-------|------|

Tabla 10. Datos de las trayectorias representadas en la figura 27.

Continuando con el análisis de los datos obtenidos, se graficaron todas las trayectorias válidas calculadas por el sistema durante las pruebas de los siete pacientes, de estas trayectorias se muestra en la figura 27 únicamente las que cumplen con los criterios establecidos previamente, en el bloque de decisión, de los 427 pasos detectados por el sistema, únicamente 93 trayectorias cumplen con los criterios establecidos y explicados anteriormente. Así mismo en la tabla 10, se muestra el promedio de estos datos y las desviaciones estándar.

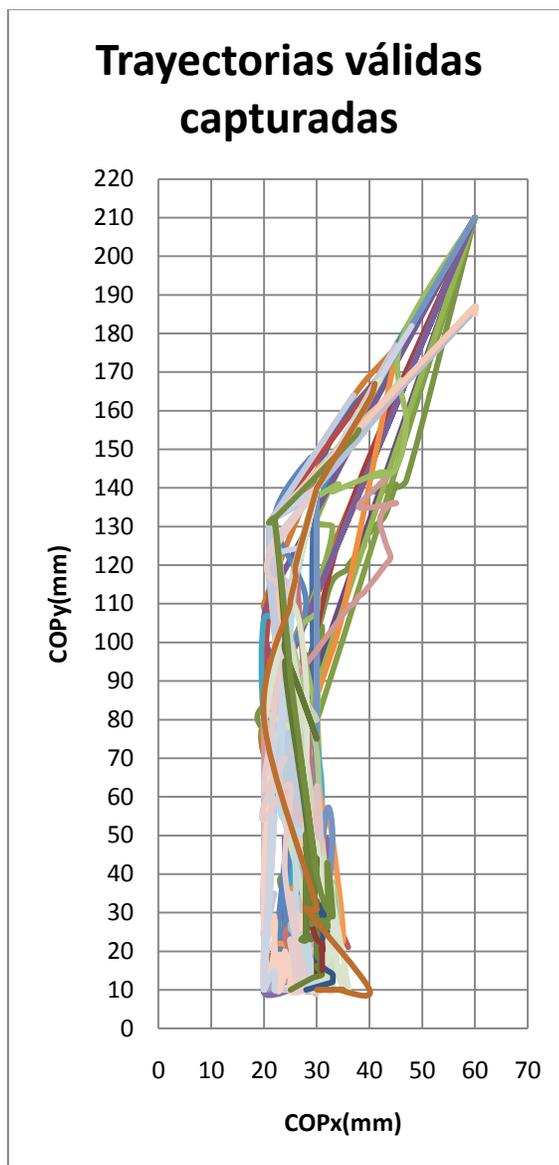


Figura 27. Trayectorias de COP obtenidas para todos los pacientes durante toda la prueba.

A partir de la gráfica de la figura 27, se obtuvieron los valores máximos y mínimos del COP en el eje x, para los cuales se tomará la trayectoria del COP como válida. La gráfica de este rango se muestra en la figura 28, y los datos calculados en la tabla 11.

| y (mm) | xmin (mm) | xmax (mm) |
|--------|-----------|-----------|
| 10 | 19 | 37 |
| 20 | 19 | 37 |
| 30 | 19 | 35 |
| 40 | 19 | 34 |
| 50 | 19 | 32 |
| 60 | 19 | 33 |
| 70 | 19 | 31 |
| 80 | 18 | 32 |
| 90 | 19 | 34 |
| 100 | 19 | 36 |
| 110 | 19 | 39 |
| 120 | 20 | 41 |
| 130 | 20 | 44 |
| 140 | 22 | 48 |
| 150 | 27 | 50 |
| 160 | 32 | 52 |
| 170 | 37 | 54 |
| 180 | 43 | 61 |
| 190 | 48 | 61 |
| 200 | 52 | 60 |
| 210 | 57 | 61 |

Tabla 11. Rango de valores de coordenadas de COP en el eje x obtenidas

Ya teniendo el rango en el que se encuentran las trayectorias de COP válidas, mostrado en la figura 28, se procede a realizar la prueba de inmersión en hielo, con el fin de corroborar la hipótesis de que al disminuir la sensibilidad en la planta del pie, afectando el sistema somatosensorial, las presiones en la planta del pie cambian, lo cual genera una variación en la trayectoria del COP.

En la figura 29, se observa el promedio de las trayectorias obtenidas para un paciente antes y después de la técnica de inmersión en hielo, aquí se ve claramente un cambio notorio en la trayectoria del COP, lo cual se esperaba. Esta trayectoria no sigue el parámetro descrito por una persona normal, saliéndose casi en su totalidad del rango de datos válidos obtenido anteriormente. En la tabla 12 se muestran los promedios y desviaciones estándar de los datos obtenidos para los tres pacientes en la prueba de inmersión en hielo.

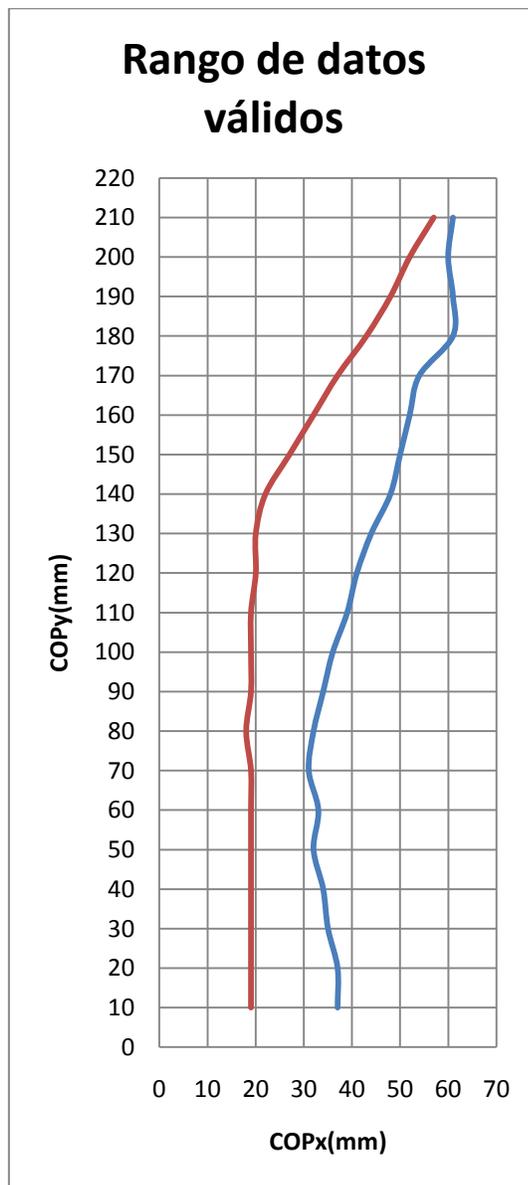


Figura 28. Rango de datos válidos

En la tabla 12 se ve una gran dispersión en los datos mostrados, esto se debe a que no todas las trayectorias de las personas después de la técnica de inmersión en hielo siguen el mismo patrón, es cierto que en un 90% las trayectorias descritas por el COP después de la inmersión si se salen del rango de datos válidos, que corresponde a lo que se supuso en un inicio. Cabe notar que cada persona que hizo esta prueba tuvo en promedio 61 pasos detectados por el sistema de los cuales 55 en promedio son pasos que salen del rango previsto.

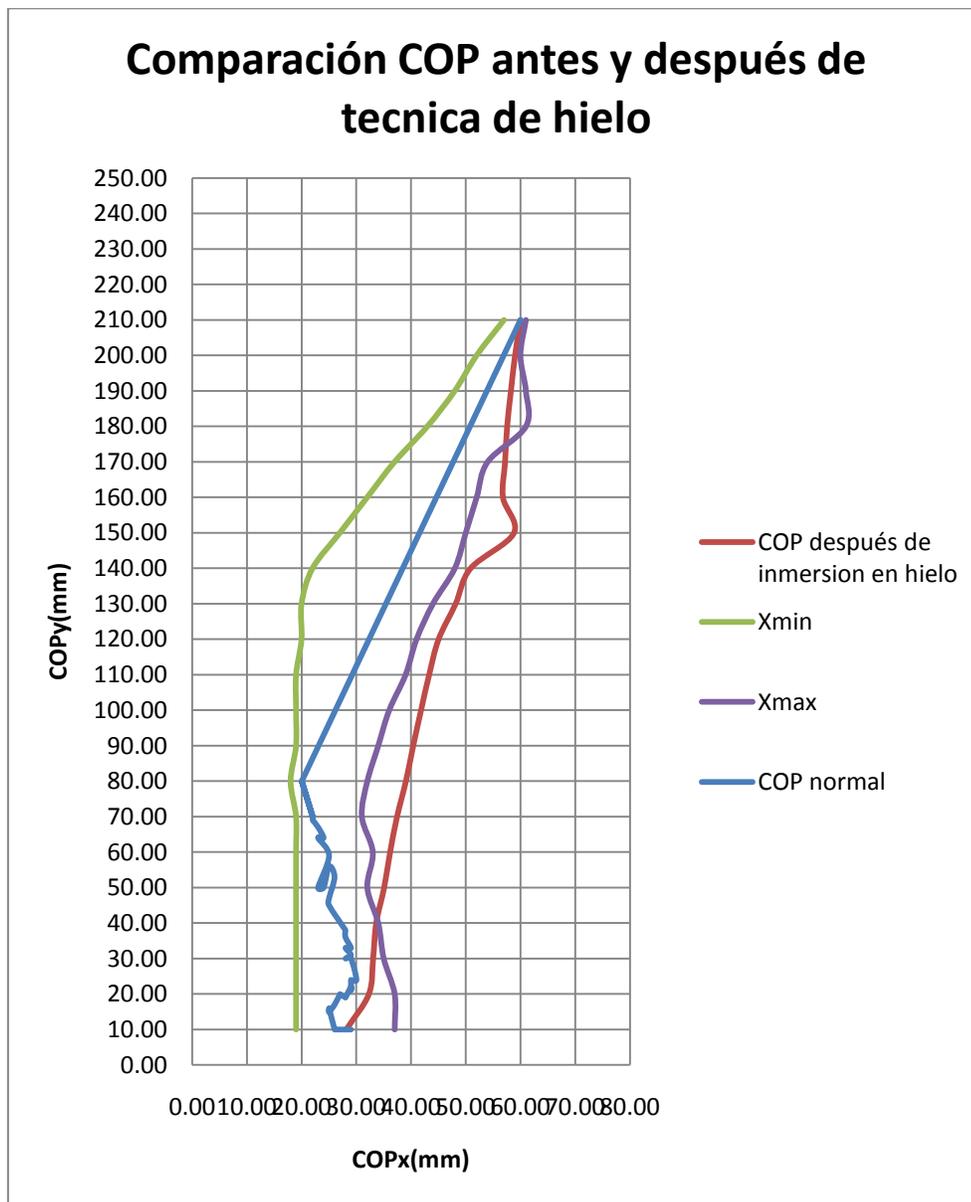


Figura 29. Comparación COP antes y después de técnica de inmersión en hielo.

Por otra parte se realizó una prueba con un paciente, el cual perdió el 80% de sensibilidad en su pie derecho, el siguió el procedimiento explicado al inicio de esta sección del documento, y los datos obtenidos de las trayectorias de COP fueron muy similares a los obtenidos con la técnica de inmersión en hielo. En la figura 30 se muestra el promedio de los datos obtenidos por esta persona, allí se ve que tiene la misma tendencia de las personas normales después de sumergir su pie en hielo, lo cual ratifica que efectivamente el método de sumergir el pie en agua con hielo si funciona, disminuyendo la sensibilidad en los miembros inferiores.

| COPy(mm) | COPx(mm) | DE(mm) |
|----------|----------|--------|
| 10 | 26,83 | 7,23 |
| 20 | 29,36 | 6,00 |
| 30 | 30,44 | 5,46 |
| 40 | 31,02 | 5,48 |
| 50 | 31,69 | 6,36 |
| 60 | 32,22 | 7,45 |
| 70 | 32,90 | 8,53 |
| 80 | 33,71 | 9,80 |
| 90 | 34,37 | 11,41 |
| 100 | 35,31 | 12,48 |
| 110 | 36,32 | 13,66 |
| 120 | 37,60 | 14,53 |
| 130 | 40,33 | 13,60 |
| 140 | 45,24 | 10,57 |
| 150 | 57,11 | 7,35 |
| 160 | 53,25 | 9,10 |
| 170 | 54,27 | 8,12 |
| 180 | 55,36 | 6,25 |
| 190 | 56,70 | 4,19 |
| 200 | 58,00 | 2,24 |
| 210 | 60,00 | 0,00 |

Tabla 12. Datos obtenidos por los pacientes que realizaron la técnica de inmersión en hielo.

Todos los datos aquí mostrados presentan cierto error, dicho error esta causado por el instrumento de medida con que se toma las presiones, es decir los sensores y por el conversor análogo digital del microcontrolador.

Iniciando por los sensores, se tiene que estos no son completamente lineales, en el anexo A se puede ver las curvas de cada sensor y su linealización correspondiente, dicha linealización produce un error en la medida, error que se ve reflejado en el voltaje de salida del circuito de adecuación. En la tabla 13, se observa el error para cada salida del circuito de adecuación calculado a partir de la caracterización de los sensores realizada.

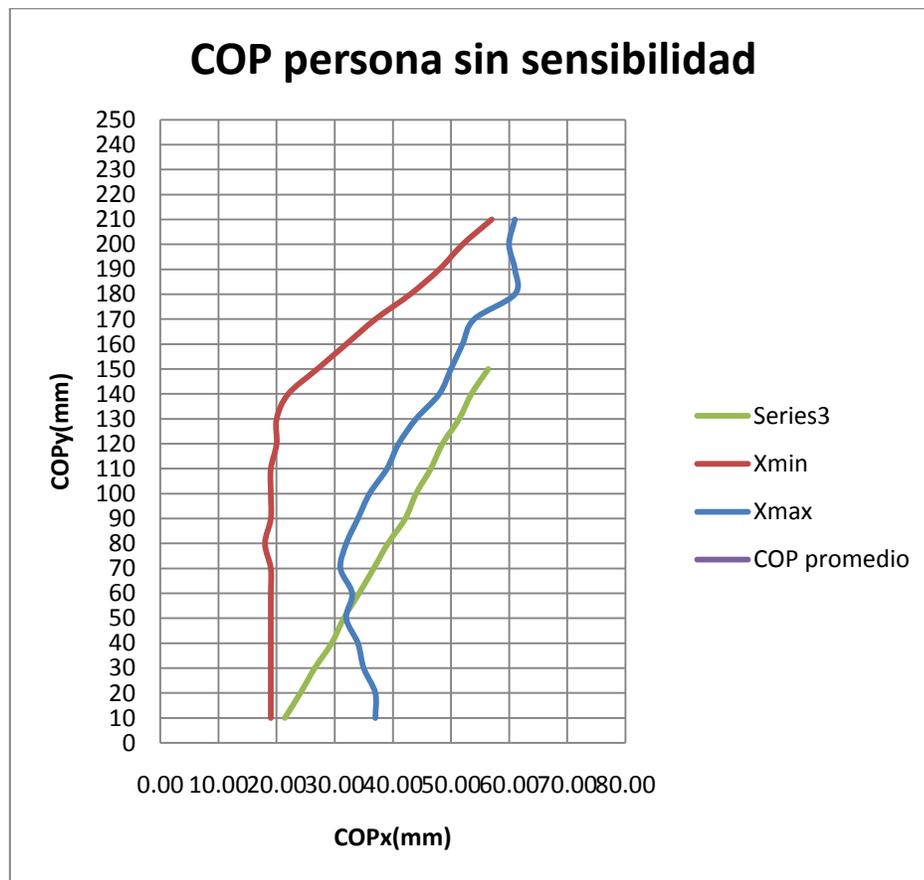


Figura 30. COP persona sin sensibilidad del 80%..

| Sensor | Error estándar (mV) |
|-----------|---------------------|
| Sensor 0 | 12,11 |
| Sensor 1 | 11,10 |
| Sensor 2 | 6,96 |
| Sensor 3 | 15,99 |
| Sensor 4 | 11,70 |
| Sensor 5 | 69,19 |
| Sensor 6 | 11,39 |
| Sensor 7 | 5,08 |
| Sensor 8 | 8,97 |
| Sensor 9 | 3,88 |
| Sensor 10 | 1,95 |
| Sensor 11 | 5,57 |
| Sensor 12 | 2,21 |
| Sensor 13 | 13,26 |
| Sensor 14 | 2,23 |
| Sensor 15 | 2,47 |

Tabla 13. Error producido por cada sensor en el voltaje de entrada del ADC.

Se debe tener en cuenta que las salidas del circuito de adecuación tienen un ruido de 30 mV pico a pico con promedio cero, medido con osciloscopio, y que el ADC del microcontrolador cuenta también con un error, se tiene 7 valor digitalizado, que equivale a 34,18 mV. En la tabla 14 se presentan los errores de cada voltaje digitalizado. Como conclusión se tiene 12,43 valor digitalizado en promedio de error para cada voltaje convertido.

| Voltaje | Error |
|---------|-------|
| V0 | 12,55 |
| V1 | 12,34 |
| V2 | 11,50 |
| V3 | 13,35 |
| V4 | 12,47 |
| V5 | 24,24 |
| V6 | 12,41 |
| V7 | 11,11 |
| V8 | 11,91 |
| V9 | 10,87 |
| V10 | 10,47 |
| V11 | 11,21 |
| V12 | 10,53 |
| V13 | 12,79 |
| V14 | 10,53 |
| V15 | 10,58 |

Tabla 14. Error en cada voltaje después del ADC.

Así se finaliza la explicación de los resultados obtenidos por el dispositivo. Posteriormente en la tabla 13, se muestra un análisis de costos del dispositivo, cabe notar que este precio es elevado al ser la primera unidad fabricada, debido a que se tiene en cuenta todo el trabajado de diseño y desarrollo del dispositivo, lo cual incluye varias horas de trabajo, pero si se pensara en producir por cantidad los costos se reducirían significativamente. El BalancePro, nombre del dispositivo desarrollado, podría venderse en un costo de 350US al ser producido en cantidades.

| Fuente | Concepto | Cantidad | Valor unitario | Valor total |
|--------------------------|---|------------|------------------|-------------|
| Recursos Técnicos | | | | |
| Personal | Sensores Flexiforce | 16 | \$32.500 | 520000 |
| Personal | Material Plantilla | 1 | \$30.000 | 30000 |
| Personal | Computador portátil <i>Depreciación</i> | 25 semanas | | 96160 |
| Personal | Tarjeta de desarrollo | | | |
| | Layout Amplificadores Leds Resistencias Condensadores Cristal Borneras DSPIC | | 120000 280000 | 400000 |
| Departamento Electrónica | Fuente de Voltaje <i>Alquiler</i> | 1 | | 300000 |
| Departamento Electrónica | Multimetro <i>Alquiler</i> | 1 | | 300000 |
| Departamento Electrónica | Licencia Matlab <i>Alquiler</i> | 1 | | 300000 |
| Recursos Humanos | | | | |
| Departamento Electrónica | D.I. Martha Zequera. <i>Directora del trabajo de grado.</i> | 25 horas | 200.000 | 5000000 |

| | | | | |
|--------------------------|--|-----------|----------|----------|
| Departamento Electrónica | Eduardo Gerlein. <i>Director del trabajo grado.</i> | 25 horas | 50000 | 1250000 |
| Departamento Electrónica | Jose Luis Uribe. <i>Director del trabajo grado.</i> | 25 horas | 50000 | 1250000 |
| Propia | Bibiana Báez. <i>Autora del trabajo grado.</i> | 450 horas | 20000 | 9000000 |
| Propia | Gloria Ochoa. <i>Autora del trabajo grado.</i> | 450 horas | 20000 | 9000000 |
| | | | Subtotal | 27446160 |
| | | | Total | 28818468 |

Tabla 15. Análisis de costos del dispositivo desarrollado.

6. CONCLUSIONES

Se desarrolló un prototipo que da una solución parcial a un problema en particular, relacionado con la población que presenta neuropatía periférica, dicha población está compuesta por ancianos y personas con diabetes mellitus tipo II.

Las plataformas presentes en el mercado cuentan con alrededor de 2000 sensores para poder calcular parámetros descriptivos de la marcha, así mismo se encuentran plantillas como la Parotec que cuenta con 24 sensores. En este estudio se determinó que es posible calcular una trayectoria del centro de presión, gráficamente similar a las encontradas en los artículos de referencia, con únicamente ocho sensores por plantilla. Cabe notar que las plataformas del mercado actual, tienen una resolución más alta, y funcionan para cualquier tamaño de pie, mientras que el dispositivo presentado en este documento únicamente funciona para tallas entre 37 y 41, talla colombiana, esto debido a la cantidad de sensores utilizada, si se desea desarrollar un dispositivo para otra talla de calzado, se puede utilizar el mismo diseño aquí presentado, solo se debe reubicar los sensores en la plantilla nueva, y cambiar las coordenadas en el software en el vector `coordenas_sensores`.

Se comprobó la linealidad de los sensores FlexiForce utilizados en el dispositivo, por medio del proceso de caracterización realizado. Además presentan alta flexibilidad lo cual ayuda en el correcto funcionamiento del sistema, debido a que no altera la marcha del usuario.

La técnica de inmersión en hielo efectivamente disminuye la sensibilidad en la planta del pie, afectando el sistema somatosensorial del paciente, efecto que ocurre en personas con neuropatía periférica. Se verifica que este fenómeno si cambia los patrones de marcha, específicamente la trayectoria del COP. Estas alteraciones son detectadas por el dispositivo desarrollado.

El dispositivo construido es repetitivo, lo cual se verifico en los resultados obtenidos, las trayectorias de COP para una misma persona son similares siempre y cuando se tengan en cuenta aspectos como la ubicación de las plantillas.

Es importante destacar, que el dispositivo no se validó con ningún instrumento, capaz de determinar la trayectoria del COP, que se encuentra en el mercado, debido a que no se tenían a disposición. Los instrumentos con los que cuenta el laboratorio del Departamento de Electrónica, sólo sirven para hacer una comparación cualitativa como la que se hizo en este estudio, o no están en uso. Además, no se encontraron referencias que muestren los valores de las posiciones instantáneas del COP, que conforman una trayectoria, por lo que tampoco se pudo comparar cuantitativamente con otros estudios.

Por otro lado, el dispositivo tiene una baja confiabilidad, si se refiere a la pequeña cantidad de pasos válidos respecto a la cantidad de pasos detectados. Por esta razón, se recomienda para trabajos futuros, revisar la ubicación de los sensores y las condiciones de las pruebas, tener un protocolo más riguroso para asegurar que todos los voluntarios que presentan la prueba están bajo las mismas condiciones.

De igual manera, se cree que los resultados se ven afectados por el desajuste de las plantillas respecto al pie. En estas aplicaciones y con la baja resolución que se tiene, es posible que los sensores se desacomen y no dejen de sentir la zona que les corresponde, según la figura 17.

Como es claro, uno de los principales problemas al desarrollar el dispositivo, fue el ruido análogo encontrado, por esta razón se recomienda en un futuro, cambiar la frecuencia de corte del filtro anti-aliasing, y bajarla a 50 Hz. Además, tomar todas las muestras convertidas por el ADC y promediarlas cada 10 ms. Otra solución que se propone es disminuir la resistencia de 510 k Ω , en el circuito de adecuación, entre más grandes las resistencias más ruido causan, y colocar una etapa de amplificación posterior para obtener el voltaje deseado.

Para una mejor implementación, también es recomendable optimizar el consumo de energía del circuito, empezando por los drivers de los motores, que están pidiendo constantemente 20 mA, a la fuente de alimentación.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] R.V. Kanade, R.W.M. Van Deursen, K.G. Harding, P.E. Price, "Investigation of standing balance in patients with diabetic neuropathy at different stages of foot complication", *Clinical Biomechanics*, 23, pp. 1183-1191, 2008.
- [2] Estadística tomada de la Asociación de Diabetes, [en línea] disponible en: <http://www.asodiabetes.org>, recuperado: 25 de Febrero de 2009.
- [3] Estadística tomada de la Federación Diabetológica Colombiana, [en línea] disponible en: <http://www.fdc.org.co/triana/crojo.html>, recuperado: 25 de Febrero de 2009.
- [4] Trafton, A. (2008), "Balance Problems? Step into the iShoe" [en línea], disponible en: <http://web.mit.edu/newsoffice/2008/i-shoe-0716.html>, recuperado: 3 de marzo de 2009.
- [5] E. Ardila, M. Guzmán, P. Cristancho, L. Méndez, A. Puig, F. Medina, A. Salazar, O. Uribe, J. Velásquez, C. Palacio, y J. Yepes, "Características de las fracturas de cadera: A propósito del análisis de historias clínicas en tres hospitales universitarios colombianos", *Revista colombiana de osteología y metabolismo mineral*, Vol3, 2004.
- [6] Datasheet sensor FlexiForce A201. [en línea] disponible en: <http://www.tekscan.com/pdfs/DatasheetA201.pdf>. recuperado: 28 de Julio de 2009.
- [7] B. Chuckpaiwong, J. A. Nunley, N. A. Mall, R. M. Queen, "The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running", *Gait & Posture* 28, p.p. 405-411, 2008.
- [8] R. Karkokli, K.M.McConville, "Design and Development of a Cost Effective Plantar Pressure Distribution Analysis System for the Dynamically Moving Feet." *Proceedings of the 28th IEEE. EMBS Annual International Conference*, 2006.
- [9] M. Ferguson-Pell, S. Hagsiwa, D. Bain, "Evaluation of a sensor for low interface pressure applications" *Medical Engineering & physics*, 22, pp. 657-663, 2000.
- [10] "Declaration of Helsinki". Disponible en línea [http://proj1.sinica.edu.tw/~irb/DECLARATION%20OF%20HELSINKI%20\(2008\).pdf](http://proj1.sinica.edu.tw/~irb/DECLARATION%20OF%20HELSINKI%20(2008).pdf). Recuperado 15 octubre de 2009
- [11] K. J. Chesnin, L. Selby-Silverstein, M. P. Besser, "Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements" *Gait and Posture*, 12, pp: 128-133, 2000.
- [12] E. Eils, S. Behrens, O. Mers, . Thorwesten, K. Volker, D. Rosenbaum, "Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern", *Gait and Posture*, 20, pp: 54-60, 2004.
- [13] M. Schmid, G. Beltrami, D. Zambarbieri, G. Verni, "Center of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait", *Gait and Posture*, 21, pp: 255-262, 2005.
- [14] M. Chen, B. Huang, K. K. Lee, Y. Xu, "An Intelligent Shoe-Integrated System for Plantar Pressure Measurement" *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*.
- [15] J. Norris, A. Marsh, I. Smith, R. Kohut, M. Miller, "Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk" *Journal of Biomechanics*, 38, pp: 1263-1272, 2005.
- [16] T. Ryoony, N. Jong, M. Sik, "Quantification of the path of center of pressure (COP) using a F-scan in-shoe transducer", *Gait & Posture*, 10, pp. 248-254, 1999
- [17] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking". *Gait and Posture*, 3, pp: 193-214, 1995.
- [18] "Neuropatía Periférica". Disponible en línea <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000593.htm> Recuperado 12 de enero de 2010.
- [19] "Análisis del centro de presión en posturografía en pacientes con síndrome de dolor lumbar crónico". Disponible en línea http://www.cybertesis.cl/tesis/uchile/2004/gonzalez_r/sources/gonzalez_r.pdf Recuperado 12 de enero de 2010.
- [20] J. Bartual Pastor, N. Pérez Fernández. "El sistema vestibular y sus alteraciones. Fundamentos de la semiología" *Filogenia del sistema vestibular*, Capítulo 1, Tomo I, Editorial Masson, 1998.
- [21] G. Simoneau, "Cinesología de la Marcha", *Fundamentos de Rehabilitación Física*, Capítulo 15, 1ª Edición, Editorial Paidotribo, 2007

10. ANEXOS

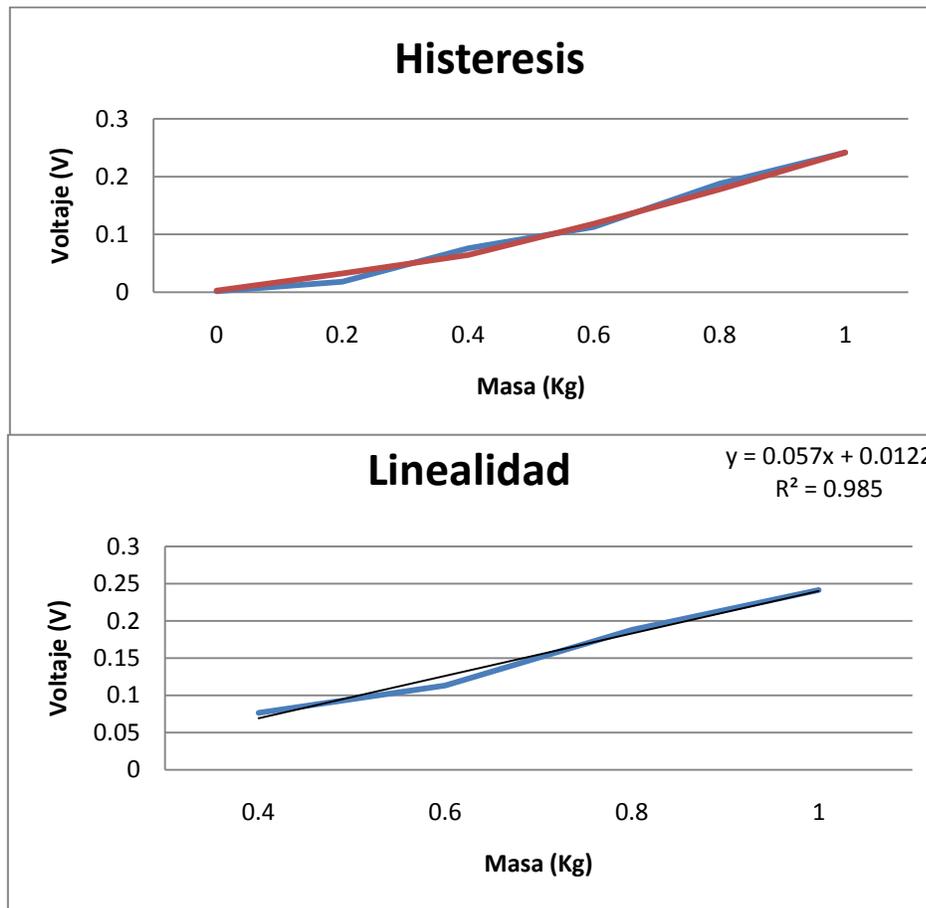
Anexo A. Calibración de los sensores

SENSOR 1

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 80 | 0,011 | 0,0125 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 31 | 0,032 | 0,032258065 | | |
| | 63 | 0,012 | 0,015873016 | | |
| PROMEDIO | 58 | 0,018333333 | | | |
| 0,4 | 6,1 | 0,102 | 0,163934426 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 8,8 | 0,095 | 0,113636364 | | |
| | 26 | 0,032 | 0,038461538 | | |
| PROMEDIO | 13,63333333 | 0,076333333 | | | |
| 0,6 | 4,6 | 0,13 | 0,217391304 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 6,4 | 0,139 | 0,15625 | | |
| | 12 | 0,07 | 0,083333333 | | |
| PROMEDIO | 7,666666667 | 0,113 | | | |
| 0,8 | 3,7 | 0,21 | 0,27027027 | 7,84 | 141465,175 |
| | 5,3 | 0,203 | 0,188679245 | | |
| | 8,6 | 0,15 | 0,11627907 | | |
| PROMEDIO | 5,866666667 | 0,187666667 | | | |
| 1 | 3,6 | 0,23 | 0,277777778 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 3,3 | 0,285 | 0,303030303 | | |
| | 5,1 | 0,209 | 0,196078431 | | |
| PROMEDIO | 4 | 0,241333333 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,003 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 80 | 0,018 | 0,0125 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 28 | 0,045 | 0,035714286 | | |
| | 14,4 | 0,035 | 0,069444444 | | |
| PROMEDIO | 40,8 | 0,032666667 | | | |
| 0,4 | 7,8 | 0,036 | 0,128205128 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 11,5 | 0,066 | 0,086956522 | | |
| | 12 | 0,091 | 0,083333333 | | |
| PROMEDIO | 10,43333333 | 0,064333333 | | | |
| 0,6 | 6,2 | 0,115 | 0,161290323 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 7,8 | 0,091 | 0,128205128 | | |
| | 10 | 0,149 | 0,1 | | |
| PROMEDIO | 8 | 0,118333333 | | | |
| 0,8 | 4,9 | 0,152 | 0,204081633 | 7,84 | 141465,175 |
| | 5,1 | 0,2 | 0,196078431 | | |
| | 5 | 0,182 | 0,2 | | |
| PROMEDIO | 5 | 0,178 | | | |
| 1 | 3,6 | 0,23 | 0,277777778 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 3,3 | 0,285 | 0,303030303 | | |

| | | | | | |
|----------|-----|-------------|-------------|--|--|
| | 5,1 | 0,209 | 0,196078431 | | |
| PROMEDIO | 4 | 0,241333333 | | | |

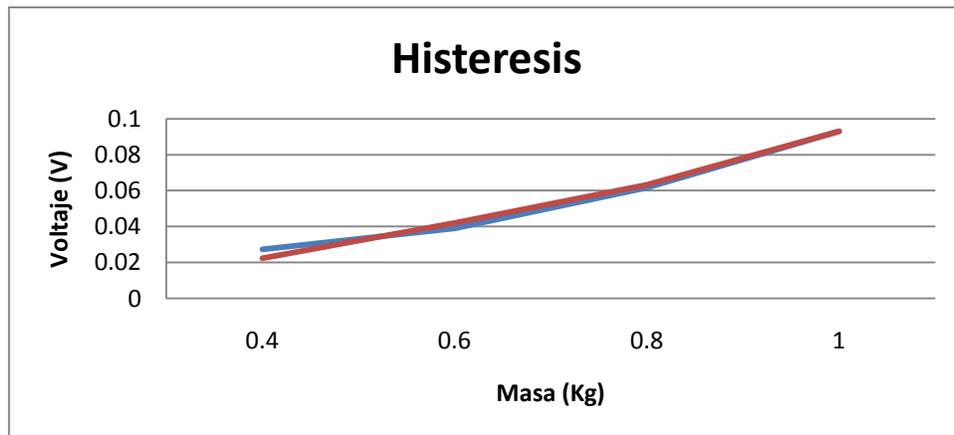


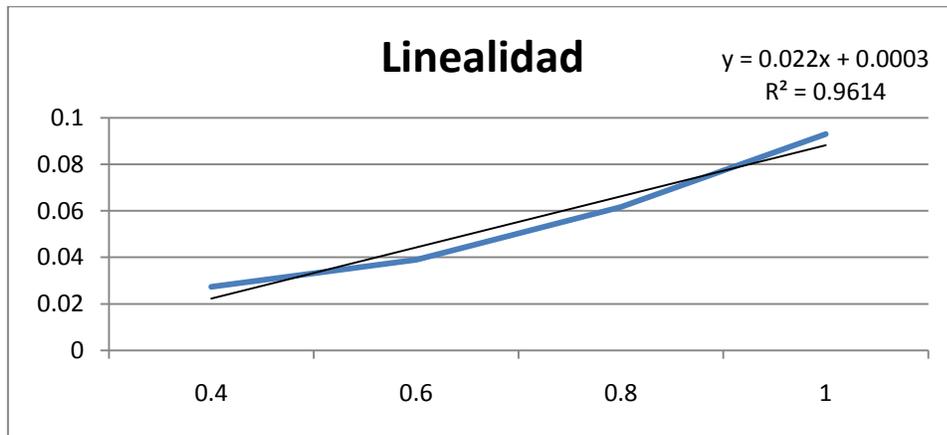
SENSOR 2

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 110,8 | 0,008 | 0,009025271 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 101,8 | 0,01 | 0,009823183 | | |
| | 98,8 | 0,007 | 0,010121457 | | |
| PROMEDIO | 103,8 | 0,008333333 | | | |
| 0,4 | 33,7 | 0,021 | 0,029673591 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 26,3 | 0,034 | 0,038022814 | | |
| | 24,6 | 0,027 | 0,040650407 | | |
| PROMEDIO | 28,2 | 0,027333333 | | | |
| 0,6 | 21,5 | 0,04 | 0,046511628 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 17,5 | 0,039 | 0,057142857 | | |
| | 17,2 | 0,038 | 0,058139535 | | |
| PROMEDIO | 18,73333333 | 0,039 | | | |
| 0,8 | 11,6 | 0,067 | 0,086206897 | 7,84 | 141465,175 |
| | 13,9 | 0,055 | 0,071942446 | | |
| | 10,9 | 0,063 | 0,091743119 | | |
| PROMEDIO | 12,13333333 | 0,061666667 | | | |
| 1 | 7,3 | 0,097 | 0,136986301 | 9,8 | 176831,4688 |

| | | | | |
|----------|-------------|-------|-------------|--|
| | 9,9 | 0,088 | 0,101010101 | |
| | 8,5 | 0,094 | 0,117647059 | |
| PROMEDIO | 8,566666667 | 0,093 | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 163,9 | 0,008 | 0,006101281 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 158,2 | 0,009 | 0,006321113 | | |
| | 48,8 | 0,013 | 0,020491803 | | |
| PROMEDIO | 123,6333333 | 0,01 | | | |
| 0,4 | 36,9 | 0,016 | 0,027100271 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 33 | 0,021 | 0,03030303 | | |
| | 20,8 | 0,03 | 0,048076923 | | |
| PROMEDIO | 30,23333333 | 0,022333333 | | | |
| 0,6 | 15,7 | 0,048 | 0,063694268 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 20 | 0,037 | 0,05 | | |
| | 17,2 | 0,041 | 0,058139535 | | |
| PROMEDIO | 17,63333333 | 0,042 | | | |
| 0,8 | 12,5 | 0,051 | 0,08 | 7,84 | 141465,175 |
| | 11,3 | 0,064 | 0,088495575 | | |
| | 9,4 | 0,075 | 0,106382979 | | |
| PROMEDIO | 11,06666667 | 0,063333333 | | | |
| 1 | 7,3 | 0,097 | 0,136986301 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 9,9 | 0,088 | 0,101010101 | | |
| | 8,5 | 0,094 | 0,117647059 | | |
| PROMEDIO | 8,566666667 | 0,093 | | | |



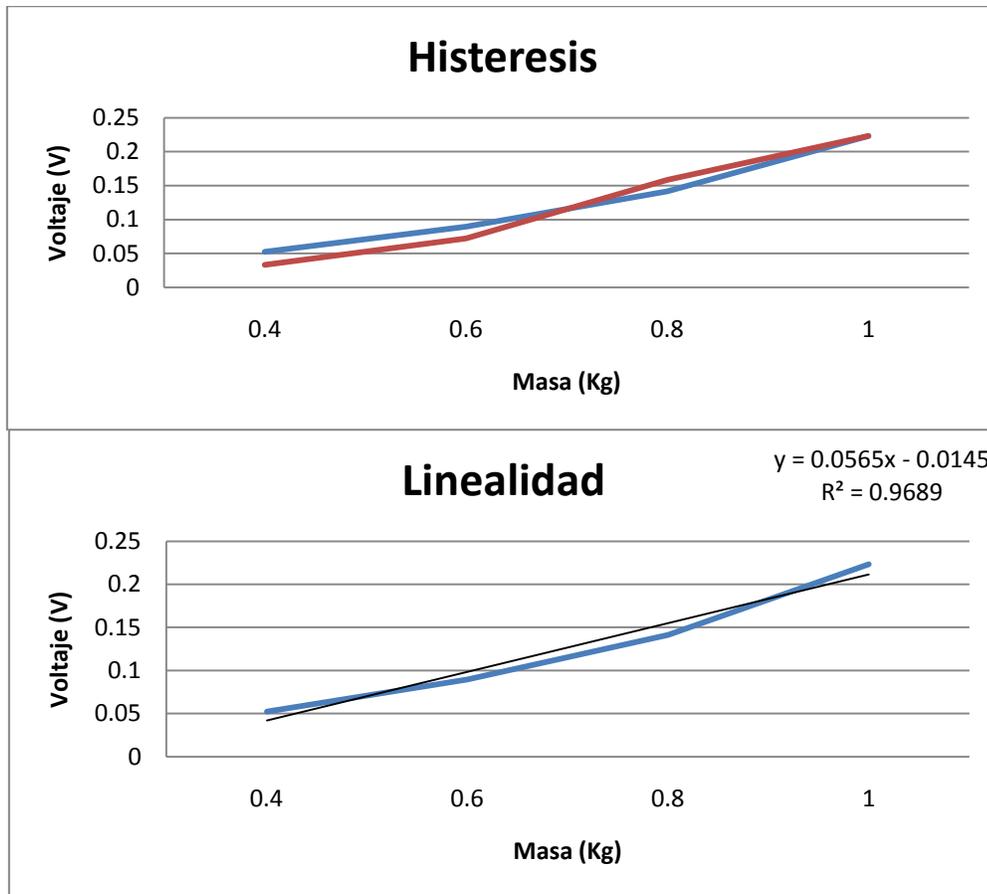


SENSOR 3

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 54 | 0,032 | 0,018518519 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 39 | 0,026 | 0,025641026 | | |
| | 28 | 0,027 | 0,035714286 | | |
| PROMEDIO | 40,33333333 | 0,028333333 | | | |
| 0,4 | 23 | 0,058 | 0,043478261 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 11,5 | 0,042 | 0,086956522 | | |
| | 12,6 | 0,057 | 0,079365079 | | |
| PROMEDIO | 15,7 | 0,052333333 | | | |
| 0,6 | 9,7 | 0,091 | 0,103092784 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 9,3 | 0,091 | 0,107526882 | | |
| | 10,6 | 0,087 | 0,094339623 | | |
| PROMEDIO | 9,866666667 | 0,089666667 | | | |
| 0,8 | 5,9 | 0,142 | 0,169491525 | 7,84 | 141465,175 |
| | 6,7 | 0,15 | 0,149253731 | | |
| | 7,2 | 0,132 | 0,138888889 | | |
| PROMEDIO | 6,6 | 0,141333333 | | | |
| 1 | 4,5 | 0,172 | 0,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 3,8 | 0,306 | 0,263157895 | | |
| | 4,9 | 0,192 | 0,204081633 | | |
| PROMEDIO | 4,4 | 0,223333333 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 33 | 0,019 | 0,03030303 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 38 | 0,016 | 0,026315789 | | |
| | 32,6 | 0,011 | 0,030674847 | | |
| PROMEDIO | 34,53333333 | 0,015333333 | | | |
| 0,4 | 21 | 0,023 | 0,047619048 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 14,8 | 0,036 | 0,067567568 | | |
| | 17,1 | 0,04 | 0,058479532 | | |
| PROMEDIO | 17,63333333 | 0,033 | | | |
| 0,6 | 18,7 | 0,076 | 0,053475936 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 8,4 | 0,069 | 0,119047619 | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| | 11,5 | 0,072 | 0,086956522 | | |
| PROMEDIO | 12,86666667 | 0,072333333 | | | |
| 0,8 | 5,5 | 0,12 | 0,181818182 | 7,84 | 141465,175 |
| | 5,2 | 0,192 | 0,192307692 | | |
| | 5,3 | 0,163 | 0,188679245 | | |
| PROMEDIO | 5,333333333 | 0,158333333 | | | |
| 1 | 4,5 | 0,172 | 0,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 3,8 | 0,306 | 0,263157895 | | |
| | 4,9 | 0,192 | 0,204081633 | | |
| PROMEDIO | 4,4 | 0,223333333 | | | |

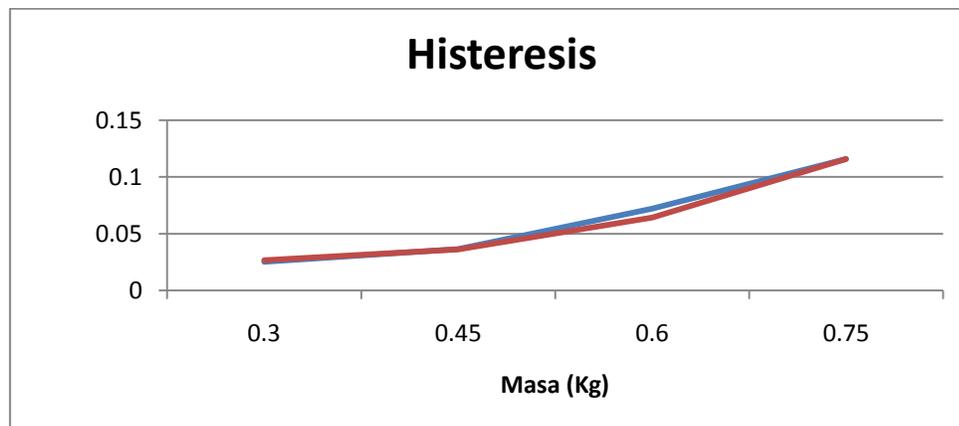


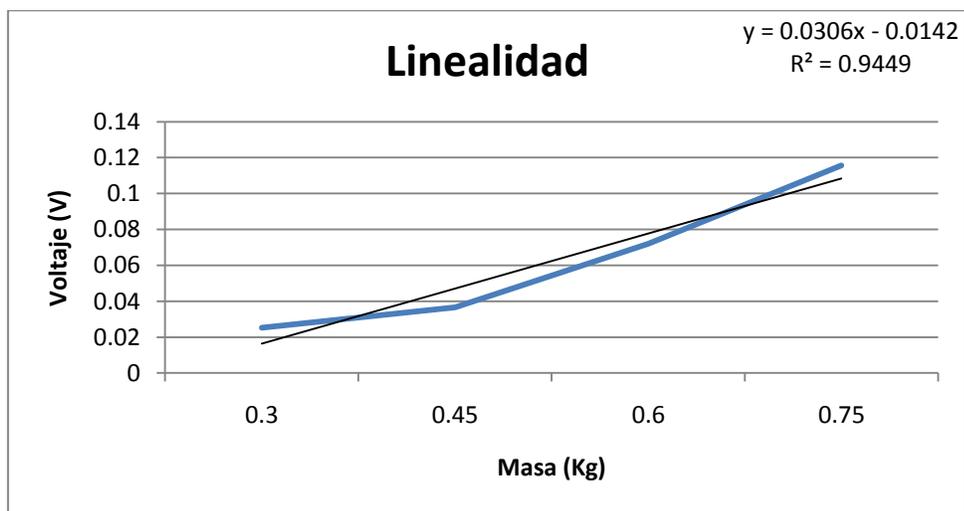
SENSOR 4

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,15 | 85,2 | 0,006 | 0,011737089 | 1,47 | 26524,72032 |
| | 138,7 | 0,006 | 0,007209805 | | |
| | 48,8 | 0,016 | 0,020491803 | | |
| PROMEDIO | 90,9 | 0,009333333 | | | |
| 0,3 | 46,8 | 0,014 | 0,021367521 | 2,94 | 53049,44064 |
| | 31,3 | 0,024 | 0,031948882 | | |
| | 23,4 | 0,038 | 0,042735043 | | |
| PROMEDIO | 33,83333333 | 0,025333333 | | | |
| 0,45 | 17,2 | 0,03 | 0,058139535 | 4,41 | 79574,16095 |
| | 23,9 | 0,03 | 0,041841004 | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| | 17,8 | 0,05 | 0,056179775 | | |
| PROMEDIO | 19,63333333 | 0,036666667 | | | |
| 0,6 | 11,1 | 0,069 | 0,09009009 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 5,2 | 0,078 | 0,192307692 | | |
| | 12,6 | 0,069 | 0,079365079 | | |
| PROMEDIO | 9,633333333 | 0,072 | | | |
| 0,75 | 8,6 | 0,103 | 0,11627907 | 7,35 | 132623,6016 |
| | 4,9 | 0,164 | 0,204081633 | | |
| | 10,2 | 0,08 | 0,098039216 | | |
| PROMEDIO | 7,9 | 0,115666667 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,15 | 84,2 | 0,013 | 0,011876485 | 1,47 | 26524,72032 |
| | 62,3 | 0,012 | 0,016051364 | | |
| | 50,4 | 0,011 | 0,01984127 | | |
| PROMEDIO | 65,63333333 | 0,012 | | | |
| 0,3 | 33,7 | 0,019 | 0,029673591 | 2,94 | 53049,44064 |
| | 24,8 | 0,025 | 0,040322581 | | |
| | 24,7 | 0,036 | 0,04048583 | | |
| PROMEDIO | 27,73333333 | 0,026666667 | | | |
| 0,45 | 19,1 | 0,037 | 0,052356021 | 4,41 | 79574,16095 |
| | 22,9 | 0,028 | 0,043668122 | | |
| | 16,8 | 0,044 | 0,05952381 | | |
| PROMEDIO | 19,6 | 0,036333333 | | | |
| 0,6 | 10,1 | 0,072 | 0,099009901 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 15,1 | 0,054 | 0,066225166 | | |
| | 11,3 | 0,067 | 0,088495575 | | |
| PROMEDIO | 12,16666667 | 0,064333333 | | | |
| 0,75 | 8,6 | 0,103 | 0,11627907 | 7,35 | 132623,6016 |
| | 4,9 | 0,164 | 0,204081633 | | |
| | 10,2 | 0,08 | 0,098039216 | | |
| PROMEDIO | 7,9 | 0,115666667 | | | |



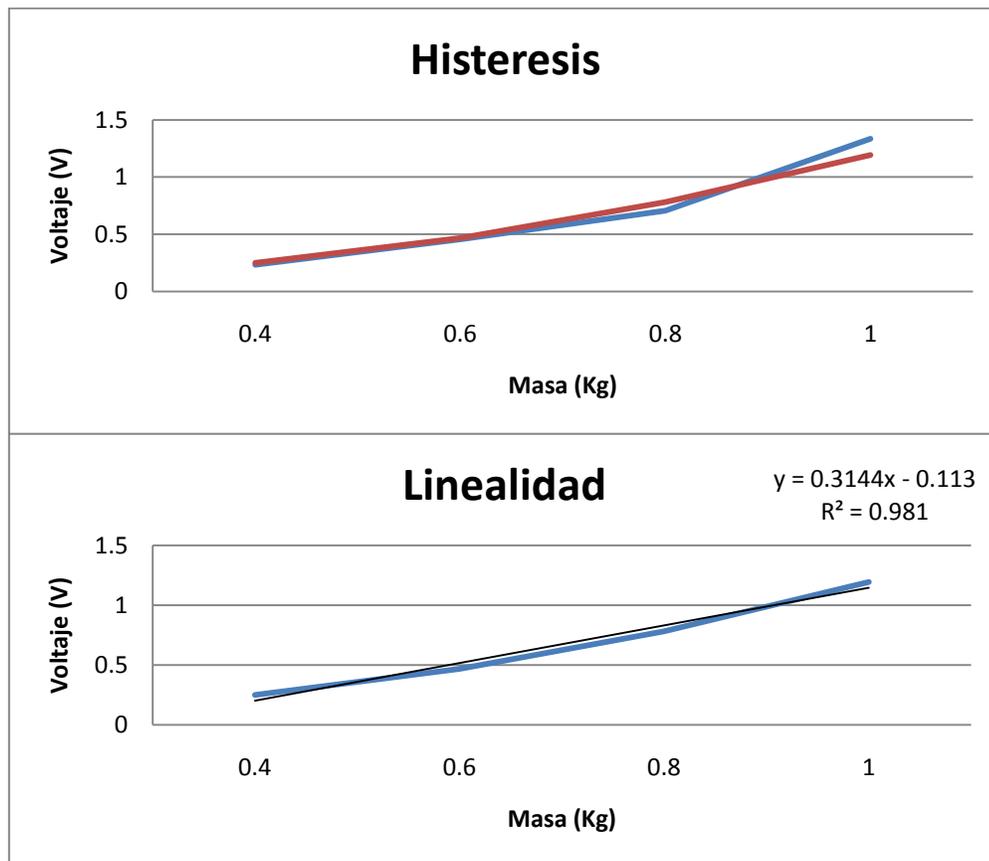


SENSOR 5

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 7,8 | 0,091 | 0,128205128 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 4,04 | 0,111 | 0,247524752 | | |
| | 6,8 | 0,129 | 0,147058824 | | |
| PROMEDIO | 6,213333333 | 0,110333333 | | | |
| 0,4 | 3,9 | 0,245 | 0,256410256 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 2,6 | 0,255 | 0,384615385 | | |
| | 2,7 | 0,25 | 0,37037037 | | |
| PROMEDIO | 3,066666667 | 0,25 | | | |
| 0,6 | 1,6 | 0,41 | 0,625 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 1,5 | 0,522 | 0,666666667 | | |
| | 2,3 | 0,472 | 0,434782609 | | |
| PROMEDIO | 1,8 | 0,468 | | | |
| 0,8 | 1,6 | 0,94 | 0,625 | 7,84 | 141465,175 |
| | 1,2 | 0,706 | 0,833333333 | | |
| | 1,8 | 0,695 | 0,555555556 | | |
| PROMEDIO | 1,533333333 | 0,780333333 | | | |
| 1 | 0,45 | 1,62 | 2,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 0,97 | 1,07 | 1,030927835 | | |
| | 1,14 | 1,318 | 0,877192982 | | |
| PROMEDIO | 1,055 | 1,194 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 5,9 | 0,121 | | 1,96 | 35366,29376 |
| | 6,6 | 0,092 | 0,151515152 | | |
| | 6,9 | 0,132 | 0,144927536 | | |
| PROMEDIO | 6,75 | 0,112 | | | |
| 0,4 | 3,9 | 0,329 | 0,263157895 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 2,9 | 0,223 | 0,344827586 | | |
| | 3,8 | 0,247 | 0,263157895 | | |
| PROMEDIO | 3,35 | 0,235 | | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------|-------------|------|-------------|
| 0,6 | 3,3 | 0,411 | 0,303030303 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 2,5 | 0,459 | 0,4 | | |
| | 3,2 | 0,451 | 0,3125 | | |
| PROMEDIO | 2,85 | 0,455 | | | |
| 0,8 | 1,5 | 0,61 | 0,666666667 | 7,84 | 141465,175 |
| | 1,2 | 0,768 | 0,833333333 | | |
| | 1,5 | 0,644 | 0,666666667 | | |
| PROMEDIO | 1,35 | 0,706 | | | |
| 1 | 0,45 | 1,62 | 2,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 0,97 | 1,07 | 1,030927835 | | |
| | 1,14 | 1,318 | 0,877192982 | | |
| PROMEDIO | 0,853333333 | 1,336 | | | |

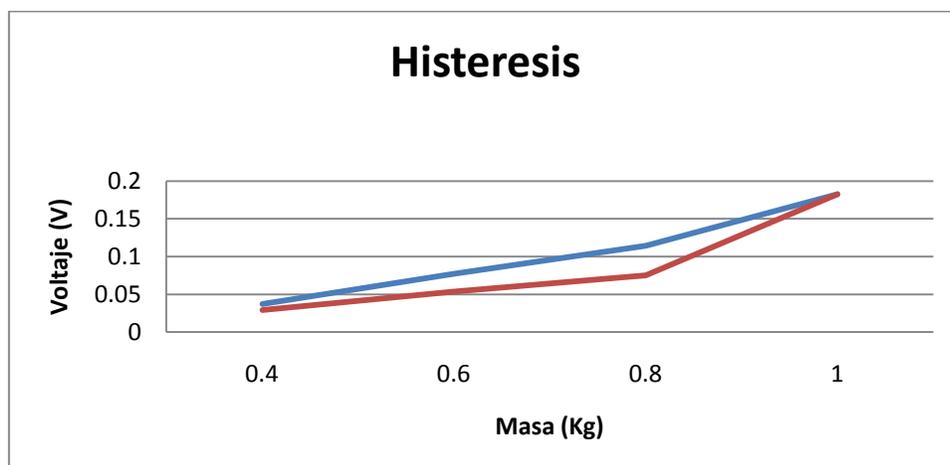


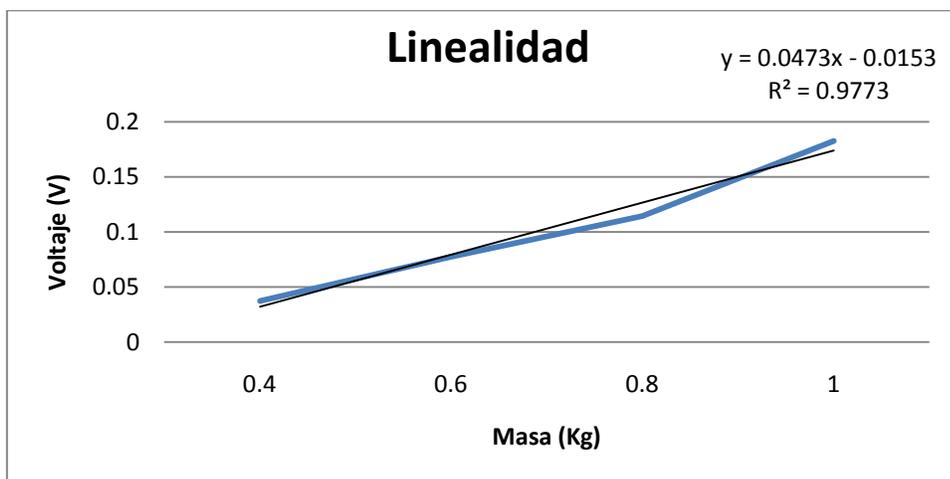
SENSOR 6

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 37,5 | 0,021 | 0,026666667 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 38,2 | 0,017 | 0,02617801 | | 35366,29376 |
| | 35,9 | 0,019 | 0,027855153 | | 35366,29376 |
| PROMEDIO | 37,2 | 0,019 | | | |
| 0,4 | 17,5 | 0,043 | 0,057142857 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 18,6 | 0,038 | 0,053763441 | | 70732,58751 |
| | 19,5 | 0,031 | 0,051282051 | | 70732,58751 |
| PROMEDIO | 18,53333333 | 0,037333333 | | | |
| 0,6 | 8,9 | 0,085 | 0,112359551 | 5,88 | 106098,8813 |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| | 13,5 | 0,066 | 0,074074074 | | 106098,8813 |
| | 9,3 | 0,081 | 0,107526882 | | 106098,8813 |
| PROMEDIO | 10,56666667 | 0,077333333 | | | |
| 0,8 | 6,2 | 0,12 | 0,161290323 | 7,84 | 141465,175 |
| | 7,5 | 0,107 | 0,133333333 | | 141465,175 |
| | 7,2 | 0,116 | 0,138888889 | | 141465,175 |
| PROMEDIO | 6,966666667 | 0,114333333 | | | |
| 1 | 4,5 | 0,219 | 0,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 4,5 | 0,199 | 0,222222222 | | 176831,4688 |
| | 6,8 | 0,13 | 0,147058824 | | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 5,266666667 | 0,182666667 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 35,1 | 0,011 | 0,028490028 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 33,2 | 0,018 | 0,030120482 | | |
| | 44,5 | 0,009 | 0,02247191 | | |
| PROMEDIO | 37,6 | 0,012666667 | | | |
| 0,4 | 24,3 | 0,033 | 0,041152263 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 23,6 | 0,027 | 0,042372881 | | |
| | 24,7 | 0,028 | 0,04048583 | | |
| PROMEDIO | 24,2 | 0,029333333 | | | |
| 0,6 | 12,8 | 0,048 | 0,078125 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 13,9 | 0,052 | 0,071942446 | | |
| | 12,2 | 0,061 | 0,081967213 | | |
| PROMEDIO | 12,96666667 | 0,053666667 | | | |
| 0,8 | 10,4 | 0,075 | 0,096153846 | 7,84 | 141465,175 |
| | 11,5 | 0,079 | 0,086956522 | | |
| | 10,3 | 0,071 | 0,097087379 | | |
| PROMEDIO | 10,73333333 | 0,075 | | | |
| 1 | 4,5 | 0,219 | 0,222222222 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 4,5 | 0,199 | 0,222222222 | | |
| | 6,8 | 0,13 | 0,147058824 | | |
| PROMEDIO | 5,266666667 | 0,182666667 | | | |



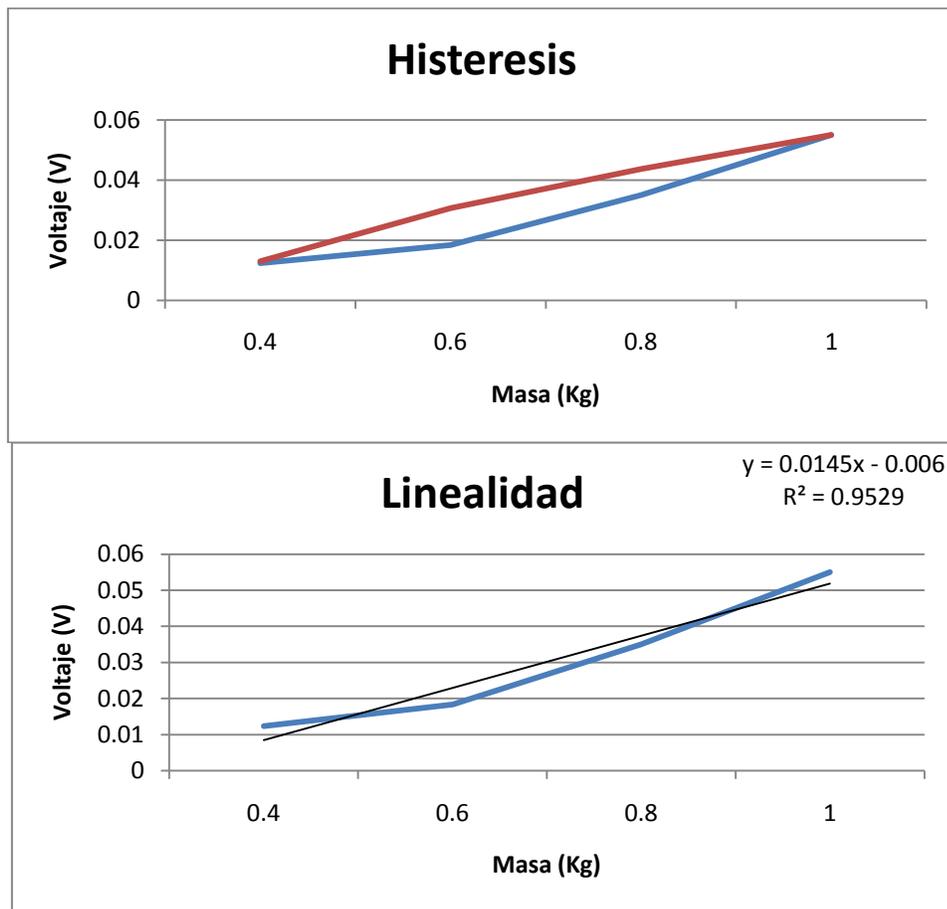


SENSOR 7

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,001 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 97,1 | 0,004 | 0,010298661 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 127,3 | 0,003 | 0,00785546 | | |
| | 112,3 | 0,005 | 0,00890472 | | |
| PROMEDIO | 112,2333333 | 0,004 | | | |
| 0,4 | 30,8 | 0,013 | 0,032467532 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 55,9 | 0,011 | 0,017889088 | | |
| | 43,5 | 0,013 | 0,022988506 | | |
| PROMEDIO | 43,4 | 0,012333333 | | | |
| 0,6 | 27,5 | 0,018 | 0,036363636 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 42,3 | 0,016 | 0,023640662 | | |
| | 26,1 | 0,021 | 0,038314176 | | |
| PROMEDIO | 31,96666667 | 0,018333333 | | | |
| 0,8 | 23,4 | 0,031 | 0,042735043 | 7,84 | 141465,175 |
| | 25,8 | 0,027 | 0,03875969 | | |
| | 14,5 | 0,047 | 0,068965517 | | |
| PROMEDIO | 21,23333333 | 0,035 | | | |
| 1 | 12 | 0,056 | 0,083333333 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 13,9 | 0,05 | 0,071942446 | | |
| | 11,3 | 0,059 | 0,088495575 | | |
| PROMEDIO | 12,4 | 0,055 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 118,5 | 0,003 | 0,008438819 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 119,9 | 0,004 | 0,008340284 | | |
| | 127,3 | 0,003 | 0,00785546 | | |
| PROMEDIO | 121,9 | 0,003333333 | | | |
| 0,4 | 53,4 | 0,013 | 0,018726592 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 42,9 | 0,015 | 0,023310023 | | |
| | 51,7 | 0,011 | 0,01934236 | | |
| PROMEDIO | 49,33333333 | 0,013 | | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| 0,6 | 24,4 | 0,028 | 0,040983607 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 23,7 | 0,025 | 0,042194093 | | |
| | 15,2 | 0,039 | 0,065789474 | | |
| PROMEDIO | 21,1 | 0,030666667 | | | |
| 0,8 | 22,9 | 0,047 | 0,043668122 | 7,84 | 141465,175 |
| | 17,1 | 0,039 | 0,058479532 | | |
| | 14,1 | 0,045 | 0,070921986 | | |
| PROMEDIO | 18,03333333 | 0,043666667 | | | |
| 1 | 12 | 0,056 | 0,083333333 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 13,9 | 0,05 | 0,071942446 | | |
| | 11,3 | 0,059 | 0,088495575 | | |
| PROMEDIO | 12,4 | 0,055 | | | |

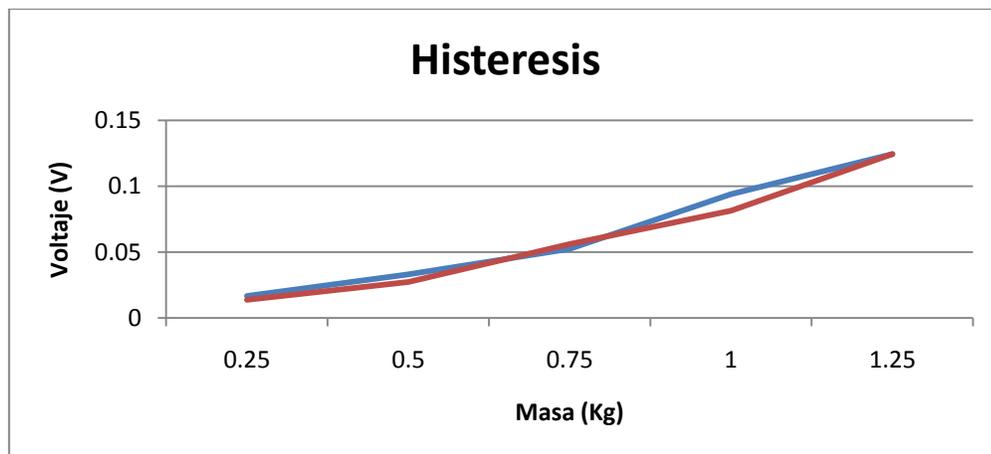


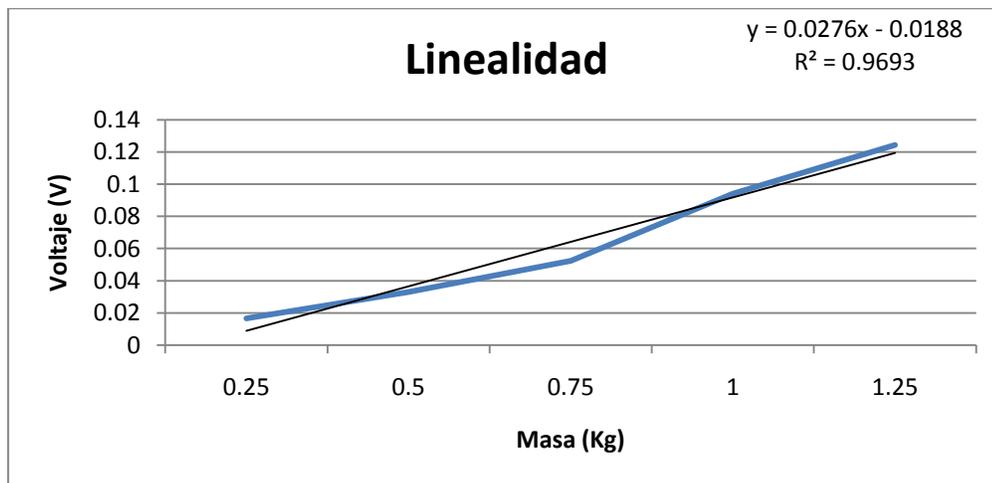
SENSOR 8

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,25 | 15,5 | 0,023 | 0,064516129 | 2,45 | 44207,8672 |
| | 43,3 | 0,017 | 0,023094688 | | |
| | 81,2 | 0,01 | 0,012315271 | | |
| PROMEDIO | 46,66666667 | 0,016666667 | 0,033308696 | | |
| 0,5 | 12,7 | 0,055 | 0,078740157 | 4,9 | 88415,73439 |
| | 26,8 | 0,025 | 0,037313433 | | |
| | 29,1 | 0,019 | 0,034364261 | | |
| PROMEDIO | 22,86666667 | 0,033 | | | |

| | | | | | |
|----------|----------------------|-------------------------|---|-------|-------------|
| 0,75 | 10,1 14,4 24,7 | 0,075 0,047 0,035 | 0,099009901 0,069444444 0,04048583 | 7,35 | 132623,6016 |
| PROMEDIO | 16,4 | 0,052333333 | | | |
| 1 | 7,5 9,7 8,2 | 0,109 0,077 0,096 | 0,133333333 0,103092784 0,12195122 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 8,466666667 | 0,094 | | | |
| 1,25 | 5,6 6,8 6,5 | 0,136 0,118 0,119 | 0,178571429 0,147058824 0,153846154 | 12,25 | 221039,336 |
| PROMEDIO | 6,3 | 0,124333333 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|----------------------|-------------------------|---|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,25 | 37,5 66,8 63,3 | 0,021 0,009 0,011 | 0,026666667 0,01497006 0,015797788 | 2,45 | 44207,8672 |
| PROMEDIO | 55,866666667 | 0,013666667 | | | |
| 0,5 | 21,9 26,9 29,9 | 0,033 0,023 0,026 | 0,0456621 0,037174721 0,033444816 | 4,9 | 88415,73439 |
| PROMEDIO | 26,233333333 | 0,027333333 | | | |
| 0,75 | 12,7 13,4 13,5 | 0,06 0,049 0,059 | 0,078740157 0,074626866 0,074074074 | 7,35 | 132623,6016 |
| PROMEDIO | 13,2 | 0,056 | | | |
| 1 | 7,2 9,6 11,2 | 0,101 0,075 0,068 | 0,138888889 0,104166667 0,089285714 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 9,333333333 | 0,081333333 | | | |
| 1,25 | 5,6 6,8 6,5 | 0,136 0,118 0,119 | 0,178571429 0,147058824 0,153846154 | 12,25 | 221039,336 |
| PROMEDIO | 6,3 | 0,124333333 | 0,159825469 | | |



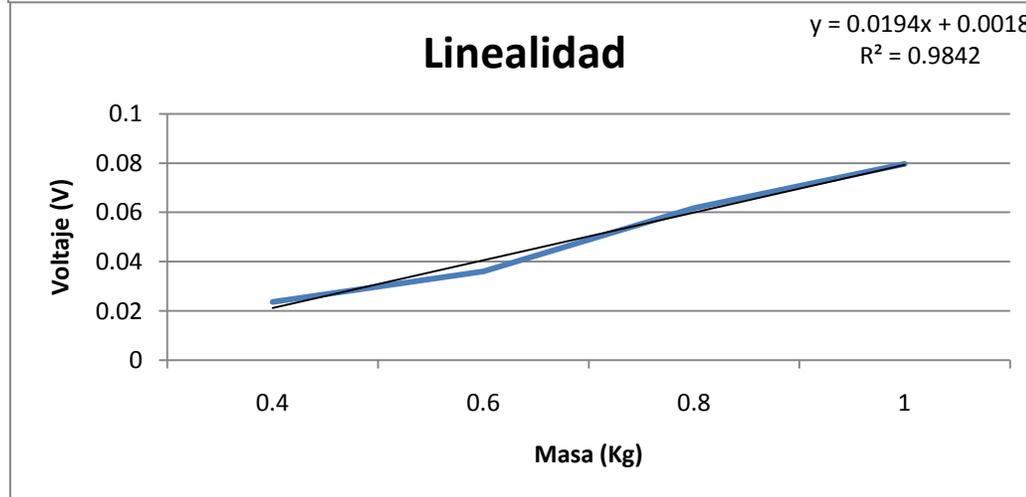
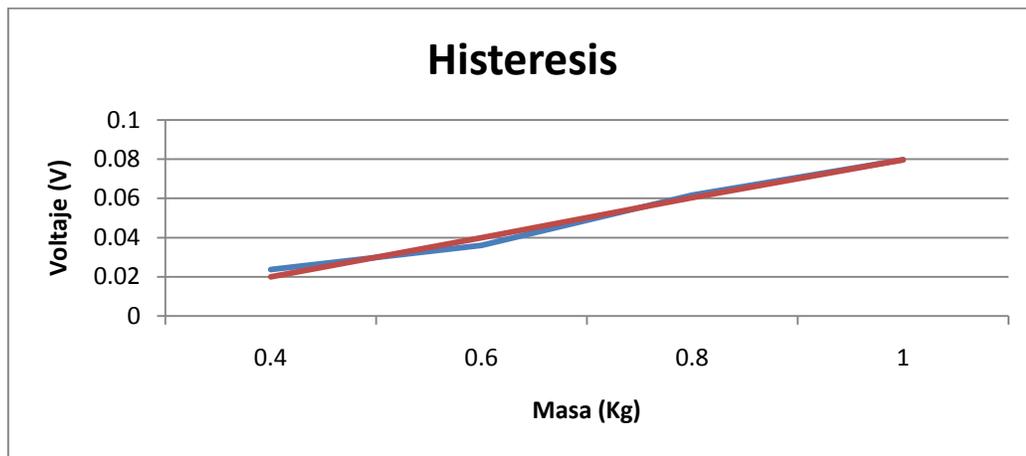


SENSOR 9

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 92,8 | 0,008 | 0,010775862 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 73,9 | 0,008 | 0,0135318 | | |
| | 46,8 | 0,013 | 0,021367521 | | |
| PROMEDIO | 71,16666667 | 0,009666667 | 0,015225061 | | |
| 0,4 | 53,7 | 0,014 | 0,018621974 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 30,2 | 0,021 | 0,033112583 | | |
| | 17,2 | 0,036 | 0,058139535 | | |
| PROMEDIO | 33,7 | 0,023666667 | 0,036624697 | | |
| 0,6 | 32,2 | 0,021 | 0,031055901 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 15,8 | 0,044 | 0,063291139 | | |
| | 14,9 | 0,043 | 0,067114094 | | |
| PROMEDIO | 20,96666667 | 0,036 | 0,053820378 | | |
| 0,8 | 15,3 | 0,049 | 0,065359477 | 7,84 | 141465,175 |
| | 10,3 | 0,075 | 0,097087379 | | |
| | 11,8 | 0,061 | 0,084745763 | | |
| PROMEDIO | 12,46666667 | 0,061666667 | 0,082397539 | | |
| 1 | 10,5 | 0,069 | 0,095238095 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 10,2 | 0,091 | 0,098039216 | | |
| | 8,8 | 0,079 | 0,113636364 | | |
| PROMEDIO | 9,833333333 | 0,079666667 | 0,102304558 | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 109,5 | 0,006 | 0,00913242 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 85,2 | 0,007 | 0,011737089 | | |
| | 167 | 0,008 | 0,005988024 | | |
| PROMEDIO | 120,56666667 | 0,007 | 0,008952511 | | |
| 0,4 | 46,1 | 0,014 | 0,021691974 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 28,1 | 0,023 | 0,035587189 | | |
| | 26,5 | 0,023 | 0,037735849 | | |
| PROMEDIO | 33,56666667 | 0,02 | 0,031671671 | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| 0,6 | 17,3 | 0,038 | 0,057803468 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 14,6 | 0,047 | 0,068493151 | | |
| | 13,5 | 0,035 | 0,074074074 | | |
| PROMEDIO | 15,13333333 | 0,04 | 0,066790231 | | |
| 0,8 | 13,3 | 0,051 | 0,07518797 | 7,84 | 141465,175 |
| | 9,6 | 0,073 | 0,104166667 | | |
| | 12,5 | 0,057 | 0,08 | | |
| PROMEDIO | 11,8 | 0,060333333 | 0,086451546 | | |
| 1 | 10,5 | 0,069 | 0,095238095 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 10,2 | 0,091 | 0,098039216 | | |
| | 8,8 | 0,079 | 0,113636364 | | |
| PROMEDIO | 9,833333333 | 0,079666667 | 0,102304558 | | |

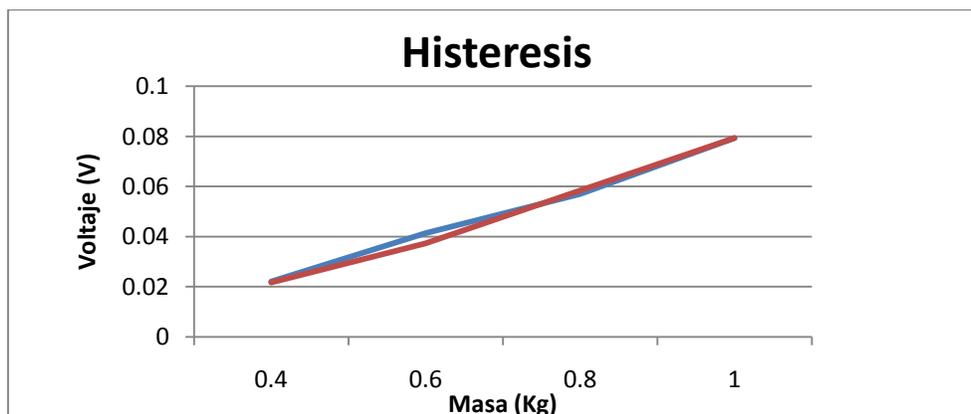


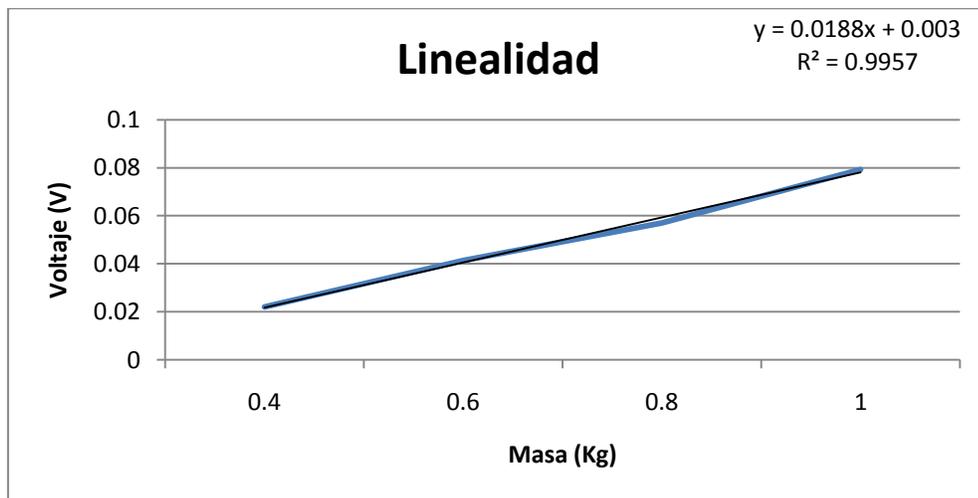
SENSOR 10

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 53,5 | 0,009 | 0,018691589 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 30,4 | 0,014 | 0,032894737 | | |
| | 104,8 | 0,005 | 0,009541985 | | |
| PROMEDIO | 62,9 | 0,009333333 | 0,020376103 | | |
| 0,4 | 33,2 | 0,018 | 0,030120482 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 19,5 | 0,032 | 0,051282051 | | |
| | 37,8 | 0,016 | 0,026455026 | | |

| | | | | | |
|----------|----------------------|-------------------------|--|------|-------------|
| PROMEDIO | 30,16666667 | 0,022 | 0,03595252 | | |
| 0,6 | 15,9 16 21,8 | 0,049 0,045 0,03 | 0,062893082 0,0625 0,04587156 | 5,88 | 106098,8813 |
| PROMEDIO | 17,9 | 0,041333333 | 0,057088214 | | |
| 0,8 | 12,9 12,2 15,3 | 0,061 0,064 0,046 | 0,07751938 0,081967213 0,065359477 | 7,84 | 141465,175 |
| PROMEDIO | 13,46666667 | 0,057 | 0,07494869 | | |
| 1 | 10,9 9,1 10,8 | 0,074 0,087 0,077 | 0,091743119 0,10989011 0,092592593 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 10,26666667 | 0,079333333 | 0,098075274 | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|----------------------|-------------------------|---|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 44,2 43,7 42,3 | 0,014 0,013 0,006 | 0,022624434 0,022883295 0,023640662 | 1,96 | 35366,29376 |
| PROMEDIO | 43,4 | 0,011 | 0,023049464 | | |
| 0,4 | 41,5 24,6 27,7 | 0,018 0,024 0,023 | 0,024096386 0,040650407 0,036101083 | 3,92 | 70732,58751 |
| PROMEDIO | 31,26666667 | 0,021666667 | 0,033615958 | | |
| 0,6 | 23,1 14,8 20,2 | 0,026 0,049 0,037 | 0,043290043 0,067567568 0,04950495 | 5,88 | 106098,8813 |
| PROMEDIO | 19,36666667 | 0,037333333 | 0,053454187 | | |
| 0,8 | 14,1 10,3 11,8 | 0,054 0,067 0,054 | 0,070921986 0,097087379 0,084745763 | 7,84 | 141465,175 |
| PROMEDIO | 12,06666667 | 0,058333333 | 0,084251709 | | |
| 1 | 10,9 9,1 10,8 | 0,074 0,087 0,077 | 0,091743119 0,10989011 0,092592593 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 10,26666667 | 0,079333333 | 0,098075274 | | |



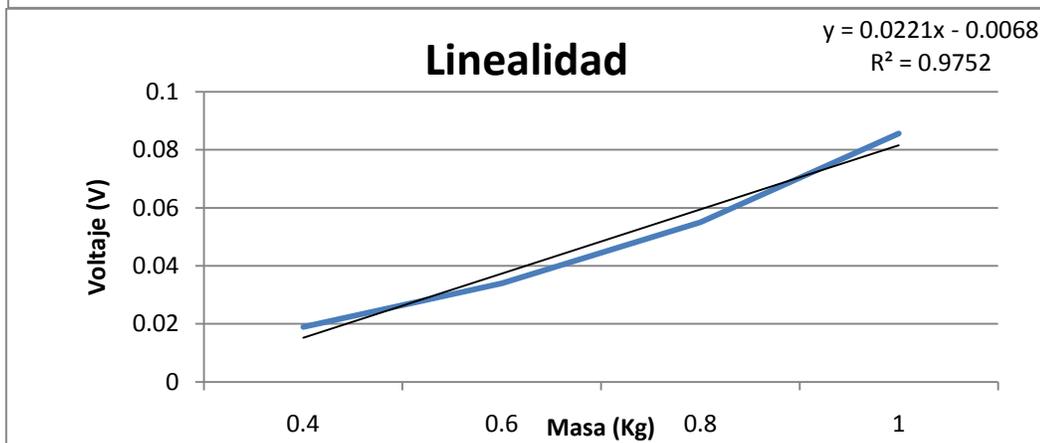
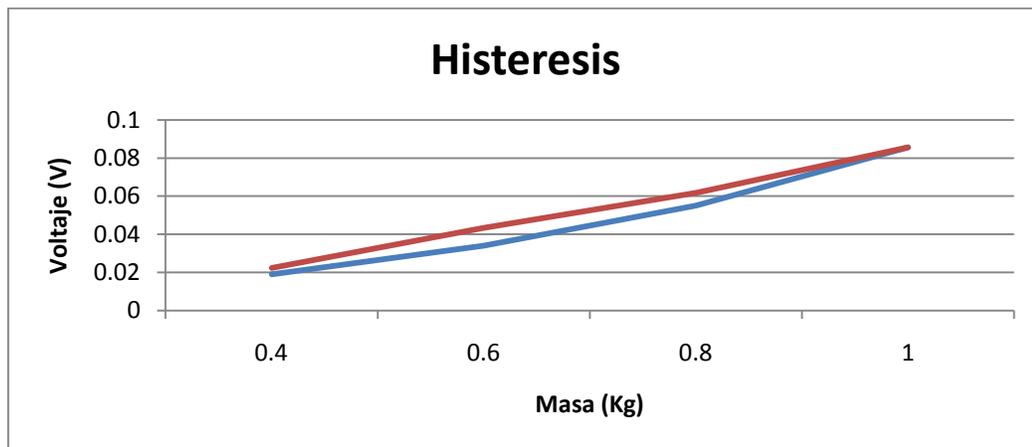


SENSOR 11

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 107,1 | 0,006 | 0,009337068 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 69 | 0,006 | 0,014492754 | | |
| | 24,3 | 0,008 | 0,041152263 | | |
| PROMEDIO | 66,8 | 0,006666667 | | | |
| 0,4 | 37,5 | 0,02 | 0,026666667 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 45,3 | 0,017 | 0,022075055 | | |
| | 29,4 | 0,02 | 0,034013605 | | |
| PROMEDIO | 37,4 | 0,019 | | | |
| 0,6 | 22,7 | 0,03 | 0,044052863 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 17,9 | 0,04 | 0,055865922 | | |
| | 26,1 | 0,032 | 0,038314176 | | |
| PROMEDIO | 22,23333333 | 0,034 | | | |
| 0,8 | 16,9 | 0,043 | 0,059171598 | 7,84 | 141465,175 |
| | 12,4 | 0,061 | 0,080645161 | | |
| | 12,2 | 0,061 | 0,081967213 | | |
| PROMEDIO | 13,83333333 | 0,055 | | | |
| 1 | 8,7 | 0,09 | 0,114942529 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 10,4 | 0,075 | 0,096153846 | | |
| | 8,5 | 0,092 | 0,117647059 | | |
| PROMEDIO | 9,2 | 0,085666667 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 57,8 | 0,009 | 0,017301038 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 79,8 | 0,006 | 0,012531328 | | |
| | 85,3 | 0,005 | 0,011723329 | | |
| PROMEDIO | 74,3 | 0,006666667 | | | |
| 0,4 | 35,8 | 0,016 | 0,027932961 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 32,1 | 0,02 | 0,031152648 | | |
| | 18,9 | 0,031 | 0,052910053 | | |
| PROMEDIO | 28,93333333 | 0,022333333 | | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| 0,6 | 11,8 | 0,05 | 0,084745763 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 22,3 | 0,026 | 0,044843049 | | |
| | 13,6 | 0,054 | 0,073529412 | | |
| PROMEDIO | 15,9 | 0,043333333 | | | |
| 0,8 | 12,9 | 0,062 | 0,07751938 | 7,84 | 141465,175 |
| | 12,2 | 0,063 | 0,081967213 | | |
| | 11,7 | 0,06 | 0,085470085 | | |
| PROMEDIO | 12,26666667 | 0,061666667 | | | |
| 1 | 8,7 | 0,09 | 0,114942529 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 10,4 | 0,075 | 0,096153846 | | |
| | 8,5 | 0,092 | 0,117647059 | | |
| PROMEDIO | 9,2 | 0,085666667 | | | |

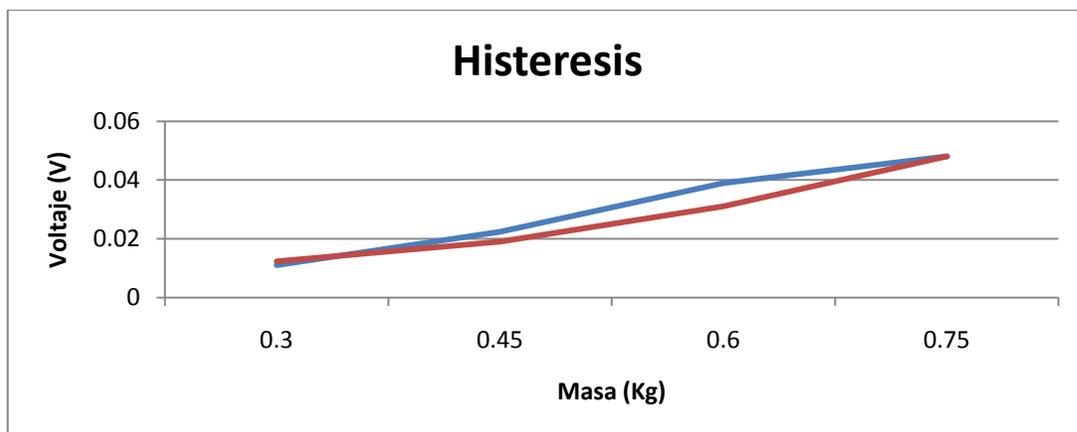


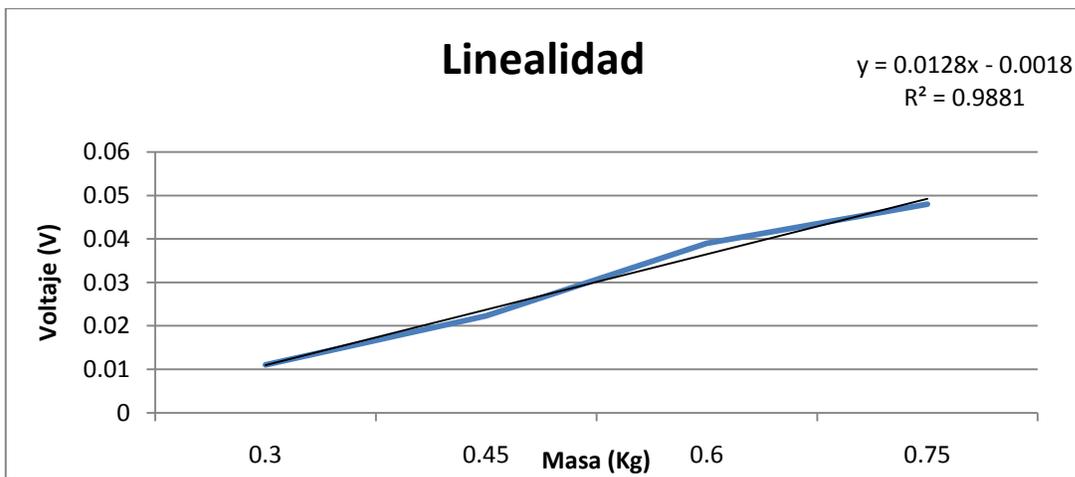
SENSOR 12

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,15 | 202,2 | 0,003 | 0,004945598 | 1,47 | 26524,72032 |
| | 210,9 | 0,006 | 0,004741584 | | |
| | 283 | 0,002 | 0,003533569 | | |
| PROMEDIO | 232,0333333 | 0,003666667 | | | |
| 0,3 | 71,7 | 0,007 | 0,013947001 | 2,94 | 53049,44064 |
| | 27,1 | 0,02 | 0,036900369 | | |
| | 72,2 | 0,006 | 0,013850416 | | |
| PROMEDIO | 57 | 0,011 | | | |
| 0,45 | 36,4 | 0,02 | 0,027472527 | 4,41 | 79574,16095 |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| | 22,5 | 0,027 | 0,044444444 | | |
| | 27,9 | 0,02 | 0,035842294 | | |
| PROMEDIO | 28,93333333 | 0,022333333 | | | |
| 0,6 | 16,9 | 0,036 | 0,059171598 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 15,3 | 0,039 | 0,065359477 | | |
| | 13,6 | 0,042 | 0,073529412 | | |
| PROMEDIO | 15,26666667 | 0,039 | | | |
| 0,75 | 14,2 | 0,046 | 0,070422535 | 7,35 | 132623,6016 |
| | 15,2 | 0,048 | 0,065789474 | | |
| | 13,4 | 0,05 | 0,074626866 | | |
| PROMEDIO | 14,26666667 | 0,048 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,15 | 290 | 0,003 | 0,003448276 | 1,47 | 26524,72032 |
| | 109 | 0,004 | 0,009174312 | | |
| | 238,9 | 0,003 | 0,004185852 | | |
| PROMEDIO | 212,6333333 | 0,003333333 | | | |
| 0,3 | 55,2 | 0,013 | 0,018115942 | 2,94 | 53049,44064 |
| | 71,2 | 0,009 | 0,014044944 | | |
| | 36,2 | 0,015 | 0,027624309 | | |
| PROMEDIO | 54,2 | 0,012333333 | | | |
| 0,45 | 29,2 | 0,02 | 0,034246575 | 4,41 | 79574,16095 |
| | 37,3 | 0,015 | 0,026809651 | | |
| | 26,3 | 0,022 | 0,038022814 | | |
| PROMEDIO | 30,93333333 | 0,019 | | | |
| 0,6 | 10,7 | 0,029 | 0,093457944 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 26,1 | 0,023 | 0,038314176 | | |
| | 17,4 | 0,041 | 0,057471264 | | |
| PROMEDIO | 18,06666667 | 0,031 | | | |
| 0,75 | 14,2 | 0,046 | 0,070422535 | 7,35 | 132623,6016 |
| | 15,2 | 0,048 | 0,065789474 | | |
| | 13,4 | 0,05 | 0,074626866 | | |
| PROMEDIO | 14,26666667 | 0,048 | | | |



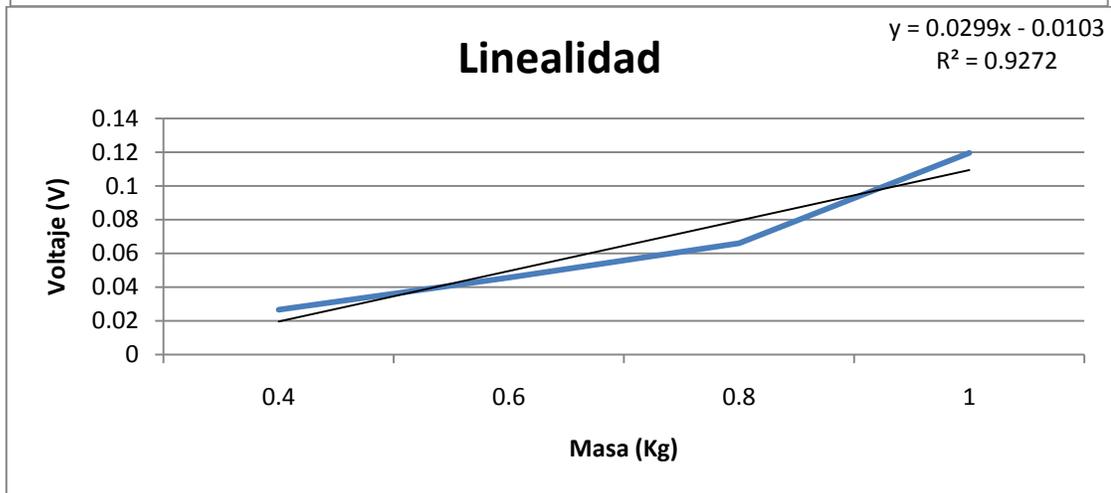
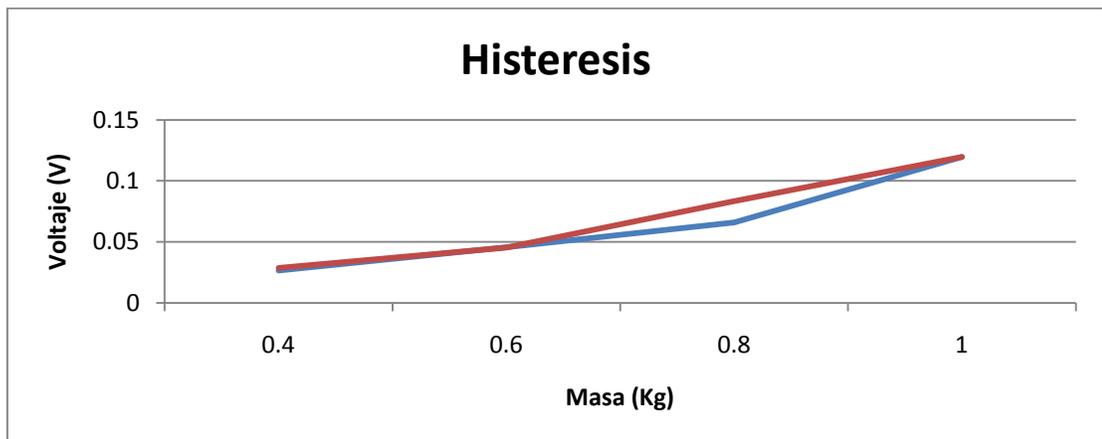


SENSOR 13

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 57,6 | 0,011 | 0,017361111 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 21,9 | 0,019 | 0,0456621 | | |
| | 45,6 | 0,012 | 0,021929825 | | |
| PROMEDIO | 41,7 | 0,014 | | | |
| 0,4 | 20,4 | 0,027 | 0,049019608 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 19,2 | 0,034 | 0,052083333 | | |
| | 30,8 | 0,019 | 0,032467532 | | |
| PROMEDIO | 23,46666667 | 0,026666667 | | | |
| 0,6 | 10,8 | 0,036 | 0,092592593 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 14,3 | 0,055 | 0,06993007 | | |
| | 13,4 | 0,046 | 0,074626866 | | |
| PROMEDIO | 12,83333333 | 0,045666667 | | | |
| 0,8 | 12,9 | 0,057 | 0,07751938 | 7,84 | 141465,175 |
| | 9,2 | 0,064 | 0,108695652 | | |
| | 9,5 | 0,077 | 0,105263158 | | |
| PROMEDIO | 10,53333333 | 0,066 | | | |
| 1 | 7,8 | 0,088 | 0,128205128 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 7 | 0,105 | 0,142857143 | | |
| | 5,3 | 0,166 | 0,188679245 | | |
| PROMEDIO | 6,7 | 0,119666667 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 26,1 | 0,019 | 0,038314176 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 60,1 | 0,008 | 0,0456621 | | |
| | 26,1 | 0,02 | 0,038314176 | | |
| PROMEDIO | 37,43333333 | 0,015666667 | | | |
| 0,4 | 15,7 | 0,03 | 0,063694268 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 25,9 | 0,025 | 0,038610039 | | |
| | 17,9 | 0,031 | 0,055865922 | | |
| PROMEDIO | 19,83333333 | 0,028666667 | | | |

| | | | | | |
|----------|-------------|-------------|-------------|------|-------------|
| 0,6 | 12,8 | 0,055 | 0,078125 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 20,8 | 0,031 | 0,048076923 | | |
| | 14,8 | 0,05 | 0,067567568 | | |
| PROMEDIO | 16,13333333 | 0,045333333 | | | |
| 0,8 | 11,3 | 0,06 | 0,088495575 | 7,84 | 141465,175 |
| | 14,2 | 0,051 | 0,070422535 | | |
| | 5,8 | 0,139 | 0,172413793 | | |
| PROMEDIO | 10,43333333 | 0,083333333 | | | |
| 1 | 7,8 | 0,088 | 0,128205128 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 7 | 0,105 | 0,142857143 | | |
| | 5,3 | 0,166 | 0,188679245 | | |
| PROMEDIO | 6,7 | 0,119666667 | | | |

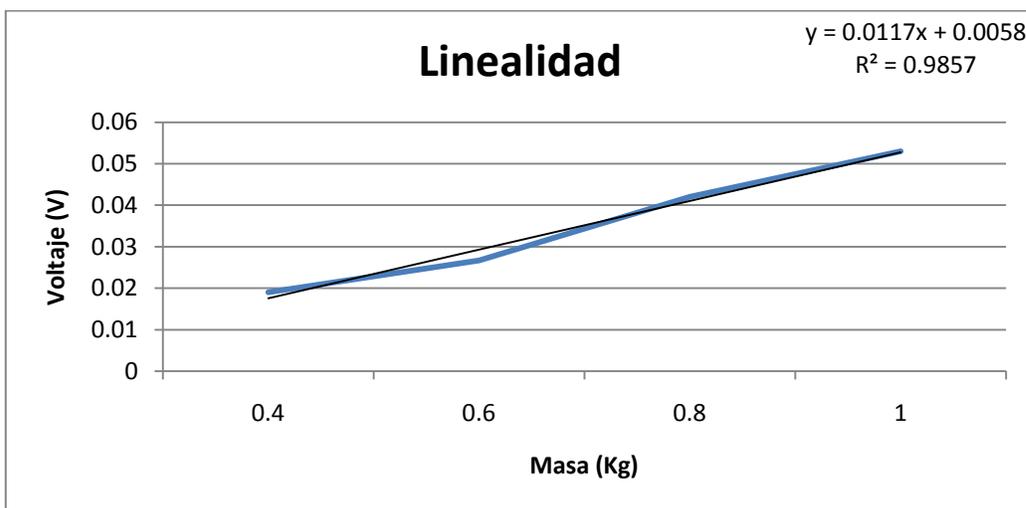
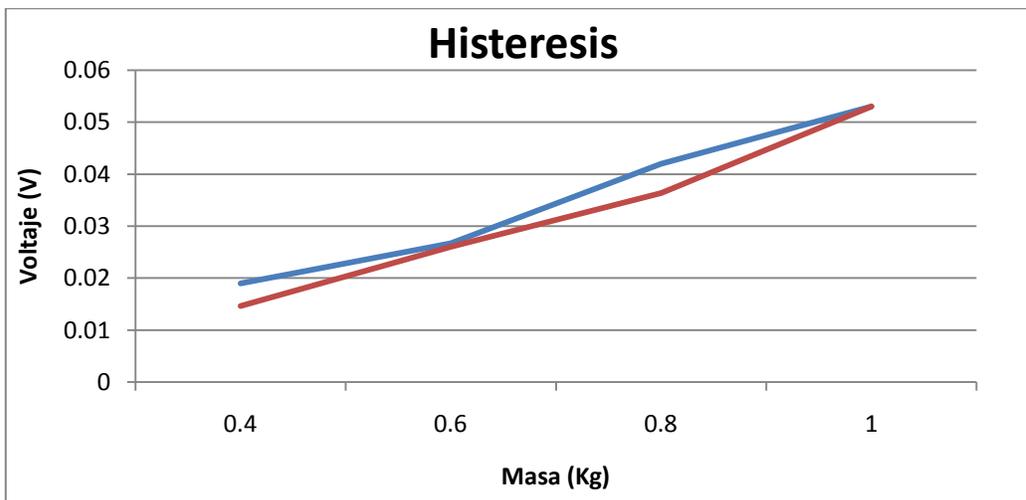


SENSOR 14

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (Pa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|--------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 79,3 | 0,006 | 0,01261034 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 163,5 | 0,004 | 0,006116208 | | |
| | 71,9 | 0,007 | 0,013908206 | | |
| PROMEDIO | 104,9 | 0,005666667 | | | |
| 0,4 | 23,7 | 0,026 | 0,042194093 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 48,3 | 0,014 | 0,020703934 | | |
| | 35,4 | 0,017 | 0,028248588 | | |

| | | | | | |
|----------|----------------------|-------------------------|---|------|-------------|
| PROMEDIO | 35,8 | 0,019 | | | |
| 0,6 | 19,9 32,6 28,1 | 0,034 0,022 0,024 | 0,050251256 0,030674847 0,035587189 | 5,88 | 106098,8813 |
| PROMEDIO | 26,86666667 | 0,026666667 | | | |
| 0,8 | 13,6 17,5 19,8 | 0,049 0,038 0,039 | 0,073529412 0,057142857 0,050505051 | 7,84 | 141465,175 |
| PROMEDIO | 16,96666667 | 0,042 | | | |
| 1 | 12,9 13,7 13,6 | 0,059 0,051 0,049 | 0,07751938 0,072992701 0,073529412 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 13,4 | 0,053 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|----------------------|-------------------------|---|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 159 138 155,3 | 0,006 0,005 0,004 | 0,006289308 0,007246377 0,00643915 | 1,96 | 35366,29376 |
| PROMEDIO | 150,7666667 | 0,005 | | | |
| 0,4 | 46,4 26,5 37,5 | 0,016 0,014 0,014 | 0,021551724 0,037735849 0,026666667 | 3,92 | 70732,58751 |
| PROMEDIO | 36,8 | 0,014666667 | | | |
| 0,6 | 20 23,5 46,1 | 0,033 0,026 0,019 | 0,05 0,042553191 0,021691974 | 5,88 | 106098,8813 |
| PROMEDIO | 29,86666667 | 0,026 | | | |
| 0,8 | 17,7 20,8 23,1 | 0,042 0,039 0,028 | 0,056497175 0,048076923 0,043290043 | 7,84 | 141465,175 |
| PROMEDIO | 20,53333333 | 0,036333333 | | | |
| 1 | 12,9 13,7 13,6 | 0,059 0,051 0,049 | 0,07751938 0,072992701 0,073529412 | 9,8 | 176831,4688 |
| PROMEDIO | 13,4 | 0,053 | | | |

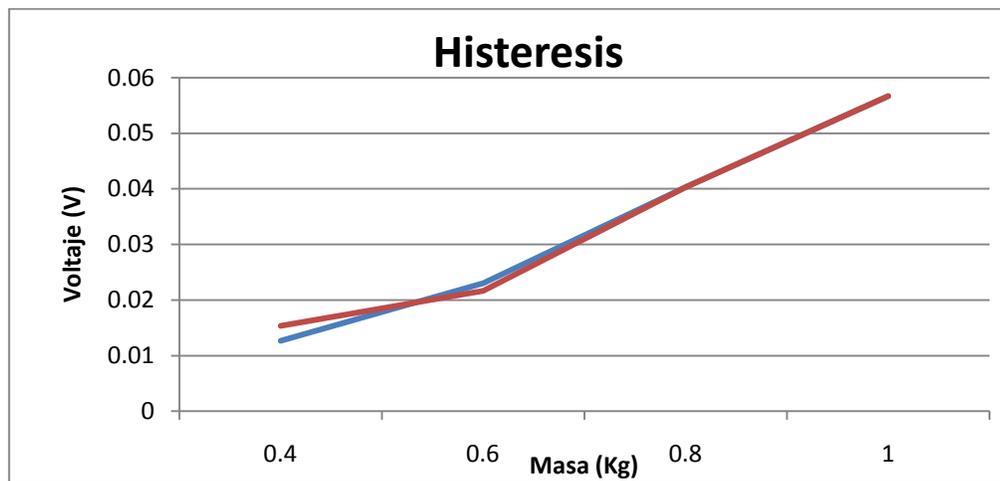


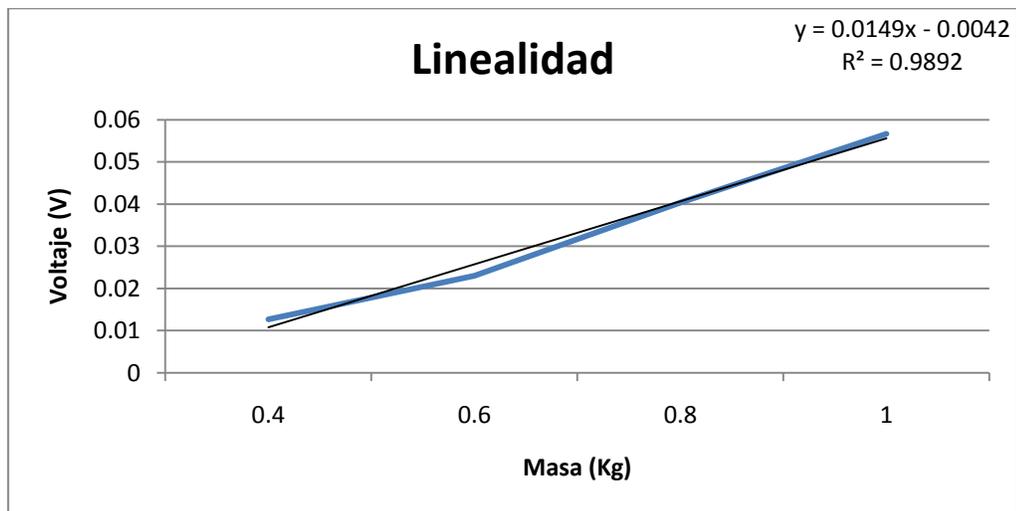
SENSOR 15

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 117,8 | 0,005 | 0,008488964 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 299 | 0,004 | 0,003344482 | | |
| | 217,9 | 0,003 | 0,004589261 | | |
| PROMEDIO | 211,5666667 | 0,004 | | | |
| 0,4 | 45,1 | 0,011 | 0,022172949 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 50,1 | 0,014 | 0,01996008 | | |
| | 44,5 | 0,013 | 0,02247191 | | |
| PROMEDIO | 46,56666667 | 0,012666667 | | | |
| 0,6 | 27,8 | 0,021 | 0,035971223 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 23,9 | 0,026 | 0,041841004 | | |
| | 30,3 | 0,022 | 0,0330033 | | |
| PROMEDIO | 27,33333333 | 0,023 | | | |
| 0,8 | 17,2 | 0,041 | 0,058139535 | 7,84 | 141465,175 |
| | 18,1 | 0,036 | 0,055248619 | | |
| | 30,6 | 0,044 | 0,032679739 | | |
| PROMEDIO | 21,96666667 | 0,040333333 | | | |

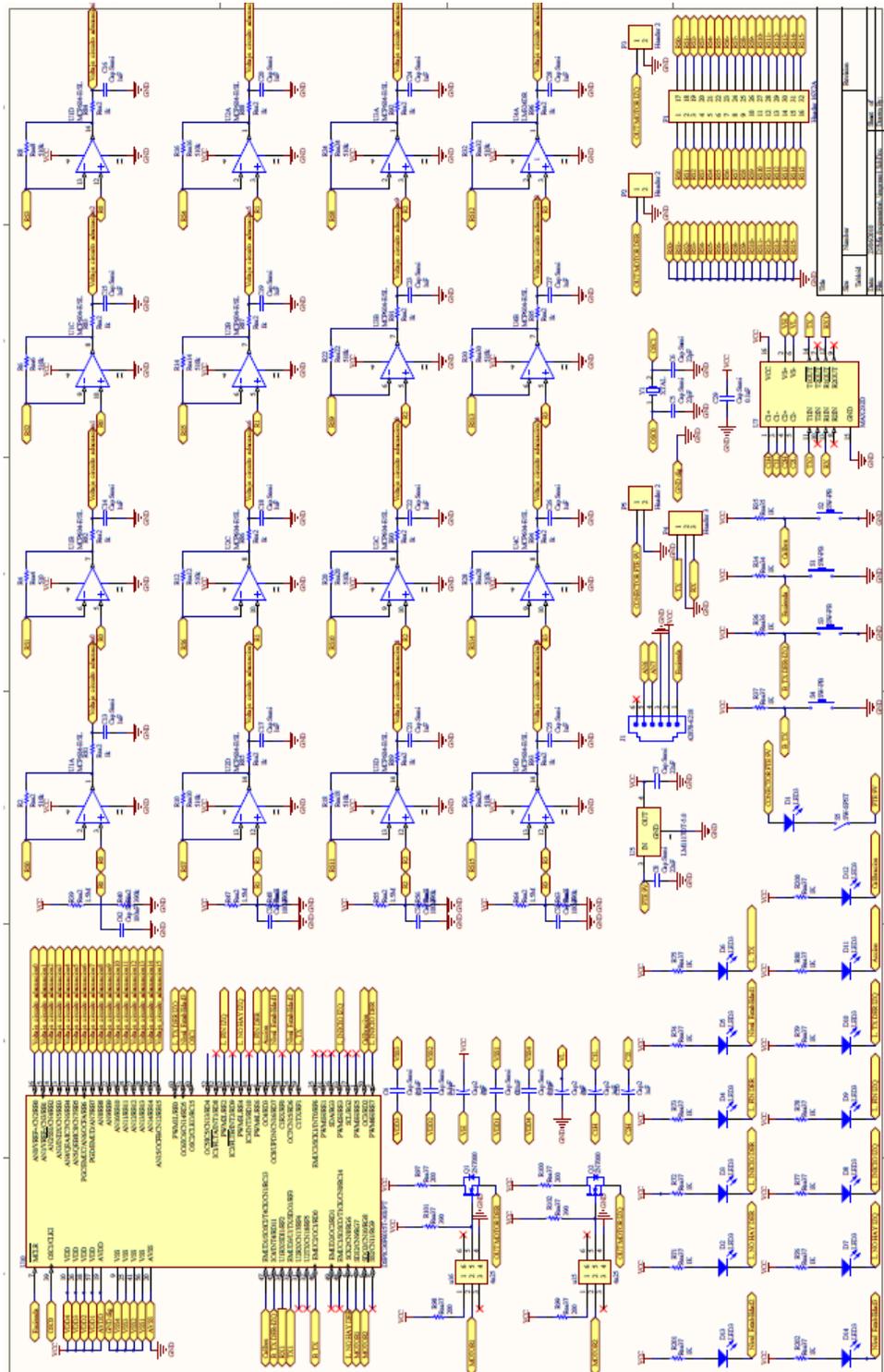
| | | | | | |
|----------|------|-------------|-------------|-----|-------------|
| 1 | 14,2 | 0,058 | 0,070422535 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 13,2 | 0,055 | 0,075757576 | | |
| | 12,8 | 0,057 | 0,078125 | | |
| PROMEDIO | 13,4 | 0,056666667 | | | |

| MASA (Kg) | RESISTENCIA (MΩ) | VOLTAJE (V) | CONDUCTANCIA (1/Ω) | FUERZA (N) | PRESION (KPa) |
|-----------|------------------|-------------|--------------------|------------|---------------|
| 0 | 1000+ | 0,002 | | 0 | 0 |
| 0,2 | 285 | 0,006 | 0,003508772 | 1,96 | 35366,29376 |
| | 118,3 | 0,003 | 0,008453085 | | |
| | 153,2 | 0,004 | 0,006527415 | | |
| PROMEDIO | 185,5 | 0,004333333 | | | |
| 0,4 | 35,9 | 0,022 | 0,027855153 | 3,92 | 70732,58751 |
| | 30,8 | 0,017 | 0,032467532 | | |
| | 65,5 | 0,007 | 0,015267176 | | |
| PROMEDIO | 44,06666667 | 0,015333333 | | | |
| 0,6 | 26,4 | 0,029 | 0,037878788 | 5,88 | 106098,8813 |
| | 20,5 | 0,021 | 0,048780488 | | |
| | 44,3 | 0,015 | 0,022573363 | | |
| PROMEDIO | 30,4 | 0,021666667 | | | |
| 0,8 | 18,01 | 0,049 | 0,055524708 | 7,84 | 141465,175 |
| | 14,7 | 0,045 | 0,068027211 | | |
| | 21,5 | 0,027 | 0,046511628 | | |
| PROMEDIO | 18,07 | 0,040333333 | | | |
| 1 | 14,2 | 0,058 | 0,070422535 | 9,8 | 176831,4688 |
| | 13,2 | 0,055 | 0,075757576 | | |
| | 12,8 | 0,057 | 0,078125 | | |
| PROMEDIO | 13,4 | 0,056666667 | | | |

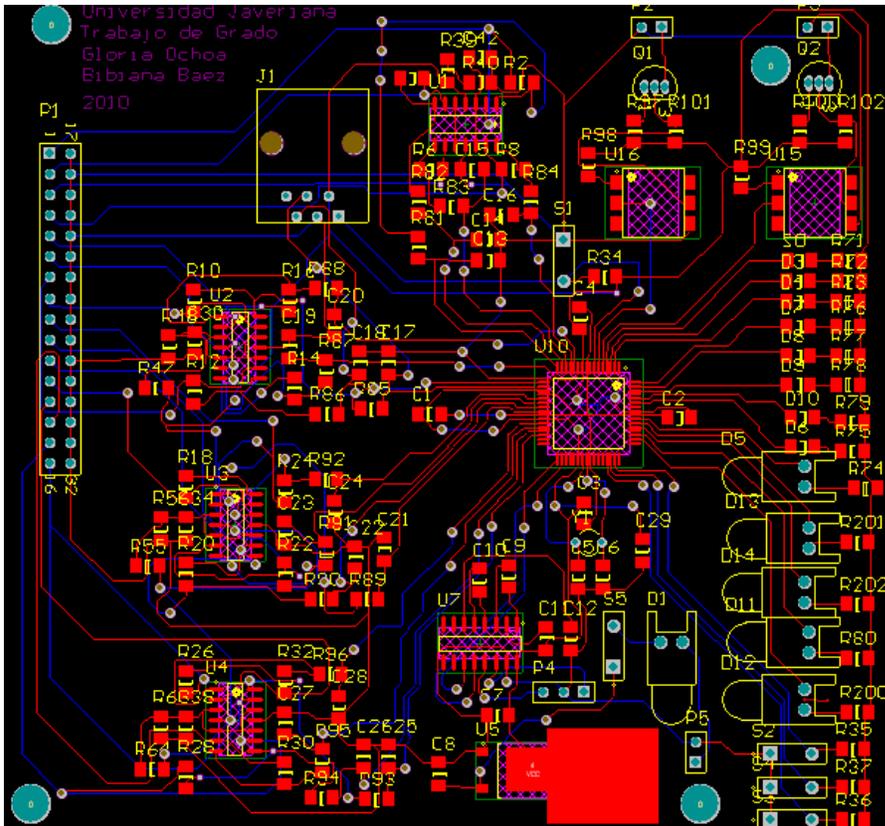




Anexo B: Esquemático del hardware desarrollado.



Anexo C: Layout del Hardware del dispositivo desarrollado.



Anexo D. Código desarrollado.

```
#include <p30f6015.h>
#include <ports.h>
#include <uart.h>
//librerias estandar de c
#include <string.h>
#include <stdlib.h>
#include <stddef.h>

#include "tiempo.h"
#include "varios.h"
#include "ascii.h"
#include "TRANSMISION.h"
#include "COP.h"

//SIN PLL CN XTAL EXTERNO 10MHz
// FCY=2.5MHz, Prescalizador 256, (x)(256)=1ms(2.5MHz), x=9,8=10
// 38400bps=2.5MHz/(16(BRG+1)) BRG= 3
//TAD=6TCD=300ns;

// vectores que almacenan las coordenadas de los sensores
char calibrando, estado_calibracion, paso_terminando, sensor_coordenadas_x[8],
sensor_coordenadas_y[8], coordenadas_minimas_x[21], coordenadas_maximas_x[21],
contador_paso_inestable=CERO;
```

```

// variables globales para manejar el timer
    Tm_Control tiempos;
    Tm_Periodico tabla_periodos[2]; //TABLA DE PERIODOS
    Tm_Timeout tabla_to[6]; //TABLA DE TIEMPOS FUERA

// variables para almacenar todos los parametros necesarios de cada paso
    COP_parametros paso_derecho, paso_izquierdo;

// funcion para inicializar las coordenadas de los sensores
void inicializar_coordenadas_sensores (void)
{
    sensor_coordenadas_x[0]=6;
    sensor_coordenadas_y[0]=21;
    sensor_coordenadas_x[1]=6;
    sensor_coordenadas_y[1]=15;
    sensor_coordenadas_x[2]=3;
    sensor_coordenadas_y[2]=14;
    sensor_coordenadas_x[3]=1;
    sensor_coordenadas_y[3]=12;
    sensor_coordenadas_x[4]=2;
    sensor_coordenadas_y[4]=8;
    sensor_coordenadas_x[5]=3;
    sensor_coordenadas_y[5]=4;
    sensor_coordenadas_x[6]=4;
    sensor_coordenadas_y[6]=1;
    sensor_coordenadas_x[7]=2;
    sensor_coordenadas_y[7]=1;
}

//COORDENADAS MINIMAS Y MAXIMAS PARA EVALAUAR ESTABILIDAD
void inicializar_coordenas_minimas_maximas_x(void)
{
    coordenadas_minimas_x[1]=19;
    coordenadas_minimas_x[2]=19;
    coordenadas_minimas_x[3]=19;
    coordenadas_minimas_x[4]=19;
    coordenadas_minimas_x[5]=19;
    coordenadas_minimas_x[6]=19;
    coordenadas_minimas_x[7]=19;
    coordenadas_minimas_x[8]=18;
    coordenadas_minimas_x[9]=19;
    coordenadas_minimas_x[10]=19;
    coordenadas_minimas_x[11]=19;
    coordenadas_minimas_x[12]=20;
    coordenadas_minimas_x[13]=20;
    coordenadas_minimas_x[14]=22;
    coordenadas_minimas_x[15]=27;
    coordenadas_minimas_x[16]=32;
    coordenadas_minimas_x[17]=37;
    coordenadas_minimas_x[18]=43;
    coordenadas_minimas_x[19]=48;
    coordenadas_minimas_x[20]=52;
}

```

```

    coordenadas_minimas_x[21]=57;

    coordenadas_maximas_x[1]=37;
    coordenadas_maximas_x[2]=37;
    coordenadas_maximas_x[3]=35;
    coordenadas_maximas_x[4]=34;
    coordenadas_maximas_x[5]=32;
    coordenadas_maximas_x[6]=33;
    coordenadas_maximas_x[7]=31;
    coordenadas_maximas_x[8]=32;
    coordenadas_maximas_x[9]=34;
    coordenadas_maximas_x[10]=36;
    coordenadas_maximas_x[11]=39;
    coordenadas_maximas_x[12]=41;
    coordenadas_maximas_x[13]=44;
    coordenadas_maximas_x[14]=48;
    coordenadas_maximas_x[15]=50;
    coordenadas_maximas_x[16]=52;
    coordenadas_maximas_x[17]=54;
    coordenadas_maximas_x[18]=61;
    coordenadas_maximas_x[19]=61;
    coordenadas_maximas_x[20]=60;
    coordenadas_maximas_x[21]=61;

}

// funcion para configurar los aprametros de la transmision
void configuracion_uart(void)
{
    U1MODEbits.UARTEN=1; //se habilita la UART
    U1MODEbits.USIDL=0; //se detiene la operacion en modod idle
    U1MODEbits.ALTIO=0; //se utilizan los pines alternativos de RX y TX
    U1MODEbits.WAKE=0; //desahabilita wake-up
    U1MODEbits.LPBACK=0; //desahabilita modo loopback
    U1MODEbits.ABAUD=1; //la captura se realizara por el pin U1RX
    U1MODEbits.PDSEL=0X0; //el dato recibido sera de 8 bits y sin paridad
    U1MODEbits.STSEL=0; //stop bit=1
    U1STAbits.UTXEN=1; //se habilita TX
    U1STAbits.URXISEL=0X0; //la uart interrumpira cada vez que se reciba un dato
    U1STAbits.ADDEN=0; //se deshabilita el modo de address detect
//    U1BRG=32; //configura baud rate A 38400bps con PLL 8
//    U1BRG=2+1/4; //configura baud rate A 38400bps sin PLL Baud Rate=2,5M/(16(BRG+1))
    U1BRG=3; //configura baud rate A 38400bps SIN PLL CON XTAL 10MHz

}

// funcion para configurar todos los parametros de la conversion analogo digital
void configuracion_ADC(void)
{
    ADCON1bits.ADSIDL=0; //se detiene la opercion en modo IDLE
    ADCON1bits.FORM=0b00; //formto de salid de los dtos, entero
    ADCON1bits.SSRC=0b111 ;//internal counter ends sampling and starts conversion

```

```

ADCON1bits.ASAM=1; //Sampling begins immediately after last conversion completes. SAMP
bit is auto set
ADCON2bits.VCFG=0b000; // External VREF+ pin, AVSS
ADCON2bits.CHPS=0b00; //Convierte solo canal 0
ADCON2bits.BUFG=0; //Buffer configured as one 16-word buffer ADCBUF(15...0.)
ADCON2bits.ALTS=0; //Solo mux A
ADCON2bits.SMPI=0b1111; //Interrupts at the completion of conversion for each 16th
sample/convert sequence
ADCON2bits.CSCNA=1; // scan CH0+ inputs
ADCON3bits.SAMC=0b00001; // selecciona 1TAD entre comenzar el muestreo y cmenzar ela
conversion
ADCON3bits.ADCS=0b001011; // ADCS=11, TAD= 6*TCY=300ns
ADCSSL=0xFFFF; //selecciona todas las entradas para muestrear
ADCHSbits.CH0NA=0 ; // selecciona -Vref para el pin -
}

// funcion para configurar lo referente al timer
void configuracion_timer(void)
{

    TMR1 = 0x0000; //Se Detiene el Timer y se limpia el registro de control
    T1CON = 0; //Se Limpia el Registro de conteo.
    PR1= 10; //arriba esta la explicación 1ms---78 // 10 sin PLL
    T1CONbits.TCKPS=0b11; //se configura el preescaler en 256
}

// funcion para configurar las interrupciones, deshabilitarlas ya que en este caso no se maneja
interrupciones
void Configuracion_interrupciones(void)
{
    IFS0 = 0x0000;
    IEC0bits.U1TXIE=0;
    IEC0bits.U1RXIE=0;
}

// funcion para configurar entradas y salidas

void configuracion_entradas_salidas(void){
    ADPCFG = 0x0000; //esto pone todas las entradas analogas
    // ADPCFG = 0x0030; //esto pone todas las entradas analogas

    //Configuracion puertos entrada, 16 entradas analogas sensores.
    TRISBbits.TRISB15=1; //Entrada Sensor 15
    TRISBbits.TRISB14=1; //Entrada Sensor 14
    TRISBbits.TRISB13=1; //Entrada Sensor 13
    TRISBbits.TRISB12=1; //Entrada Sensor 12
    TRISBbits.TRISB11=1; //Entrada Sensor 11
    TRISBbits.TRISB10=1; //Entrada Sensor 10
    TRISBbits.TRISB9=1; //Entrada Sensor 9
    TRISBbits.TRISB8=1; //Entrada Sensor 8
    TRISBbits.TRISB7=1; //Entrada Sensor 7 Puerto RJ
    TRISBbits.TRISB6=1; //Entrada Sensor 6 Puerto RJ
    TRISBbits.TRISB5=1; //Entrada Sensor 5
}

```

```

TRISBbits.TRISB4=1;//Entrada Sensor 4
TRISBbits.TRISB3=1;//Entrada Sensor 3
TRISBbits.TRISB2=1;//Entrada Sensor 2
TRISBbits.TRISB1=1;//Entrada Sensor 1
TRISBbits.TRISB0=1;//Entrada Sensor 0

//Configuracion puertos entrada, botones.
TRISDbits.TRISD0=1;//ENTRADA BOTON CALIBRAR
TRISCbits.TRISC13=1;//ENTRADA BOTON TRANSMITIR
TRISDbits.TRISD11=1;//ENTRADA BOTON TRANSMITIR der o izq

//Configuración puertos salida leds
TRISGbits.TRISG6=0;//SALIDA LED NO HAY DERECHO
TRISEbits.TRISE7=0;//SALIDA LED INICIO DERECHO
TRISEbits.TRISE6=0;//SALIDA LED FIN DERECHO
TRISEbits.TRISE4=0;//SALIDA LED NO HAY IZQUIERDO
TRISEbits.TRISE3=0;//SALIDA LED INICIO IZQUIERDO
TRISEbits.TRISE2=0;//SALIDA LED FIN IZQUIERDO
TRISDbits.TRISD2=0;//SALIDA LED CALIBRACION
TRISDbits.TRISD3=0;//SALIDA LED ACCION
TRISFbits.TRISF1=0;//SALIDA LED transmitir bornera 3-9// ienstabilidad piederecho
TRISEbits.TRISE0=0;//SALIDA LED transmitir der o izq bornera 3-11// inestabilidad pie
izquierdo
TRISDbits.TRISD5=0;//SALIDA LED NIVELESTABILIDAD1
TRISDbits.TRISD6=0;//SALIDA LED NIVELESTABILIDAD2
TRISDbits.TRISD7=0;//SALIDA LED NIVEL ESTABILIDAD3

//Configuración puertos salida MOTORES
TRISGbits.TRISG7=0;//SALIDA MOTOR 1
TRISGbits.TRISG8=0;//SALIDA MOTOR 2

}

//rutina de atencion del timer
char timer1_aten(char opcion)
{
    if (opcion==NO)
        return NO;
    if (opcion==SI)
    {
        if(IFS0bits.T1IF==1)
        {
            IFS0bits.T1IF=0;
            return SI;
        }
        else
            return NO;
    }
    return NO;
}
}

```

```

int main (void)
{

char boton_transmitir=NO, boton_calibracion=NO, boton_transmitir_derecho=NO, i;
char j, auxiliar_transmision, DigitoConversionVoltaje [5];

    configuracion_timer();
    configuracion_uart();
    configuracion_entradas_salidas();
    Configuracion_interrupciones();
    configuracion_ADC();

    inicializar_coordenadas_sensores();
    inicializar_coordenas_minimas_maximas_x();

    Tm_Defina_control
    (&tiempos,tabla_periodos,NUMBER_TM,tabla_to,NUMBER_TO,&timer1_aten);//rutina de
    atencion del timer
    Tm_Inicie_periodico (&tiempos,PRIMER_TIMER,DIEZMILISEGUNDOS); //TIEMPO DE
    cAPTURA DE DATOS CONVERTIDOS

    Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT2,UNSEGUNDO); //TIEMPO PARA EVITAR
    REBOTES EN EL BOTONO DE TRANSMITIR
    Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT4,UNSEGUNDO); //TIEMPO PARA EVITAR
    REBOTES EN EL BOTONO DE TRANSMITIR DERECHO O IZQUIERDO
    Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT5,UNSEGUNDO); //TIEMPO PARA EVITAR
    REBOTES EN EL BOTONO DE TRANSMITIR DERECHO O IZQUIERDO

    calibrando=NO;

    paso_derecho.paso_terminando=NO;
    paso_izquierdo.paso_terminando=NO;

    paso_derecho.verificar_paso_accion=NO_VERIFICADO;
    paso_derecho.acaba_de_iniciar=NO;

    paso_izquierdo.verificar_paso_accion=NO_VERIFICADO;
    paso_izquierdo.acaba_de_iniciar=NO;

    paso_derecho.estado_paso=NO_HAY;
    paso_izquierdo.estado_paso=NO_HAY;

    paso_derecho.identificador_pie=DERECHO;
    paso_izquierdo.identificador_pie=IZQUIERDO;

    paso_izquierdo.paso_estable=SI;
    paso_derecho.paso_estable=SI;

```

```

for (i=0; i < 8; i++)
{
    paso_derecho.VoltajeOffset[i]=0;
    paso_izquierdo.VoltajeOffset[i]=0;
}
T1CONbits.TON=1; //ENCENDER EL TIMER
ADCON1bits.ADON=1; //ENCENDER EL ADC

// SE APAGAN TODOS LOS LEDS Y LOS MOTORES

LATGbits.LATG6=SI;
LATEbits.LATE7=SI;
LATEbits.LATE6=SI;
LATEbits.LATE4=SI;
LATEbits.LATE3=SI;
LATEbits.LATE2=SI;
LATEbits.LATE0=SI;
LATFbits.LATF1=SI;
LATDbits.LATD7=SI;
LATDbits.LATD6=SI;
LATDbits.LATD5=SI;
LATDbits.LATD3=SI;
LATDbits.LATD2=SI;
LATGbits.LATG7=NO;
LATGbits.LATG8=NO;

LATDbits.LATD6=NO;
while (SI)
{

    // REVISION DE TIMERS Y TIMEOUTS PARA SABER CUAL SE HA
    ACTIVADO.
    if(IFS0bits.T1IF)
    {
        Tm_Procese_tiempo (&tiempos);

        IFS0bits.T1IF= NO;
    }

    if (Tm_Hubo_periodico (&tiempos,PRIMER_TIMER))
    {

        // CONVERSION DE DATOS LISTA

        if (ADCON1bits.DONE )

```

```

{
// ALMACENAMIENTO DE DATOS
CONVERTIDOS

    paso_derecho.VoltajeSensor[0]=(ADCBUF0*FactorSensorCero)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[0]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[1]=(ADCBUF1*FactorPrimerSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[1]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[2]=(ADCBUF2*FactorSegundoSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[2]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[3]=(ADCBUF3*FactorTercerSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[3]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[4]=(ADCBUF4*FactorCuartoSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[4]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[5]=(ADCBUF5*FactorQuintoSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[5]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[6]=(ADCBUF6*FactorSextoSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[6]);

    paso_derecho.VoltajeSensor[7]=(ADCBUF7*FactorSeptimoSensor)-
(paso_derecho.VoltajeOffset[7]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[0]=(ADCBUF8*FactorOctavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[0]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[1]=(ADCBUF9*FactorNovenoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[1]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[2]=(ADCBUFA*FactorDecimoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[2]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[3]=(ADCBUFB*FactorOnceavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[3]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[4]=(ADCBUFC*FactorDoceavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[4]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[5]=(ADCBUFD*FactorTreceavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[5]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[6]=(ADCBUFE*FactorCatorceavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[6]);

    paso_izquierdo.VoltajeSensor[7]=(ADCBUFF*FactorQuinceavoSensor)-
(paso_izquierdo.VoltajeOffset[7]);

```

```

// SI EL SISTEMA YA ESTA
COMPLETAMENTE CALIBRADO
    if
(estado_calibracion==VOLTAJE_UMBRAL_OK)
    {
        // SE DEFINE EL ESTADO DEL
PASO, QUE PUEDE ESTAR EN NOHAY PASO, INICIA PASO, O FIN DEL PASO
        defina_paso (&paso_izquierdo);

        defina_paso (&paso_derecho);
        //SE ENCIENDEN LEDS DE
PRUEBA PARA VER EN QUE ESTADO SE ENCUESTRA EL PASO
        encender_leds(&paso_izquierdo);
        encender_leds(&paso_derecho);

    }

}
// SI EL USUARIO ESTA OPRIMIENDO EL BOTON DE
CALIBRACION
    if (( !PORTDbits.RD0 && Tm_Hubo_timeout (&tiempos,
TIMEOUT5)) || (calibrando==SI) || estado_calibracion==OFFSET_OK)
    {
        // SI EL USUARIO DESEA CALIBRAR EL
DISPOSITIVO POR MAS DE UNA VEZ, SE DEBE SUMAR EL VOLTAJE DE OFFSET.
        if (estado_calibracion==VOLTAJE_UMBRAL_OK &&
calibrando==NO)
        {

            paso_derecho.VoltajeSensor[0]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[0]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[1]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[1]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[2]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[2]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[3]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[3]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[4]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[4]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[5]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[5]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[6]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[6]);

            paso_derecho.VoltajeSensor[7]+=(paso_derecho.VoltajeOffset[7]);

            paso_izquierdo.VoltajeSensor[0]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[0]);

            paso_izquierdo.VoltajeSensor[1]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[1]);

            paso_izquierdo.VoltajeSensor[2]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[2]);

            paso_izquierdo.VoltajeSensor[3]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[3]);

```

```

paso_izquierdo.VoltajeSensor[4]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[4]);
paso_izquierdo.VoltajeSensor[5]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[5]);
paso_izquierdo.VoltajeSensor[6]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[6]);
paso_izquierdo.VoltajeSensor[7]+=(paso_izquierdo.VoltajeOffset[7]);

        estado_calibracion=NO_CALIBRADO;
    }
    // SE CALIBRA EL DISPOSITIVO
    calibracion (&paso_derecho, &paso_izquierdo);

        Tm_Inicie_timeout
(&tiempos,TIMEOUT5,UNSEGUNDO); //PARA EVITAR REBOTES
    }

        // SI ESTA HABILITADA LA TRANSMISION POR EL
        USUARIO ENTONCES SE PROCEDE A TRANSMITIR
        if (boton_transmitir==SI && (!U1STAbits.UTXBF) &&
        (U1STAbits.TRMT))
        {
            // SI ESTA HABILITADA LA TRNASMISION
            DE LOS DATOS DEL PIE DERECHO
            if (boton_transmitir_derecho==SI)
            transmision_parametrosCOP(&paso_derecho);

            // SIE STA HABILITADA LA TRANSMISION
            DE LOS DATOS EL PIE IZQUIERDO
            else
            transmision_parametrosCOP(&paso_izquierdo);
        }
        Tm_Baje_periodico (&tiempos,PRIMER_TIMER);
    }

        // SE VERIFICA SI SE ENCENDIO EL BOTON DE TRANSMITIR
        if (boton_transmitir==NO && PORTCbits.RC13 && Tm_Hubo_timeout
        (&tiempos, TIMEOUT2))
        {
            boton_transmitir=SI;
            Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT1,UNSEGUNDO);
//PARA EVITAR REBOTES
            LATDbits.LATD11=NO;
        }
        // SE VERIFICA SI SE APAGO EL BOTON DE TRANSMITIR
        else if (boton_transmitir==SI && PORTCbits.RC13 &&
        Tm_Hubo_timeout (&tiempos, TIMEOUT1))
        {
            boton_transmitir=NO;

```

```

        LATDbits.LATD11=SI;
        Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT2,UNSEGUNDO);
//PARA EVITAR REBOTES
    }
    // SE VERIFICA SI SE ENCENDIO EL BOTON DE TRANSMITIR
    LOS DATOS DEL PIE DERECHO
    if (boton_transmitir_derecho==NO && PORTDbits.RD11 &&
Tm_Hubo_timeout (&tiempos, TIMEOUT4))
    {
        boton_transmitir_derecho=SI;
        LATCbits.LATC13=NO;
        Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT3,UNSEGUNDO);
//PARA EVITAR REBOTES
    }
    // SE VERIFICA SI SE APAGO EL BOTON DE TRANSMITIR LOS
    DATOS DEL PIE DERECHO
    else if (boton_transmitir_derecho==SI && PORTDbits.RD11 &&
Tm_Hubo_timeout (&tiempos, TIMEOUT3))
    {
        boton_transmitir_derecho=NO;
        LATCbits.LATC13=SI;
        Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT4,UNSEGUNDO);
//PARA EVITAR REBOTES
    }

}
return 0;
}
//-----COP.H-----
/* ===== Módulo de COPs ===== */

#if !defined(COP_H)

#define COP_H

#include <stddef.h>

/* ----- Tipos de datos ----- */
/* Estructura de COP */
typedef struct COP_parametros COP_parametros;
struct COP_parametros
{
    unsigned int suma_presion;
    unsigned int suma_presion_por_coordenadax;
    unsigned int suma_presion_por_coordenaday;
    unsigned int presion_por_coordenadax [8];
    unsigned int presion_por_coordenaday [8];
    short int VoltajeSensor[8];
    unsigned int VoltajeOffset[8];

```

```

char umbral_minimo_deteccion[8];
unsigned char muestras_tomadas;
unsigned char COPx_actual[300];
unsigned char COPy_actual[300];

char contador_sensores;
char estado_paso;
char bandera_datos_transmitidos;
char identificador_pie;
char estado_transmision;
char datos_transmitidos;
char acaba_de_iniciar;
char verificar_paso_accion;
char paso_terminando;
char paso_estable;

};

/* ----- Rutinas ----- */
void inicia_paso (COP_parametros *cop);
void procese_paso (COP_parametros *cop);
void defina_paso (COP_parametros *cop);
void calibracion (COP_parametros *cop1, COP_parametros *cop2);
void encender_leds (COP_parametros *cop);
void evaluar(COP_parametros *cop);

# endif
//-----COP.C-----
/* ===== Módulo de COP===== */
#include <p30f6015.h>
#include "COP.h"
#include "varios.h"
#include "ascii.h"
#include "tiempo.h"

extern char sensor_coordenadas_x[8], sensor_coordenadas_y[8], calibrando, estado_calibracion,
          coordenadas_minimas_x[21], coordenadas_maximas_x[21], contador_paso_inestable;
extern Tm_Control tiempos;

// FUNCION PARA DEFINIR LOS VALORES DE UMBRAL MINIMO Y PARA ALMACENAR EL
// VOLTAJE DE OFFSET
void calibracion (COP_parametros *cop1, COP_parametros *cop2)
{
    switch (estado_calibracion)
    {
        case (NO_CALIBRADO):
            // SI EL SISTEMA NO ESTABA CALIBRADO Y EL USUARIO OPRIMIO EL
            // BOTON DE CALIBRACION SE INICIA POR GUARDAR LOS VOLTAJES DE OFFSET QUE
            // SE ENCUENTRAN EN EL PIN + DE CADA OPERACIONAL
            LATDbits.LATD2=NO;
            (cop1->VoltajeOffset[0])=(cop1->VoltajeSensor[0]);
    }
}

```

```

(cop1->VoltajeOffset[1])=(cop1->VoltajeSensor[1]);
(cop1->VoltajeOffset[2])=(cop1->VoltajeSensor[2]);
(cop1->VoltajeOffset[3])=(cop1->VoltajeSensor[3]);
(cop1->VoltajeOffset[4])=(cop1->VoltajeSensor[4]);
(cop1->VoltajeOffset[5])=(cop1->VoltajeSensor[5]);
(cop1->VoltajeOffset[6])=(cop1->VoltajeSensor[6]);
(cop1->VoltajeOffset[7])=(cop1->VoltajeSensor[7]);
(cop2->VoltajeOffset[0])=(cop2->VoltajeSensor[0]);
(cop2->VoltajeOffset[1])=(cop2->VoltajeSensor[1]);
(cop2->VoltajeOffset[2])=(cop2->VoltajeSensor[2]);
(cop2->VoltajeOffset[3])=(cop2->VoltajeSensor[3]);
(cop2->VoltajeOffset[4])=(cop2->VoltajeSensor[4]);
(cop2->VoltajeOffset[5])=(cop2->VoltajeSensor[5]);
(cop2->VoltajeOffset[6])=(cop2->VoltajeSensor[6]);
(cop2->VoltajeOffset[7])=(cop2->VoltajeSensor[7]);
estado_calibracion=OFFSET_OK;
break;
case (OFFSET_OK):
//SI SE ACABA DE GUARDAR LOS VOLTAJES DE OFFSET, SE INICIA UN
TIEMPO DE DOS SEGUNDO PARA CAPTURAR EL VOLTAJE MINIMO DE DETECCION
if (calibrando==NO)
{
calibrando=SI;
Tm_Inicie_timeout (&tiempos,TIMEOUT6,DOSSEGUNDOS); //TIEMPO
PARA CAPTURAR MEUSTARS Y CALIBRAR
}
// SI ALGUN VOLTAJE ES MAYOR QUE EL VOLTAJE
MINIMO DE DETECCION QUE SE TENIA GUARDADO, ENTOCNES SE GUARDA ESTE
NUEVO VALOR
if ((cop1->VoltajeSensor[0])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[0]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[0])=(cop1-
>VoltajeSensor[0]);
if ((cop1->VoltajeSensor[1])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[1]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[1])=(cop1-
>VoltajeSensor[1]);
if ((cop1->VoltajeSensor[2])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[2]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[2])=(cop1-
>VoltajeSensor[2]);
if ((cop1->VoltajeSensor[3])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[3]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[3])=(cop1-
>VoltajeSensor[3]);
if ((cop1->VoltajeSensor[4])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[4]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[4])=(cop1-
>VoltajeSensor[4]);
if ((cop1->VoltajeSensor[5])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[5]))
(cop1->umbral_minimo_deteccion[5])=(cop1-
>VoltajeSensor[5]);

```

```

        if ((cop1->VoltajeSensor[6])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[6]))
            (cop1->umbral_minimo_deteccion[6])=(cop1-
>VoltajeSensor[6]);
        if ((cop1->VoltajeSensor[7])>(cop1-
>umbral_minimo_deteccion[7]))
            (cop1->umbral_minimo_deteccion[7])=(cop1-
>VoltajeSensor[7]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[0])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[0]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[0])=(cop2-
>VoltajeSensor[0]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[1])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[1]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[1])=(cop2-
>VoltajeSensor[1]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[2])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[2]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[2])=(cop2-
>VoltajeSensor[2]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[3])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[3]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[3])=(cop2-
>VoltajeSensor[3]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[4])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[4]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[4])=(cop2-
>VoltajeSensor[4]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[5])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[5]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[5])=(cop2-
>VoltajeSensor[5]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[6])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[6]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[6])=(cop2-
>VoltajeSensor[6]);
        if ((cop2->VoltajeSensor[7])>(cop2-
>umbral_minimo_deteccion[7]))
            (cop2->umbral_minimo_deteccion[7])=(cop2-
>VoltajeSensor[7]);
        // SI YA PASARON LOS DOS SEGUNDOS DE CALIBRACION, EL
        SISTEMA QUEDA COMPELTAMENTE CALIBRADO
        if (Tm_Hubo_timeout (&tiempos,TIMEOUT6))
        {
            //EL SISTEMA SIEMPRE INICIARA EN ELNIVEL 1 DE
ESTABILIDAD cuando se calibra
            LATDbits.LATD5=NO;

            estado_calibracion=VOLTAJE_UMBRAL_OK;
            calibrando=NO;
            LATDbits.LATD2=SI;
        }
        break;

```

```

        default:
        break;
    }
}

// FUNCION PARA ENCENDER LOS LEDS DEPENDIENDO EL ESTADO DEL PASO, NO_HAY,
// INICIO, FIN
void encender_leds (COP_parametros *cop)
{
    if (cop->identificador_pie==DERECHO)
    {
        switch (cop->estado_paso)
        {
            case (NO_HAY):
                LATGbits.LATG6=NO;
                LATEbits.LATE7=SI;
                LATEbits.LATE6=SI;

                break;
            case (INICIO):
                LATGbits.LATG6=SI;
                LATEbits.LATE7=NO;
                LATEbits.LATE6=SI;

                break;
            case (FIN):
                LATGbits.LATG6=SI;
                LATEbits.LATE7=SI;
                LATEbits.LATE6=NO;

                break;
            default:
                break;
        }
    }
    else if (cop->identificador_pie==IZQUIERDO)
    {
        switch (cop->estado_paso)
        {
            case (NO_HAY):
                LATEbits.LATE4=NO;
                LATEbits.LATE3=SI;
                LATEbits.LATE2=SI;

                break;
            case (INICIO):
                LATEbits.LATE4=SI;
                LATEbits.LATE3=NO;
                LATEbits.LATE2=SI;

                break;
            case (FIN):
                LATEbits.LATE4=SI;
                LATEbits.LATE3=SI;
                LATEbits.LATE2=NO;

                break;
            default:

```

```

        break;
    }
}

// FUNCION PARA INICIALIZAR CADA PASO, Y BORRAR LO QUE SE ENCUENTRA EN LAS
// VARIABELS UTILIZADAS
void inicia_paso (COP_parametros *cop)
{
    char i;
    (cop->suma_presion)=0;
    (cop->suma_presion_por_coordenadax)=0;
    (cop->suma_presion_por_coordenaday)=0;
    (cop->contador_sensores)=0;
    (cop->muestras_tomadas)=0;
    (cop->datos_transmitidos)=0;
    (cop->estado_paso)=INICIO;

    (cop->presion_por_coordenadax[0])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[1])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[2])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[3])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[4])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[5])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[6])=0;
    (cop->presion_por_coordenadax[7])=0;

    (cop->presion_por_coordenaday[0])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[1])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[2])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[3])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[4])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[5])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[6])=0;
    (cop->presion_por_coordenaday[7])=0;

    //EL PASO SE SUPONE ESTABLE Y AMENS QUE SE ENCUENTRE UAN COORDENADA FUERA
    // DEL RANGO PREVIAMENTE ESTABLECIDO, ASI SERA.
    cop->paso_estable=NO_VERIFICADO;

    for (i=0; i<100; i++)
    {
        (cop->COPx_actual[i])=0;
        (cop->COPy_actual[i])=0;
    }

    (cop->bandera_datos_transmitidos)=NO;

}

// FUNCION PARA DEFINIR EL ESTADO DEL PASO, NO_HAY, INICIO, FIN

```

```

void defina_paso (COP_parametros *cop)
{
    switch (cop->estado_paso)
    {
        case (FIN):
            // SE FINALIZO EL PASO, POR LO TANTO VUELVE AL ESTADO NO HAY
            PASO.
            cop->estado_paso=NO_HAY;
            // DEPENDIENDO SI EL PASO CORRESPONDIA A UN APTRON ESTABLE
            O INESTABLE SE ACTIVA EL ACTUADOR
            evaluar(cop);
            // SI EL PASO NO HA SIDO RECONOCIDO, EL LED DE ACCION SE DEBE
            APAGAR.
            if ((cop->verificar_paso_accion)!=BIEN)
            {
                LATDbits.LATD3=SI;
                (cop->verificar_paso_accion)=NO_VERIFICADO;
            }
            break;
        case (INICIO):
            // SI EL SENSOR UBICADO EN EL DEDO GORDO ESTA OPRIMIDO, EL
            PASO ESTA A PUNTO DE FINALIZAR
            if ((cop->VoltajeSensor[0]) > ((cop->umbral_minimo_deteccion[0])+Ruido))
            {
                // SI SE ACABA DE OPRIMIR EL SENSOR DEL DEDO
                GORDO
                if ((cop->paso_terminando)==NO)
                {
                    // SE INICIA A OCNTAR UN TIEMPO DE 30ms PARA SALIR
                    DEL ESTADO INICIO
                    Tm_Inicie_timeout
                    (&tiempos, TIMEOUT7, TREINTAMILISEGUNDOS);
                }
                cop->paso_terminando=SI;
            }

            // SI YA PASARON LOS 30ms DESPUES DE OPRIMIR EL SENSOR DEL
            DEDO GORDO, EL PASO FINALIZA.
            if ( Tm_Hubo_timeout (&tiempos, TIMEOUT7) && (cop-
            >paso_terminando)==SI)
            {
                cop->paso_terminando=NO;
                cop->estado_paso=FIN;
            }
            // SI ACABA DE INICIAR EL PASO, DEBE INICIAR A CONTAR 400MS EN
            ESTADO INICIO PARA VERIFICAR QUE SE ESTA RECONOCIENDO PASO
            if ((cop->acaba_de_iniciar)==NO && (cop-
            >verificar_paso_accion==NO_VERIFICADO))
            {
                if( cop->identificador_pie==DERECHO)
                    Tm_Inicie_timeout
                    (&tiempos, TIMEOUT8, CUATROSCIENTOSMILISEGUNDOS);
            }
    }
}

```

```

        else if (cop->identificador_pie==IZQUIERDO)
            Tm_Inicie_timeout
(&tiempos,TIMEOUT9,CUATROSCIENTOSMILISEGUNDOS);
            cop->acaba_de_iniciar=SI;
        }
        // SI YA PASARON 400MS EN INICIO, ENTONCES EL PASO ESTA BIEN,
SE ENCIENDE EL LED DE ACCION
        if ((cop->acaba_de_iniciar==SI) && (((cop->identificador_pie==DERECHO)
&& Tm_Hubo_timeout (&tiempos,TIMEOUT8) || ((cop->identificador_pie==IZQUIERDO) &&
Tm_Hubo_timeout (&tiempos,TIMEOUT9))))
        {
            cop->acaba_de_iniciar=NO;
            LATDbits.LATD3=NO;
            cop->verificar_paso_accion=BIEN;
        }

        // SE REALIZA EL PROCESAMIENTO DE LOS DATOS
        procese_paso(cop);
        break;
        case (NO_HAY):
            //SI LOS SENSORES UBICADOS EN LOS TALONES ESTAN OPRIMIDOS,
SE INICIA EL PASO
            if ( ((cop->VoltajeSensor[7]) > ((cop->umbral_minimo_deteccion[7])+Ruido)) ||
((cop->VoltajeSensor[6]) > ((cop->umbral_minimo_deteccion[6])+Ruido) ))
            {
                inicia_paso(cop);
                cop->verificar_paso_accion=NO_VERIFICADO;
                cop->acaba_de_iniciar=NO;
            }

            break;
        default:
            break;
    }
}

```

```

// FUNCION PARA PROCESAR LOS PARAMETROS NECESARIOS, COP (X,Y) INSTANTANEO
void procese_paso (COP_parametros *cop)
{
    char y;
    for ((cop->contador_sensores)=0; ((cop->contador_sensores)<8); ((cop->contador_sensores)++))
    {
        if ( (cop->VoltajeSensor[cop->contador_sensores]) > ((cop->umbral_minimo_deteccion
[cop->contador_sensores])+Ruido))
        {
            (cop->presion_por_coordenadax[cop->contador_sensores])=(cop-
>VoltajeSensor[cop->contador_sensores])*(sensor_coordenadas_x[cop->contador_sensores]);
            (cop->presion_por_coordenaday[cop->contador_sensores])=(cop-
>VoltajeSensor[cop->contador_sensores])*(sensor_coordenadas_y[cop->contador_sensores]);

```

```

        (cop->suma_presion)+=(cop->VoltajeSensor[cop->contador_sensores]);
        (cop->suma_presion_por_coordenaday)+=(cop->presion_por_coordenaday[cop-
>contador_sensores]);
        (cop->suma_presion_por_coordenadax)+=(cop->presion_por_coordenadax[cop-
>contador_sensores]);

    }
}

if (cop->suma_presion==0)
    cop->suma_presion=1;

//--10 para pasar de cm a mm
(cop->COPx_actual[cop->muestras_tomadas])=((cop-
>suma_presion_por_coordenadax)*10)/(cop->suma_presion);
(cop->COPy_actual[cop->muestras_tomadas])=((cop-
>suma_presion_por_coordenaday)*10)/(cop->suma_presion);
(cop->suma_presion)=0;
(cop->suma_presion_por_coordenadax)=0;
(cop->suma_presion_por_coordenaday)=0;

    y=(cop->COPy_actual[cop->muestras_tomadas])/10;

    // LA TRAYECTORIA DEL COP DEBE POR LO MENOS PASAR POR EL SENSOR
    UBIADO EN (6,15)cm
    if (((cop->COPy_actual[cop->muestras_tomadas])>70) &&    cop->passo_estable!=NO)
    {
        cop->passo_estable=SI;
    }

    if ((cop->muestras_tomadas)>0)
    {
        // NUNCA DEBE DEVOVLERSE MAS DE 4cm
        if (((cop->COPy_actual[(cop->muestras_tomadas)-1])-(cop->COPy_actual[cop-
>muestras_tomadas]))>40)
        {
            cop->passo_estable=NO;
        }
    }

    // SI LAS COORDENADAS X Y Y NO CORRESPONDEN A UN PATRON DE
    ESTABILIDAD, ENTONCES SE HABILITA LA BANDERA DE INESTABILIDAD
    if ( ((cop->COPx_actual[(cop->muestras_tomadas)]<(coordenadas_minimas_x[y])) ||
((cop->COPx_actual[(cop->muestras_tomadas)]>(coordenadas_maximas_x[y])))
    {
        cop->passo_estable=NO;
    }

    ++(cop->muestras_tomadas);

```

```

}

void evaluar (COP_parametros *cop)
{
if (cop->paso_estable==NO_VERIFICADO)
    cop->paso_estable=NO;

//ACTIVA EL MOTOR DEL COSTADO IZQUIERDO SI EL PASO
DEL PIE IZQUIERDO ES INESTABLE
if (cop->identificador_pie==IZQUIERDO)
{
    if (cop->paso_estable==NO )

        LATGbits.LATG7=NO;
    else
        LATGbits.LATG7=SI;

}
//ACTIVA EL MOTOR DEL COSTADO DERECHO SI EL PASO DEL
PIE DERECHO ES INESTABLE
else if (cop->identificador_pie==DERECHO)
{
    if (cop->paso_estable==NO )
        LATGbits.LATG8=NO;
    else
        LATGbits.LATG8=SI;

}

if (cop->paso_estable==NO)
{
    //SI ES LA PRIEMRA VEZ QUE EL USUARIO DA UN PASO
    INESTABLE SE ACTIVA EL NIVEL 2 DE ESTABILIDAD
    if (contador_paso_inestable==CERO)
    {
        TRISDbits.TRISD5=SI;
        TRISDbits.TRISD6=NO;
        TRISDbits.TRISD7=SI;
        contador_paso_inestable=UNO;
    }
    //SI ES LA QUINTA VEZ QUE EL USUARIO DA UN PASO
    INESTABLE SE ACTIVA EL NIVEL 3 DE ESTABILIDAD
    else if (contador_paso_inestable==CINCO)
    {
        TRISDbits.TRISD5=SI;
        TRISDbits.TRISD6=SI;
        TRISDbits.TRISD7=NO;
    }
}

```

```

        else
        {
            (contador_paso_inestable)++;
        }
    }
    else
    {
        if (contador_paso_inestable!=CERO)
            (contador_paso_inestable)--;
    }
}

//-----TIEMPO.H-----
/* ===== Módulo de temporizacion ===== */
/* Módulo de temporizacion.
*/

#if !defined(TIEMPO_H)

# define TIEMPO_H

#include <stddef.h>

/* ----- Tipos de datos ----- */
// Numero de periodos o timeouts
typedef unsigned char Tm_Num;

// Estructura para generacion de referencias de tiempo periodicas
#define TM_BANDERA_ACTIVADO 0x01
#define TM_BANDERA_PERIODICO 0x02
typedef struct Tm_Periodico Tm_Periodico;
struct Tm_Periodico
{
    unsigned int contador,
        periodo;
    unsigned char banderas;
};

// Tipo para generacion de timeouts
typedef unsigned int Tm_Timeout;

/* Rutina que verifica y actualiza el timer en hardware: el parametro indica
si el timer debe atenderse (cuando lo requiera). Si el timer requiere
atencion retorna un valor diferente de 0 y si no requiere atencion retorna
0. */
typedef char Tm_Atender_timer (char atienda);

/* Estructura de control del timer */
typedef struct Tm_Control Tm_Control;
struct Tm_Control

```

```

{
Tm_Periodico *tpp;
Tm_Num max_periodico;
Tm_Timeout *ttp;
Tm_Num max_timeout;
Tm_Atender_timer *r_atencion;
};

// ----- Rutinas -----
void Tm_Defina_control (Tm_Control *ctp, Tm_Periodico *t_periodico,
                      Tm_Num l_periodico, Tm_Timeout *t_timeout,
                      Tm_Num l_timeout, Tm_Atender_timer *atencion);
void Tm_Inicie_periodico (Tm_Control *ctp, Tm_Num num, unsigned int periodo);
char Tm_Hubo_periodico (const Tm_Control *ctp, Tm_Num num);
void Tm_Baje_periodico (Tm_Control *ctp, Tm_Num num);
void Tm_Termine_periodico (Tm_Control *ctp, Tm_Num num);
void Tm_Inicie_timeout (Tm_Control *ctp, Tm_Num num, unsigned int tiempo);
char Tm_Hubo_timeout (const Tm_Control *ctp, Tm_Num num);

void Tm_Procese_tiempo (Tm_Control *ctp);

# endif
//-----TIEMPO.C-----
/* ===== Módulo de temporizacion ===== */
#include "tiempo.h"
#include "varios.h"

void Tm_Defina_control (Tm_Control *ctp,
                      Tm_Periodico *t_periodico,
                      Tm_Num l_periodico,
                      Tm_Timeout *t_timeout,
                      Tm_Num l_timeout,
                      Tm_Atender_timer *atencion)
{
Tm_Num n;
Tm_Periodico *pp;
Tm_Timeout *tp;

for (pp = t_periodico, n = 0; n < l_periodico; ++n, ++pp)
    pp->banderas = 0;
ctp->tpp = t_periodico;
ctp->max_periodico = l_periodico;

for (tp = t_timeout, n = 0; n < l_timeout; ++n, ++tp)
    tp = 0;
ctp->ttp = t_timeout;
ctp->max_timeout = l_timeout;

ctp->r_atencion = atencion;
}
void Tm_Inicie_periodico (Tm_Control *ctp,

```

```

        Tm_Num num,
        unsigned int periodo)
    {
        Tm_Periodico *pp = ctp->tpp + num;

        pp->contador = pp->periodo = periodo;
        pp->banderas = TM_BANDERA_ACTIVADO;
    }

char Tm_Hubo_periodico (const Tm_Control *ctp,
                        Tm_Num num)
    {
        return (ctp->tpp[num].banderas & TM_BANDERA_PERIODO);
    }

void Tm_Baje_periodico (Tm_Control *ctp,
                        Tm_Num num)
    {
        ctp->tpp[num].banderas &= ~TM_BANDERA_PERIODO;
    }

void Tm_Termine_periodico (Tm_Control *ctp,
                           Tm_Num num)
    {
        Tm_Periodico *pp = ctp->tpp + num;

        pp->contador = pp->periodo = 0;
        pp->banderas &= ~TM_BANDERA_ACTIVADO;
    }

void Tm_Inicie_timeout (Tm_Control *ctp,
                        Tm_Num num,
                        unsigned int tiempo)
    {
        ctp->ttp[num] = tiempo;
    }

char Tm_Hubo_timeout (const Tm_Control *ctp,
                      Tm_Num num)
    {
        return !(ctp->ttp[num]);
    }

void Tm_Procese_tiempo (Tm_Control *ctp)
    {
        Tm_Periodico *pp;
        Tm_Timeout *tp;
        Tm_Num n;

        if ( !ctp->r_atencion(SI) )
            return;
    }

```

```

for (n = ctp->max_periodico, pp = ctp->tpp; n > 0; --n, ++pp)
    if (pp->banderas & TM_BANDERA_ACTIVADO)
        {
        --(pp->contador);
        if ( !(pp->contador) )
            {
            pp->banderas |= TM_BANDERA_PERIODICO;
            pp->contador = pp->periodo;
            }
        };

for (n = ctp->max_timeout, tp = ctp->tpp; n > 0; --n, ++tp)
    if (*tp)
        --(*tp);
}
//-----ASCII.H-----
#if !defined(ASCII_H)
# define ASCII_H

/* ===== Módulo para activar un led ===== */

char ascii (char numero);

# endif
//-----ASCII.C-----
#include "VARIOS.H"
#include "ASCII.h"

/* ===== Módulo para traducir a ASCII ===== */

char ascii (char numero) {
char num;

switch (numero){

    case (0x00):
        num=0x30;
        break;

    case (0x01):
        num=0x31;
        break;

    case (0x02):
        num=0x32;
        break;

    case (0x03):
        num=0x33;
        break;

    case (0x04):

```

```

        num=0x34;
        break;

        case (0x05):
        num=0x35;
        break;

        case (0x06):
        num=0x36;
        break;

        case (0x07):
        num=0x37;
        break;

        case (0x08):
        num=0x38;
        break;

        case (0x09):
        num=0x39;
        break;

        default:
        num=0x20;
        break;

    }
return num;
}
//-----TRANSMISION.H-----
#if !defined(TRANSMISION_H)
# define TRANSMISION_H

#include "COP.h"

/* ===== Módulo de transmision ===== */

void transmision_parametrosCOP (COP_parametros *cop);

# endif
//-----TRANSMISION.C-----
#include <p30f6015.h>
#include "VARIOS.H"
#include "TRANSMISION.h"

#include "COP.H"

extern char sensor_coordenadas_x[8], sensor_coordenadas_y[8];

```

```

/* ===== M3dulo de TRANSMISION ===== */

void transmision_parametrosCOP (COP_parametros *cop)
{

char i,j, DigitoConversionVoltaje [5];
unsigned char auxiliar_transmision;

switch (cop->estado_transmision)
{

    case (NO_HAY_TRANSMISION):
    {
        if(cop->estado_paso==INICIO &&    cop->bandera_datos_transmitidos==NO)
            cop->estado_transmision=TRANSMITIENDO_COPX;
        }
        break;
    case (TRANSMITIENDO_COPX):
    {
        auxiliar_transmision=(cop->COPx_actual[cop->datos_transmitidos]);
//    auxiliar_transmision=(cop->muestras_tomadas);

        for (i=1; auxiliar_transmision > 0; i++)
        {
            DigitoConversionVoltaje [i]= auxiliar_transmision % 10;
            auxiliar_transmision /= 10;
            DigitoConversionVoltaje [i] = ascii(DigitoConversionVoltaje [i]);

        }
        UITXREG='\n';

        for (j=i-1; j>0; j--)
            UITXREG=DigitoConversionVoltaje[j];

        cop->estado_transmision=TRANSMITIENDO_COPY;

    }
    break;
    case (TRANSMITIENDO_COPY):
    {
        auxiliar_transmision=(cop->COPy_actual[cop->datos_transmitidos]);
//
        auxiliar_transmision=(cop->muestras_tomadas);

        for (i=1; auxiliar_transmision > 0; i++)
        {
            DigitoConversionVoltaje [i]= auxiliar_transmision % 10;
            auxiliar_transmision /= 10;
            DigitoConversionVoltaje [i] = ascii(DigitoConversionVoltaje [i]);

        }
        UITXREG=';';
    }
}
}

```

```

    for (j=i-1; j>0; j--)
        U1TXREG=DigitoConversionVoltaje[j];

    ++(cop->datos_transmitidos);
    cop->estado_transmision=TRANSMITIENDO_COPX;

    if ((cop->datos_transmitidos)>=(cop->muestras_tomadas) && (cop-
>estado_paso!=INICIO))
    {
        cop->estado_transmision=FIN_TRANSMISION;
        cop->datos_transmitidos=0;
    }
}
break;
case (FIN_TRANSMISION):
{
    cop->estado_transmision=NO_HAY_TRANSMISION;
    cop->bandera_datos_transmitidos=SI;
    if (cop->identificador_pie==DERECHO)
    {
        U1TXREG='\n';
        U1TXREG='i';
        U1TXREG='\n';
    }
    else
    {
        U1TXREG='\n';
        U1TXREG='d';
        U1TXREG='\n';
    }
}
break;

default:
break;

    if(IFS0bits.U1TXIF)
        IFS0bits.U1TXIF=0;

}

}

//-----VARIOS.H-----

// Definiciones generales
#if !defined(VARIOS_H)

#define VARIOS_H

```

```

#define SI      1
#define NO      0

#define BIEN    1
#define NO_VERIFICADO      2

#define CERO 0
#define UNO 1
#define DOS 2
#define TRES 3
#define CUATRO 4
#define CINCO 5

#define FactorSensorCero 1
#define FactorPrimerSensor 1
#define FactorSegundoSensor 1
#define FactorTercerSensor 1
#define FactorCuartoSensor 1
#define FactorQuintoSensor 1
#define FactorSextoSensor 1
#define FactorSeptimoSensor 1
#define FactorOctavoSensor 1
#define FactorNovenoSensor 1
#define FactorDecimoSensor 1
#define FactorOnceavoSensor 1
#define FactorDoceavoSensor 1
#define FactorTreceavoSensor 1
#define FactorCatorceavoSensor 1
#define FactorQuinceavoSensor 1

#define Ruido 6 // El ruido se tiene de 30mV lo cual correponde a 6bit

//-----variables timer
#define MILISEGUNDOS      1
#define DIEZMILISEGUNDOS      10
#define TREINTAMILISEGUNDOS      30
#define CIENMILISEGUNDOS      100
#define DOSSEGUNDOS 2000
#define UNSEGUNDO 1000
#define CUATROSCIENTOSMILISEGUNDOS 400

#define PRIMER_TIMER      0
#define SEGUNDO_TIMER      1

#define TIMEOUT1      0
#define TIMEOUT2      1
#define TIMEOUT3      2
#define TIMEOUT4      3

```

```

#define TIMEOUT5      4
#define TIMEOUT6      5
#define TIMEOUT7      6
#define TIMEOUT8      7
#define TIMEOUT9      8

#define NUMBER_TM     2
#define NUMBER_TO     9
//----- estado paso

#define NO_HAY 0
#define INICIO 1
#define FIN  2

//----- estados posibles de la transmision pie derecho

#define NO_HAY_TRANSMISION 0
#define TRANSMITIENDO_COPX 1
#define TRANSMITIENDO_COPY 2
#define FIN_TRANSMISION 3

//-----posibilidades COP
#define DERECHO 1
#define IZQUIERDO 2

//-----estados posibles calibracion

#define NO_CALIBRADO 0
#define OFFSET_OK 1
#define VOLTAJE_UMBRAL_OK 3
#define DATOS_CALIBRACION_UMBRAL_OK 2

#define BOTON_FISICO_TRANSMITIR_DER_IZQ PORTDbits.RD6
#define BOTON_FISICO_TRANSMITIR PORTDbits.RD5
#define BOTON_FISICO_CALIBRAR PORTDbits.RD4

#endif

```

Anexo E: Protocolo de Pruebas

TITULO

Sistema de asistencia del equilibrio humano durante la marcha en pacientes con neuropatía

TIPO DE INVESTIGACIÓN

Experimental

INVESTIGADORES

Investigador Responsable:

Dra. Martha Zequera.
Profesora de Planta
Pontificia Universidad Javeriana
Ing. Jose Luis Uribe, MsC.
Profesor de Planta
Pontificia Universidad Javeriana
Ing. Eduardo Gerlein, MsC.
Profesor de Planta
Pontificia Universidad Javeriana

Investigadores Principal:

Gloria Ochoa
Estudiante Ingeniería Electrónica
Pontificia Universidad Javeriana
Bibiana Báez
Estudiante Ingeniería Electrónica
Pontificia Universidad Javeriana

SEDE

Este proyecto se realizará en la Pontificia Universidad Javeriana.

ANTECEDENTES

Las pruebas se realizaran con el sistema hasta ahora desarrollado, que cuenta con dos plantillas con ocho sensores resistivos cada una, conectadas al circuito de adecuación de señal, y al micro-controlador que se encargara de procesar estas señales. Los resultados del procesamiento de los datos se transmitirán por vía serial al computador.

MARCO DE REFERENCIA

El cuerpo humano es inestable por naturaleza, debido a que dos tercios de la masa del cuerpo están localizados en los dos tercios inferiores de la altura del mismo, por esta razón necesita de un sistema de control que actúe continuamente para estabilizarlo [17].

El sistema de control es el sistema del equilibrio, que está compuesto por el sistema visual, encargado de prever el movimiento y evitar obstáculos; el sistema vestibular, el cual adquiere la aceleración lineal y angular; y el sistema somatosensorial que está compuesto por una serie de sensores encargados de tomar la velocidad y posición del cuerpo, además de aportar la información del medio externo, debido a que son los únicos que están en contacto con éste [17-13].

Entre las patologías que pueden afectar el sistema del equilibrio se encuentran: escoliosis, enfermedades cerebrales, enfermedad de Parkinson, deficiencias vestibulares, amputaciones, parálisis cerebral y neuropatía periférica [17]. Esta última, es una patología que afecta la sensibilidad en los miembros inferiores del cuerpo, provocando perdida de estabilidad durante la marcha [12]. Se da como consecuencia

del daño de los nervios encargados de transmitir la información que viaja desde el SNC (Sistema Nervioso Central) hasta los músculos y otros órganos y viceversa. Los nervios que se ven más afectados por la neuropatía son: sensoriales, motores y autónomos, estos dos últimos encargados de controlar los músculos y de llevar la información a órganos y glándulas, respectivamente [18].

Como se mencionó anteriormente, la neuropatía periférica afecta a una población considerable, por esta razón se han realizado varios estudios y se ha avanzado en el desarrollo de un sistema capaz de asistir a las personas afectadas por esta enfermedad.

Uno de los estudios fue el realizado por Norris, Marsh, Smith, Kohut y Miller [15], quienes compararon el análisis tradicional, trabajando distintos parámetros del COP tales como: máximo desplazamiento antero-posterior y medio-lateral, velocidad de balanceo promedio y área de la elipse, con técnicas estadísticas como: SDA, modelo Ornstein-Uhlenbeck, análisis de rango de Hurst y DFA. El estudio tuvo como población de trabajo tres grupos de pacientes: jóvenes, ancianos con bajo riesgo de caídas y ancianos con alto riesgo de caídas. Los resultados del método tradicional muestran que las diferencias entre los parámetros de jóvenes y ancianos con bajo riesgo no son significativas, mientras que existen grandes diferencias entre las personas que poseen bajo y alto riesgo de caída. Respecto a las técnicas estadísticas si se encuentra una diferencia significativa entre los jóvenes y los ancianos con bajo riesgo de caída.

Por otra parte, se han desarrollado distintos sistemas de medida que adquieren presiones plantares con exactitud y confiabilidad, como los diseñados por Karkokli y McConville [8], quienes realizaron una plantilla económica, útil en podología clínica. Este sistema mide las presiones plantares durante la marcha en tiempo real. La plantilla cuenta con ocho sensores resistivos FlexiForce, que fueron ubicados después de llevar a cabo un estudio para obtener los mejores resultados cuando la interpolación de los datos fuera aplicada. La aplicación incluye un software que le permite al usuario visualizar los resultados del procesamiento realizado.

Otro de los sistemas de medida desarrollados, es el que realizaron Chen, Huang, Lee, y Xu [14], quienes diseñaron una plantilla con ocho sensores resistivos. Los datos adquiridos por estos sensores llegan a un microprocesador donde se procesan para obtener la media de cada sensor y la distribución plantar durante la marcha.

Sin embargo, los trabajos mencionados se limitan a estudiar las diferencias de presiones entre personas normales y con patologías, o a desarrollar dispositivos de medición y adquisición de presiones plantares, sin llegar a encontrar la solución del problema objeto de este trabajo.

Teniendo en cuenta los trabajos previos, se propone una solución por medio del desarrollo de un sistema el cual adquiere las presiones plantares de ambos pies, con ocho sensores FlexiForce por cada miembro, y realiza un procesamiento de las señales obtenidas para tomar una decisión acerca del nivel de estabilidad presentado por el usuario durante la marcha, el resultado de este procesamiento es utilizado para retroalimentar al paciente de manera on-line.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Adquirir datos confiables con un dispositivo previamente diseñado, que cuenta con dos plantillas de ocho sensores resistivos cada una, un circuito de adecuación de las señales de entradas, para luego ser procesadas en un micro-controlador y obtener las coordenadas x y y de la posición instantánea del COP, durante la fase de apoyo del ciclo básico de la marcha.

JUSTIFICACION

En Estados Unidos la fundación nacional de osteoporosis calcula que 300.000 personas por año sufren fractura de cadera, principalmente causada por caídas. El 24% de estas personas tienen 50 años o más, y fallecen al año por causa de esta fractura [4]. Situación similar se vive en nuestro país, donde según un

análisis hecho de historias clínicas en tres hospitales universitarios colombianos, el 90% de las fracturas de caderas son debidas a caídas, generando un alto impacto social [5].

La población afectada por problemas de estabilidad no se reduce únicamente a los ancianos, por otra parte están los pacientes diabéticos, de los cuales, el 90% llega a tener diabetes mellitus tipo II [6], dichas personas sufren de una patología conocida como neuropatía periférica, la cual implica una falta de retroalimentación en el sistema afectando la mantención del equilibrio [1]. En el 2003 la Federación Internacional de Diabetes afirmó que 194 millones de personas estaban afectadas en el mundo, de las cuales existen alrededor de 1.5 millones de colombianos con esta enfermedad [3].

Al estar tales patologías dentro de las principales causas de mortalidad en el país [3], es claro que requieren atención preventiva. Ante esta situación se plantea desarrollar un dispositivo capaz de evaluar el comportamiento del centro de presión (COP) durante la ambulación, calculando parámetros característicos de este y así determinar de manera preventiva problemas de estabilidad en el usuario.

Dicho sistema medirá la presión plantar durante el ciclo básico de la marcha, y tendrá la capacidad de determinar si los parámetros calculados del COP corresponden a un patrón de una persona con problemas de estabilidad, retroalimentando así de manera on-line al usuario, con el fin de que este pueda saber que tan alto es el riesgo que tiene de tener caídas.

OBJETIVO

Desarrollar e implementar un sistema que permita adquirir las coordenadas del COP durante el ciclo básico de la marcha.

DISEÑO

Número de muestras a estudiar: Se estudiarán los patrones del centro de presión de ocho personas jóvenes con bajo riesgo de caída.

Conocimiento que tienen los investigadores de los factores del estudio: Abierto

Participación del investigador: Observacional.

Tiempo en que suceden los eventos: Prospectivo.

Relación que guardan entre sí los datos: Longitudinal.

MATERIALES Y MÉTODO.

Universo de estudio: Para realizar la investigación, se necesitan adultos jóvenes.

Tamaño de la muestra: Grupo de ocho personas, entre hombres y mujeres con bajo riesgo de caída

Los pacientes se eligen de manera aleatoria. Se buscan pacientes que además, de tener entre 20 y 30 años, no presenten patologías o irregularidades en el funcionamiento del pie.

El experimento se realizará de acuerdo a los principios de la declaración de Helsinki [10].

Se tomará las posiciones instantáneas del COP en las coordenadas AP y ML. La prueba se realizará en el edificio de la Facultad de Ingeniería, donde cada sujeto realizará el procedimiento dieciséis veces. La prueba será válida siempre y cuando el sistema reconozca completamente la fase de apoyo del paso mientras se camina y se den cinco pasos por trayecto.

Los datos obtenidos se graficarán utilizando Microsoft Excel y se analizarán teniendo en cuenta los rangos dados para cada parámetro en las referencias del proyecto.

Variables

| Independientes. | | Dependientes. | |
|---|--|--|---|
| Actividad | Caminar | COP | Coordenadas AP y ML (mm) |
| Al caminar se obtienen las coordenadas del COP en AP y ML durante la fase de apoyo del ciclo básico de la marcha. | Intervalo: durante la marcha, la trayectoria del COP varía si se presenta neuropatía o no. | La medición de las coordenadas del COP durante la actividad mencionada | Intervalo: Ver Figura 28. Donde se muestra el rango de datos válidos. |

Tabla 1. Variables del proyecto

Al realizar las pruebas se llevará a cabo el siguiente procedimiento:

8. Explicación al paciente acerca del experimento a realizar.
9. Entrega el consentimiento informado al paciente para que lo firme.
10. El paciente se coloca las plantillas y da algunos pasos para familiarizarse con ellas, y verificar que estén colocadas correctamente, es decir que los sensores están ubicados en la planta del pie como se muestra en la figura 6.
11. Ahora el paciente realiza un ensayo para familiarizarse con las condiciones de la prueba.
12. El paciente comienza las pruebas, recorriendo una trayectoria de 12 m, con el inicio y el fin demarcados en el suelo. Esta trayectoria se recorre dieciséis veces. En ocho trayectos se capturan los datos del pie derecho y en los otros ocho los del pie izquierdo. Debido a que solo se transmiten los datos de un pie.
13. Se agradece al paciente por haber participado en el experimento.
14. Los datos son capturado por medio Hyperterminal, y son exportados en un archivo plano (.csv) para su posterior análisis en Microsoft Excel.

Las variables y parámetros de medición se registrarán en el formato que se muestra en la tabla 2.

Información Personal

| |
|------------------|
| Nombre |
| Apellido |
| Fecha Nacimiento |
| Peso |
| Altura |
| Sexo |
| Talla Zapato |

Análisis Dinámico

| | COP ML[] | COP AP[] |
|----------------|----------|----------|
| Primer Ensayo | | |
| Segundo Ensayo | | |
| Tercer Ensayo | | |
| Cuarto Ensayo | | |

| | | |
|----------------|--|--|
| Quinto Ensayo | | |
| Sexto Ensayo | | |
| Séptimo Ensayo | | |
| Octavo Ensayo | | |

Tabla 2. Formato en el que registrarán las mediciones

12. VALIDACIÓN DE DATOS

Se utilizará estadística descriptiva: medidas de tendencia central y dispersión: rango, media, mediana, moda, desviación estándar, proporciones o porcentajes. Los datos obtenidos se presentaran por medio de gráficos o tablas para su mayor entendimiento.

Es importante notar que todos los procedimientos estarán de acuerdo con lo estipulado en el Reglamento de la ley General de Salud en Materia de Investigación para la Salud.

Título segundo, capítulo I, Artículo 17, Sección II, investigación con riesgo mínimo, se anexa hoja de consentimiento informado

Título segundo, Capítulo V De la investigación en grupos **subordinados**. Artículo 57. Estudiantes, trabajadores de laboratorios y hospitales, empleados y otros. Artículo 58. Cuando se realice en estos grupos, en la Comisión de Ética deberá participar un o más representantes de la población en estudio capaz de representar los valores morales, culturales y sociales y vigilar:

- I. que la negación a participar no afecte su situación escolar, o laboral.
- II. Que los resultados no sean utilizados en perjuicio de los participantes
- III. Que la institución o patrocinadores se responsabilicen del tratamiento y en su caso de indemnización por las consecuencias de la investigación.

Anexo F: Consentimiento Informado

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRONICA
CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA REALIZACION DE PRUEBAS DE CAPTURA DE
PARÁMETROS DE COP

NOMBRE DEL PACIENTE: _____
CC: _____ FECHA: __/__/____ HORA: _____

Por medio de la presente constancia, en pleno y normal uso de mis facultades mentales, otorgo en forma libre mi consentimiento a la Pontificia Universidad Javeriana para que me sea practicada la prueba de captura de presión plantar en ambos pies, que puede incluir la toma de fotos y videos.

Declaro que se me ha suministrado información sobre la prueba y aspectos concernientes a la misma, que el procedimiento a realizar es no invasivo y los datos adquiridos son para uso académico.

Autorizo que la información adquirida de mi historia clínica sea utilizada para fines de esta investigación y el caso de no aceptar participar en este estudio, no será causa de ninguna represalia.

Firma del paciente
CC _____ de _____

MANUAL DE USUARIO

BalancePro

**SISTEMA DE ASISTENCIA DEL EQUILIBRIO HUMANO DURANTE LA MARCHA EN
PACIENTES CON NEUROPATÍA**



2010

CONTENIDO

| | |
|--|---|
| Introducción | 3 |
| Información de Seguridad | 3 |
| Temperaturas de funcionamiento | 3 |
| Interferencia con equipos electrónicos | 3 |
| Normas de seguridad adicionales | 3 |
| Especificaciones | 4 |
| Conceptos básicos | 4 |
| Modo de operación | 5 |
| Calibración | 5 |
| Acción | 5 |
| Indicadores de Estabilidad | 5 |
| Información del Fabricante | 5 |
| Aviso Legal | 5 |

INTRODUCCIÓN

Este manual describe el funcionamiento y modo de operación del BalancePro que tiene como objetivo medir la presión plantar durante el ciclo básico de la marcha, calculando parámetros descriptivos del centro de presión (COP), para tener la capacidad de determinar si dichos parámetros corresponden a un patrón de una persona con problemas de estabilidad y retroalimentar de manera on-line al usuario, con el fin de que este pueda saber que tan alto es el riesgo que presenta de tener caídas.

Además se presentan las especificaciones generales del sistema, que deben ser tenidas en cuenta para un correcto funcionamiento del mismo.

INFORMACIÓN DE SEGURIDAD

Lea estas instrucciones de uso y seguridad antes de utilizar el dispositivo. Guárdelas por si necesita hacer uso de las mismas en el futuro.

Temperaturas de funcionamiento

Mantenga el dispositivo alejado de cualquier fuente de calor como, por ejemplo, radiadores, rejillas de aire caliente, estufas, entre otros.

Si va a estar más de dos días sin utilizar el dispositivo, apáguelo y extraiga la batería y respete la siguiente temperatura de funcionamiento:

Temperatura de funcionamiento: De – 40 a 85 °C

Interferencia con equipos electrónicos

Este dispositivo no está protegido contra las señales de radiofrecuencia, por lo tanto en algunos lugares como gimnasios, el dispositivo puede desprogramarse, en caso de que esto ocurra contáctese con el fabricante. Igualmente no se puede utilizar este dispositivo con marcapasos u otros dispositivos médicos.

Normas de seguridad adicionales

Es recomendable que este dispositivo se mantenga en lugares seguros, fuera del alcance de los niños.

ESPECIFICACIONES

| | |
|--|--|
| Fuente de Alimentación | 9 V |
| Potencia | 1,3 W |
| Microcontrolador | DSPIC30F6015 |
| Reloj del microcontrolador | 100 ns (10 MHz) |
| Frecuencia de muestreo | 278 kHz |
| Frecuencia de captura de datos muestreados | 100 Hz |
| Convertor análogo digital | 10 bits. Tipo SAR (Registro de aproximaciones Sucesivas) |
| Talla de Zapato | 37-41 |
| Peso del Usuario | 47 kg – 81 kg |
| Longitud de los pies a la cintura | Máximo 1,20 m |
| Peso del dispositivo | 200 g |
| Medidas del dispositivo | 11 cm x 12 cm x 3 cm |

CONCEPTOS BÁSICOS

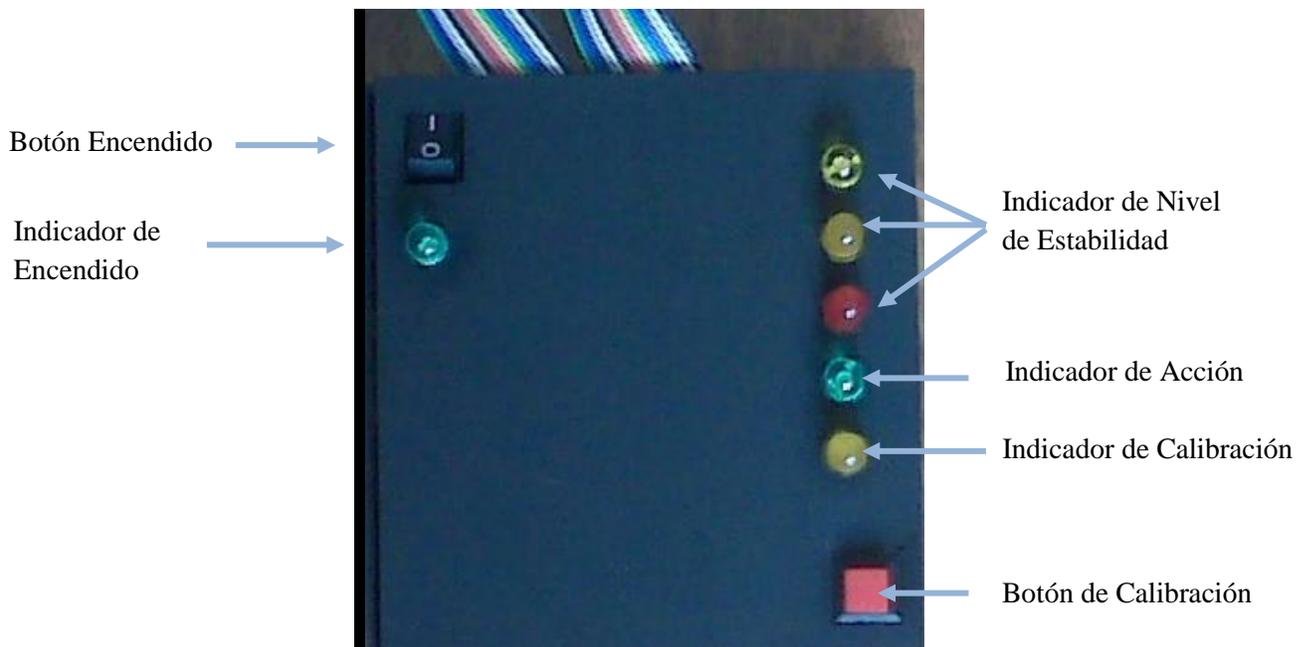


Figura 1. Panel de Control

MODO DE OPERACIÓN

Este es una pequeña reseña de cómo funciona el dispositivo y las indicaciones que este le da en sus diferentes procesos.

Calibración

El dispositivo se debe calibrar antes de iniciar la marcha para que este funcione correctamente. La calibración se hace oprimiendo el botón correspondiente del panel de control, ver figura 1, y a partir de ese momento, esperar tres segundos. Este proceso le será indicado por medio de una luz naranja que se encenderá en el momento de iniciar la calibración y se apagará cuando el dispositivo esté listo para reconocer los pasos de la marcha.

Se recomienda realizar esta acción sentados para ejercer la menor presión posible en las plantillas durante este momento y garantizar de esta forma el correcto funcionamiento del dispositivo.

Acción

Durante esta etapa el sistema está reconociendo la marcha. Será indicado por medio de una luz verde en el panel de control, que estará encendida siempre que detecte un paso y el paciente este caminando.

INDICADORES DE ESTABILIDAD

Por medio de tres luces le será indicado en qué estado se encuentra su nivel de estabilidad. Además cuenta con dos vibradores ubicados en los costados de la cintura. Con una luz amarilla se le mostrará que no presenta problemas de estabilidad. Con una luz naranja se le mostrará que presenta un ligero problema de estabilidad y por último se encenderá una luz roja en el momento que presente problemas de estabilidad de consideración y sentirá una vibración en el lado del pie que presenta la inestabilidad.

INFORMACIÓN DEL FABRICANTE

Gloria Ochoa

ochoag@javeriana.edu.co

Bibiana Báez
bbaez@javeriana.edu.co

AVISO LEGAL

Todos los derechos reservados. Este dispositivo pertenece al Departamento de Electrónica, de la Facultad de Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana.