

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



PONTIFICIA  
**UNIVERSIDAD**  
**CATÓLICA**  
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UNA PLATAFORMA DINAMOMÉTRICA PARA EL  
CÁLCULO DEL CENTRO DE PRESIONES UTILIZANDO GALGAS  
EXTENSIOMÉTRICAS**

Tesis para optar el Título de **Ingeniero Electrónico**, que presenta el bachiller:

**Ruth Olivera Oliva**

ASESOR: Eduardo Toledo Ponce

**Lima, agosto del 2012**

## RESUMEN

La importancia del estudio de la estabilidad y de la marcha o caminar de una persona ha originado que se desarrollen diversas tecnologías para su análisis y evaluación clínica. Con el paso del tiempo, las técnicas y dispositivos empleados han ido mejorando a tal punto que hoy en día existen empresas y laboratorios que se dedican únicamente a su diseño y fabricación.

Tanto la marcha como estabilidad presentan parámetros que permiten a los médicos especialistas conocer si un paciente presenta alteraciones en el sistema nervioso, alguna patología o identificar otros posibles factores. Con el empleo de herramientas existentes, estas alteraciones podrían ser detectadas de manera más rápida y adecuada; con ello, si es necesario, iniciar un tratamiento al paciente y realizar un control sobre cómo es que va evolucionando hasta que logre su recuperación; o en todo caso verificar si el tratamiento que sigue es el adecuado.

Estas tecnologías han sido desarrolladas desde hace muchos años; sin embargo, en nuestro país son escasas las instituciones que cuentan con algunos de estos sistemas debido a los elevados costos que presentan.

Por lo descrito anteriormente, el objetivo principal de la presente tesis es el diseño de una plataforma dinamométrica de bajo costo, la cual permitirá calcular la fuerza que ejerce una persona sobre la plataforma y así se obtenga información sobre algunos parámetros asociados a la marcha y estabilidad de una persona. La plataforma emplea galgas extensiométricas como sensores, los cuales requieren una etapa de acondicionamiento para que puedan ser procesados y luego se realicen los cálculos necesarios.

Se muestran también los diseños planteados como solución; así como las pruebas que se realizaron con la plataforma para verificar su correcto funcionamiento.

# ÍNDICE

## CAPÍTULO 1: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA Y ESTABILIDAD HUMANA

1.1 Sistemas sensoriales y su relación con la postura y el balance de una persona	2
1.2 Aplicaciones del estudio de la biomecánica de la marcha y estabilidad	2
1.2.1 Rehabilitación	2
1.2.2 Deportes	2
1.2.3 Laboratorios de Análisis de la Marcha	2
1.3 Problemática	3
1.4 Justificación	3

## CAPÍTULO 2: SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA BIOMECÁNICA

2.1 Tecnologías existentes para el análisis de la marcha y estabilidad	4
2.1.1 Plataformas Dinamométricas	4
2.1.2 Plantillas Baropodométricas	7
2.1.3 Sistemas de video	7
2.2 Transductores empleados para el diseño de plataformas dinamométricas	8
2.3 Fundamentos Teóricos	8
2.3.1 Las galgas extensiométricas como sensores de fuerza	8
2.3.2 Comportamiento mecánico del aluminio	12
2.3.3 Parámetros de la estabilidad y marcha humana	13
2.3.3.1 Fuerzas de reacción del piso	14

2.3.3.2 Centro de Presiones	15
2.3.4 Cálculo del Centro de Presiones mediante una plataforma dinamométrica	16
2.4 Objetivos	17
2.4.1 Objetivo General	17
2.4.2 Objetivos Específicos	17
2.5 Alcances	18
<b>CAPÍTULO 3: DISEÑO DE LA PLATAFORMA DINAMOMÉTRICA</b>	
3.1 Requerimientos	19
3.2 Diagrama de bloques	19
3.3 Diseño Mecánico de la Plataforma Dinamométrica	20
3.4 Diseño Electrónico de la Plataforma Dinamométrica	22
3.4.1 Selección del sensor	22
3.4.2 Circuito de acondicionamiento	23
3.4.3 Etapa de Amplificación	26
3.4.4 Etapa de Filtrado	28
3.4.5 Conversión Analógica-Digital	31
3.4.6 Envío de datos a la PC	33
3.4.7 Frecuencia de Muestreo	37
3.5 Costos	43
<b>CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS</b>	
4.1 Calibración de los sensores	44
4.1.1 Pruebas y Resultados	44

4.1.2 Observaciones	46
4.2 Calibración de la fuerza normal	46
4.2.1 Pruebas y Resultados	46
4.2.2 Observaciones	47
4.3 Centro de Presiones	48
4.3.1 Pruebas y Resultados	48
4.3.2 Observaciones	49
4.4 Prueba de Estabilidad	49
4.5 Prueba de la Marcha	51
<b>CONCLUSIONES</b>	54
<b>RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b>	55
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	
<b>ANEXOS</b>	

## INTRODUCCIÓN

Desde hace muchos años la Medicina ha sido un campo muy amplio de investigación y desarrollo tecnológico. Estos avances han permitido la obtención de nuevas herramientas, las cuales han sido empleadas, mayormente, para mejorar la evaluación y el análisis de diferentes patologías.

Dentro de este conjunto de enfermedades, se encuentran aquellas relacionadas a la estabilidad; así como también, a los movimientos de una persona en diferentes actividades físicas; por ello, se han ido estudiando y desarrollando equipos para poder realizar mediciones necesarias para la evaluación de un paciente y con ello conseguir un diagnóstico clínico que se adecúe a sus necesidades. Esto es posible gracias a la aplicación de la Biomecánica, la cual es una importante herramienta para conocer cómo es la dinámica y el modelo del cuerpo humano

La evaluación de parámetros de la estabilidad y durante la marcha de una persona es de gran importancia para diferentes áreas; como son la traumatología, rehabilitación, medicina deportiva, entre otras; lo que ha generado que se investigue más y como consecuencia se hayan desarrollado dispositivos que permitan su medición de manera rápida, eficiente y confiable [1]. Además, permite al especialista obtener diagnósticos adecuados que puedan satisfacer mayores necesidades de los pacientes.

Ante esta necesidad se han venido buscando soluciones e investigando sistemas que permitan realizar este tipo de estudio; entre ellos se encuentran, principalmente, las plataformas dinamométricas, las plantillas baropodométricas y los sistemas de video [2].

La presente tesis se enfocará en el desarrollo de una plataforma dinamométrica, esta permitirá cuantificar la fuerza que ejerce una persona sobre la superficie mediante el uso de galgas extensiométricas como sensores y con dicha medición se pueda calcular tanto la posición del centro de presiones como la fuerza ejercida por la persona sobre la plataforma.

## **CAPÍTULO 1: BIOMECÁNICA DE LA MARCHA Y ESTABILIDAD HUMANA**

### **1.1 Sistemas sensoriales y su relación con la postura y balance de una persona**

Existen principalmente tres sistemas sensoriales, los cuales son: el sistema visivo, sistema vestibular y sistema somatosensorial. Mediante el uso del sistema visivo la persona puede evadir los obstáculos que encuentre al caminar; el sistema vestibular permite obtener aceleraciones lineales y angulares del cuerpo lo que permite a una persona mantenerse en equilibrio y controlar su posición. Por último, con el sistema somatosensorial se obtienen los datos de velocidad, posiciones de las diferentes partes del cuerpo. [3], [4]

### **1.2 Aplicaciones del estudio de la biomecánica de la marcha y estabilidad**

#### **1.2.1 Rehabilitación**

Durante el proceso de rehabilitación de un paciente se conocen las características biomecánicas con las que inicia el tratamiento y cómo es que va evolucionando; de esta manera se puede determinar si el tratamiento recibido fue el adecuado [5], [6].

#### **1.2.2 Deportes**

Otra área de gran relevancia es la de deportes, pues permite calificar la capacidad física que presenta un deportista; así como también evitar posibles lesiones. Además, la industria del calzado también presenta interés en la investigación sobre este tema, puesto que luego de obtener las características que presenta una persona, se podría realizar un diseño óptimo de sus productos de acuerdo a los requerimientos y necesidades de la persona.[5]

#### **1.2.3 Laboratorios de Análisis de la Marcha**

Existen laboratorios destinados a la valoración de la biomecánica humana, dentro de ellos se realizan el análisis de la marcha para identificar, mediante el uso de tecnología específica, las características que presenta una persona al caminar. Hoy en día existen compañías en Estados Unidos tales como Bertec, Kistler y AMTI las cuales diseñan y fabrican plataformas dinamométricas orientadas al análisis clínico de la marcha y estabilidad. Estas empresas desarrollan tanto la parte del hardware como del software.

En el caso de Bertec, realizan este tipo de dispositivos desde hace más de veinte años y el precio de uno de estos equipos varía entre \$7,500 a \$40,000 dependiendo principalmente del tamaño de la plataforma a usar.

### 1.3 Problemática

El análisis del movimiento durante la estabilidad, marcha, evaluación del desempeño que realiza una persona presenta una serie de parámetros que se encuentran ya definidos; entre ellos se encuentran: Centro de Masa, Centro de Presiones, Centro de Gravedad. El Centro de Presiones (COP) es uno de los indicadores más empleados, permite conocer si la persona que realiza algún tipo movimiento lo hace de manera normal o no, de modo que se apliquen medidas para su corrección y/o tratamiento [6]. Esto a su vez se encuentra asociado con la detección de enfermedades que pudieran causar anomalías en el caminar de una persona.

Actualmente, existen dispositivos que realizan este tipo de evaluaciones, los cuales incluyen un software especializado, sin embargo son bastante costosos. En nuestro país, el empleo de esta tecnología en hospitales, clínicas y otras instituciones involucradas en el área, permitiría que se mejore el tipo de evaluación y tratamiento que se le da a un paciente.

### 1.4 Justificación

Ante la problemática expuesta, es posible encontrar alternativas de solución; dado que actualmente existen tecnologías disponibles, información e investigación que sirven como base para el presente estudio. Por ello, se ha planteado como solución el desarrollo de una plataforma dinamométrica, la cual servirá de soporte para evaluar la fuerza de reacción vertical que se produce cuando la persona camina sobre la plataforma; así como la trayectoria de su COP. Esta plataforma contiene un conjunto de sensores, que en este caso serán las galgas extensiométricas, las cuales servirán como transductores para obtener la fuerza que esta persona ejerce y mediante cálculos se podrá obtener el centro de presiones en el tiempo.

## CAPÍTULO 2: SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA BIOMECÁNICA

### 2.1 Tecnologías existentes para el análisis de la marcha y estabilidad

Actualmente existen diversos estudios de investigación y desarrollo de tecnologías que cuentan con la capacidad de realizar mediciones, evaluar, obtener modelos y características para la descripción de la biomecánica de la marcha. Asimismo, se han logrado sistemas tanto para el análisis en dos y tres dimensiones, de acuerdo a qué información se pretende obtener. Cada uno de los mecanismos que se emplean para realizar estudios otorga datos que en conjunto permiten obtener un diagnóstico completo de la persona. [8], [9]. En la Figura 2.1 se muestra un sistema completo de análisis de la marcha, este consta, por ejemplo, de cámaras de video, plataformas dinamométricas, marcadores que se colocan en diferentes partes del cuerpo de la persona para realizar el seguimiento de los movimientos que realiza.

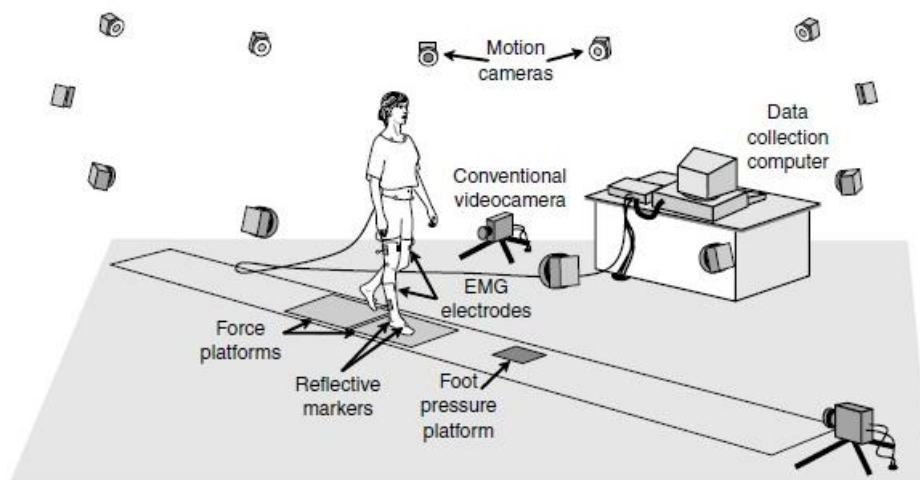


Figura 2.1: Esquema general de un sistema completo de análisis de la marcha

Fuente: Libro Biomechanics: Principles and Applications

#### 2.1.1 Plataformas Dinamométricas

La plataforma dinamométrica permite calcular las fuerzas de reacción del piso y el torque que ejerce una carga que se sitúa sobre ella, ésta consiste en una plataforma rígida, la cual es construida con una plancha metálica y la medición de la fuerza ejercida se realiza a través el empleo de sensores que pueden ser del tipo piezoeléctrico y resistivo. El principio de este dispositivo es que la plataforma se sitúa

sobre unos soportes, también metálicos, y en cada uno de ellos se encuentran los sensores acoplados. Al ejercerse una fuerza sobre la superficie de la plataforma, los soportes sufren una deformación, dicha información de deformación, se asocia a una señal eléctrica originada por los transductores, la cual tienen sus equivalentes en valores de fuerzas con las que se pueden realizar cálculos como el del COP. En las Figuras 2.2 y 2.3 se muestran dos modelos de plataformas dinamométricas comerciales de las empresas AMTI y Kistler.



Figura 2.2: Plataforma dinamométrica de la empresa AMTI

Fuente: [www.amti.biz](http://www.amti.biz)



Figura 2.3: Plataforma dinamométrica de la empresa Kistler

Fuente: [www.kistler.com](http://www.kistler.com)

Las plataformas dinamométricas presentan un diseño adecuado para el tipo de aplicación que tendrá. Para el análisis de estabilidad, es importante que las dimensiones de la plataforma permitan que la persona permanezca en una posición cómoda, para el estudio de la marcha, comúnmente se instalan un conjunto de plataformas dinamométricas de modo que se pueda realizar el seguimiento de la persona; también se busca que el sujeto a evaluar no realice ningún movimiento forzado, el cual puede darse cuando éste se posiciona sobre la plataforma, por esta razón las plataformas cuentan con soportes que no son elevados, además éstas se

ubican, por lo general, al mismo nivel de otra plataforma simple de mayores dimensiones; así como también se configuran arreglos utilizando únicamente plataformas dinamométricas. En la Figura 2.4 se muestra el posicionamiento de plataformas dinamométricas sobre una superficie de modo que toda la estructura se encuentre en un solo nivel para que la persona pueda caminar sobre ella de manera natural.



Figura 2.4: Posicionamiento de plataformas dinamométricas sobre una plataforma simple

Fuente: [www.kistler.com](http://www.kistler.com)

En la Figura 2.5 se muestra una configuración de cuatro plataformas dinamométricas que recomienda la empresa AMTI para realizar el análisis de la marcha.

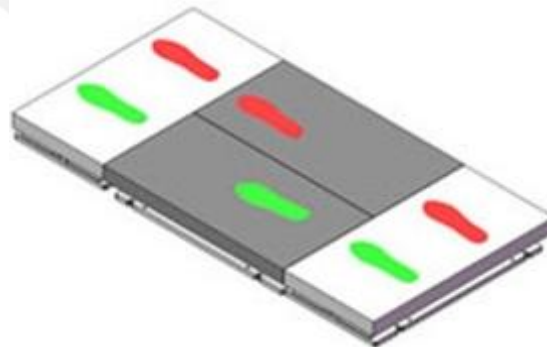


Figura 2.5: Configuración utilizando únicamente plataformas dinamométricas

Fuente: [www.amti.biz](http://www.amti.biz)

En el caso del análisis en el área de deportes, la plataforma debe ser capaz de soportar un peso bastante mayor comparado al de la persona, dado que durante este tipo de evaluaciones se dan fuerzas de impulso; además se requiere contar con una plataforma de mayor longitud para así conseguir los datos necesarios para la evaluación.

### 2.1.2 Plantillas Baropodométricas

Las plantillas baropodométricas emplean sensores de fuerza de tipo resistivo (FSR), estos se colocan sobre una superficie que se emplea como una suela o plantilla, la cual irá en contacto directo con el pie durante todo el tiempo que dure la muestra, estos sensores permiten conocer la distribución de la presión en el pie.



Figura 2.6: Plantilla baropodométrica BioFoot/IBV 2001

Fuente: Revista Cuadernos de Biomecánica, Instituto de Biomecánica de Valencia

### 2.1.3 Sistemas de video

El sistema de video consiste en un conjunto de cámaras posicionadas que permiten obtener un análisis 3-D del movimiento de la persona (Figura 2.1). Realiza el seguimiento y monitoriza las señales que recibe de los marcadores, los cuales se posicionan en el sujeto de prueba, cada uno de los marcadores consiste en LED'S, la luz que emiten es captada por las cámaras ubicadas alrededor por lo que se consigue la trayectoria de esa señal luminosa y con ello el comportamiento biomecánico de la marcha de una persona.

## 2.2 Transductores empleados para el diseño de plataformas dinamométricas

Para el diseño de las plataformas dinamométricas se requiere de elementos que sean capaces de obtener señales eléctricas a partir de una fuerza aplicada sobre una superficie, es decir, transductores de fuerza, dentro de esta categoría existen diversos tipos, de los cuales los que son empleados para el diseño de las plataformas dinamométricas son las galgas extensiométricas y sensores piezoeléctricos. [10], [11]

Las galgas extensiométricas son transductores del tipo resistivo, su principio consiste en que varían su resistencia cuando se aplica una fuerza al material al cual han sido adheridas.

Los sensores piezoeléctricos se basan en cristales de cuarzo, los cuales generan una carga eléctrica cuando se aplica fuerza al material.

## 2.3 Fundamentos Teóricos

### 2.3.1 Las galgas extensiométricas como sensores de fuerza

Como se mencionó anteriormente, la galga extensiométrica es un sensor del tipo resistivo, consiste en un alambre muy fino, el cual se encuentra posicionado sobre una pequeña y delgada placa de polimetilmetacrilato. [12]

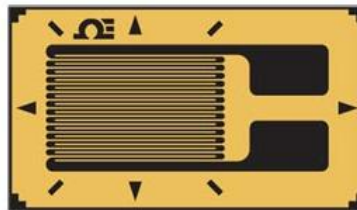


Figura 2.7: Galga extensiométrica de Constantan de la empresa Omega

Fuente: [www.omega.com](http://www.omega.com)

Existen diversos materiales que componen al alambre de la galga, éstos se muestran en la Tabla 2.1:

Tabla 2.1 Composición de los materiales que constituyen a una galga extensiométrica

MATERIAL	COMPOSICIÓN
Nicromo V	80%Ni, 20% Cr
Constantan	45%Ni, 55%Cu
Isoelástico	55.5%Fe, 36%Ni, 8%Cr
Karma	74%Ni, 20%Cr, 3%Al, 3%Fe
Manganina	84%Cu, 12%Mn, 4%Ni
Platino-Iridio	95%Pt, 5%Ir
Monel	67%Ni, 33%Cu

Fuente: Libro Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant interface

Su principio de funcionamiento se basa en que una deformación en la longitud de dicho alambre, modifica el valor de la resistencia de la galga. Esto se observa en la siguiente expresión.

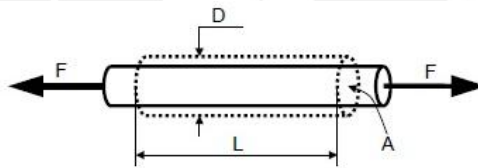


Figura 2.8: Resistencia eléctrica

Fuente: Libro Sensores Resistivos

$$R = \frac{\rho L}{A} \dots(2.1)$$

R: Resistencia ( $\Omega$ )

$\rho$ : Resistividad ( $\Omega.cm$ )

L: Longitud (cm)

A: Área de la sección transversal del conductor ( $cm^2$ )

Un cambio en alguno de los parámetros mencionados, originará un cambio en la resistencia del alambre. Expresando la resistencia de manera diferencial:

$$dR = \frac{\partial R}{\partial \rho} d\rho + \frac{\partial R}{\partial L} dL + \frac{\partial R}{\partial A} dA$$

$$dR = \frac{L}{A} d\rho + \frac{\rho}{A} dL - \frac{\rho L}{A^2} dA$$

Dividiendo entre la expresión (2.1):

$$\frac{dR}{R} = \frac{\frac{L}{A} d\rho + \frac{\rho}{A} dL - \frac{\rho L}{A^2} dA}{\left(\frac{\rho L}{A}\right)}$$

$$\frac{dR}{R} = \frac{d\rho}{\rho} + \frac{dL}{L} - \frac{dA}{A} \quad \dots(2.2)$$

Si se considera que el área transversal de la resistencia es un círculo de diámetro D. Se cumple que:

$$A = \frac{\pi D^2}{4}$$

Entonces:

$$\frac{dA}{A} = \frac{2 \cdot \pi D \cdot dD / 4}{\pi D^2 / 4} = 2 \frac{dD}{D}$$

De la ley de Poisson:

$$\delta = -\frac{dD/D}{dL/L} \quad \dots(2.3)$$

$$\frac{dA}{A} = -2\delta \frac{dL}{L} \quad \dots(2.4)$$

Otro parámetro que puede cambiar es la resistividad, debido a que se emplean materiales metálicos, su variación es proporcional a la variación en el volumen.

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dV}{V} \quad \dots(2.5)$$

C: Constante de Bridgman

Si el alambre es un tubo de base circular, mostrado en la Figura 2.7, su volumen se calcula como:

$$V = \frac{\pi L D^2}{4}$$

$$dV = \frac{\pi D^2}{4} dL + \frac{\pi L D}{2} dD$$

Dividiendo las 2 expresiones anteriores se obtiene:

$$\frac{dV}{V} = \frac{dL}{L} + 2 \frac{dD}{D} \quad \dots(2.6)$$

Reemplazando las ecuaciones (2.3) y (2.6):

$$\frac{d\rho}{\rho} = C(1 - 2\delta) \frac{dL}{L} \quad \dots(2.7)$$

Reemplazando la expresión (2.7) y (2.4) en (2.2):

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2\delta + C(1 - 2\delta)) \frac{dL}{L} \quad \dots(2.8)$$

Se define un parámetro característico de la galga extensiométrica llamado Factor de la Galga (GF) como:

$$GF = 1 + 2\delta + C(1 - 2\delta) \quad \dots(2.9)$$

La expresión (2.8) sería equivalente a:

$$\frac{dR}{R} = GF \cdot \frac{dL}{L} \quad \dots(2.10)$$

De la expresión (2.10) se observa que la variación en la resistencia se asocia a una variación en longitud.

$$\frac{dR}{R} = GF \cdot \frac{dL}{L} = \frac{GF \cdot F}{EA}$$

$$dR = F \cdot \frac{GF \cdot R}{E \cdot A} \quad \dots(2.11)$$

Por la relación entre la fuerza y cambio de resistencia que se observa en (2.11) es que este sensor es adherido a un material, en este caso sobre un elemento metálico, y así al aplicar una fuerza al material esto produce una deformación y esto a su vez producirá un cambio en el valor de la resistencia de la galga extensiométrica. [13]

### 2.3.2 Comportamiento mecánico del aluminio

Como se menciona anteriormente, una galga extensiométrica será adherida sobre un material metálico dado que tiene tanto un comportamiento como propiedades mecánicas definidas. Cuando se aplica una fuerza sobre una determinada área, denominado esfuerzo ( $\sigma$ ), en el metal se da una deformación, la cual puede darse en dos zonas características del material: zona elástica y zona plástica. [12]

El comportamiento elástico se refiere a que el metal al aplicarle una fuerza sufre una deformación, pero luego de que se elimine dicha fuerza, el material regresa a su longitud inicial, es decir, es un proceso reversible; además en la zona elástica existe una relación constante entre el esfuerzo aplicado al material y la deformación unitaria que experimenta el mismo. Esto se da mientras que el esfuerzo que se ejerce sobre el material no supere el límite de proporcionalidad ( $\sigma_y$ ), dado que el material empezaría a comportarse en la zona plástica, donde el material ya no regresa a su estado inicial luego de que se anule la fuerza que lo deformó.

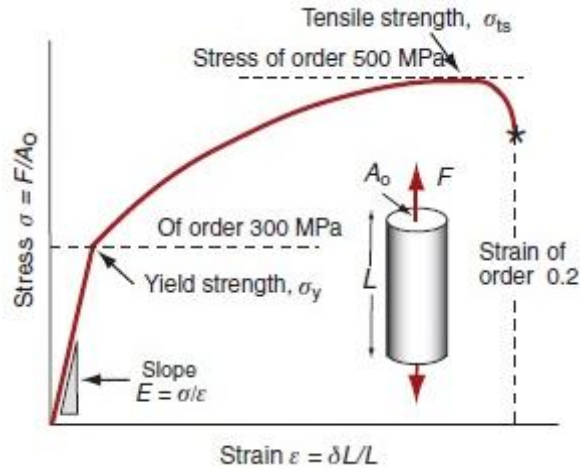


Figura 2.9: Curva esfuerzo (stress) – deformación unitaria (strain) de un metal

Fuente: Libro Materials Engineering, Science, Processing and Design.

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\varepsilon = \frac{dL}{L}$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{FL}{AdL} \dots(2.12)$$

$\sigma$  : Esfuerzo aplicado.

E: Módulo de Young, el cual depende del material

L: Longitud

Como se observa en la expresión anterior, si se posiciona el sensor sobre el metal y se aplica una fuerza sobre él, mientras el esfuerzo aplicado no supere el límite de proporcionalidad, existirá una relación lineal entre la fuerza que se aplique y la deformación, y con ello también la relación entre la fuerza y la resistencia del sensor será lineal.

### 2.3.3 Parámetros de la estabilidad y marcha humana

Existen diversos parámetros que permiten la evaluación tanto de la estabilidad como de la marcha; sin embargo, mediante el empleo de plataformas dinamométricas, se pueden evaluar un grupo de ellos, los cuales pueden ser: vector de fuerzas, torque,

centro de presiones, fuerzas de reacción del piso, dentro de ellas se encuentra la fuerza normal que se genera cuando la persona se desplaza sobre la plataforma.

### 2.3.3.1 Fuerzas de reacción del piso

Cuando se realiza una marcha normal, al inicio la fuerza se incrementa hasta llegar a un valor que supera el peso de la persona luego la fuerza decrece hasta un cierto nivel, el cual se encuentra alrededor del 80% del peso, posteriormente la fuerza de reacción aumenta hasta llegar nuevamente a un pico, similar al primero; por último, la reacción del piso disminuye hasta que la persona termina de pisar la plataforma, dicha fuerza se establece con la siguiente relación:

$$\begin{aligned}F_r - w &= ma \\F_r - mg &= ma \\F_r &= m(g + a) \quad \dots(2.13)\end{aligned}$$

La masa de la persona como la gravedad permanecen constantes, entonces la expresión (2.13) depende de la aceleración de la persona, la cual varía de acuerdo a los cambios en el centro de gravedad de la persona. Los cambios en aceleración generan fuerzas, las cuales si bien existen en 3 dimensiones, la predominante es la vertical. [6]

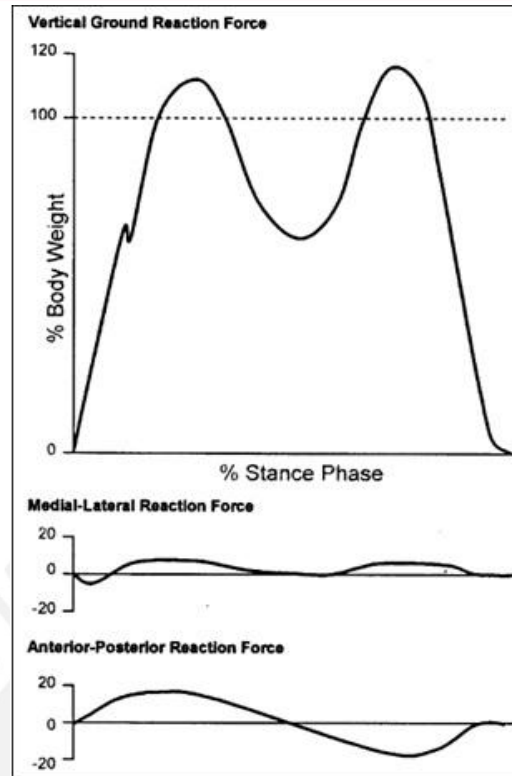


Figura 2.10: Fuerzas de reacción del piso

Fuente: Libro Gait Analysis Normal and Pathological Function

### 2.3.3.2 Centro de Presiones

El centro de presiones (COP) se define como aquel punto en el cual actúan todas las fuerzas que ejerce la persona, corresponde al punto en el que son aplicadas las fuerzas de reacción del piso. Este parámetro se define tanto para la marcha como la estabilidad de una persona. Para el caso de la marcha normal existen gráficas sobre cómo debería ser la excursión del COP como se muestra en la Figura 2.11. [6]

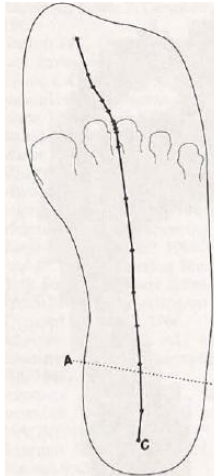


Figura 2.11: Trayectoria normal del COP durante la marcha  
 Fuente: Libro Gait Analysis Normal and Pathological Function

### 2.3.4 Cálculo del Centro de Presiones mediante una plataforma dinamométrica

Una plataforma dinamométrica consta de 4 soportes, los cuales contienen a los sensores que permitirán obtener la fuerza ejercida sobre cada uno de ellos, con dicha información de fuerza es posible realizar el cálculo del centro de presiones mediante las expresiones siguientes [14]

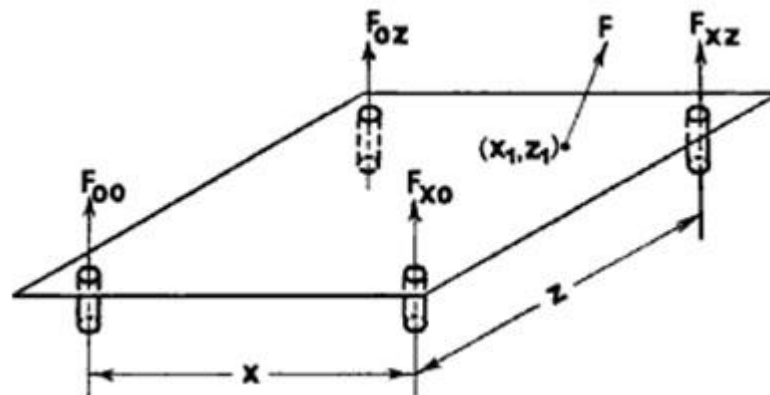


Figura 2.12: Plataforma dinamométrica con 4 soportes  
 Fuente: Libro Biomechanics and Motor Control of Human Movement

La fuerza en la vertical ( $F_y$ ) se encuentra mediante la suma de las fuerzas verticales en cada soporte de la plataforma.

$$F_Y = F_{00} + F_{0Z} + F_{XZ} + F_{X0} \quad \dots(2.14)$$

La posición del COP se encuentra sobre el plano XZ, sus coordenadas se obtienen con las expresiones (2.15) y (2.16), las cuales se basan en el modelo establecido en el libro *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*.

$$x_{COP} = \frac{X}{2} \left( 1 + \frac{(F_{X0} + F_{XZ}) - (F_{00} + F_{0Z})}{F_Y} \right) \quad \dots(2.15)$$

$$z_{COP} = \frac{Z}{2} \left( 1 + \frac{(F_{0Z} + F_{XZ}) - (F_{00} + F_{X0})}{F_Y} \right) \quad \dots(2.16)$$

X y Z corresponden a las dimensiones (ancho y largo) de la plataforma dinamométrica.

## 2.4 Objetivos

### 2.4.1 Objetivo General:

- Diseño de una plataforma dinamométrica que permita calcular la posición del centro de presiones y el módulo de la fuerza en sentido vertical, en el tiempo, que se produce cuando una persona camina sobre la plataforma.

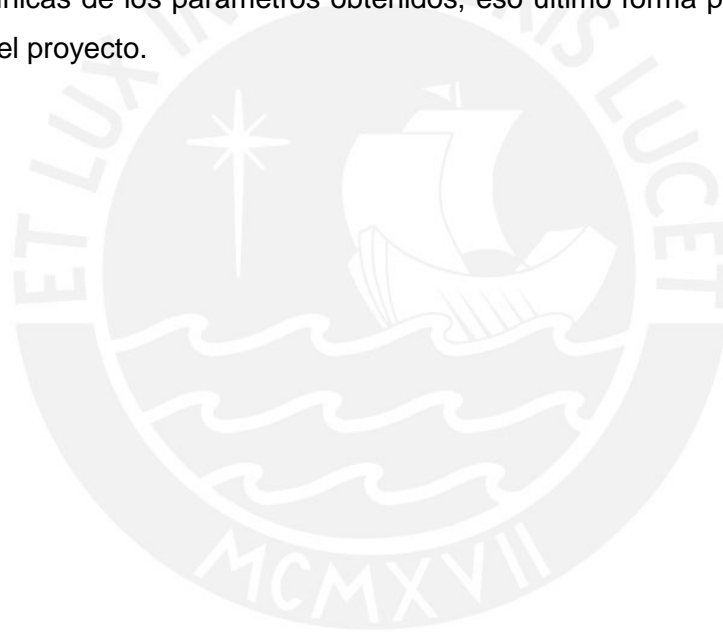
### 2.4.2 Objetivos Específicos:

- Demostrar la conveniencia de utilizar un sistema electrónico y confiable en el cálculo del COP.
- Establecer la conveniencia del uso de galgas extensiométricas en plataformas dinamométricas y selección del tipo de galga adecuada.
- Diseño del circuito de acondicionamiento de las señales obtenidas de los sensores.
- Diseño del algoritmo que permita determinar la posición del COP y la magnitud de la fuerza resultante.
- Diseño de los circuitos necesarios para realizar el muestreo de los datos obtenidos.
- El sistema a diseñar deberá ser capaz de evaluar un rango de pesos de 40 a 150 Kg con una resolución de para la fuerza de 1N/LSB.

## 2.5 Alcances

Con la presente tesis, se pretende desarrollar una plataforma dinamométrica y un sistema que permita obtener información de los sensores y realizar los cálculos que se requieran. Los resultados o salidas que se deben obtener son la posición del COP en el plano X-Y, la fuerza en el eje vertical ambos en función del tiempo. Para ello recibe como datos de entrada la deformación de un material mecánico.

Se realizará un sistema que permitirá la visualización de las salidas en un programa elaborado en lenguaje Matlab, pues este software permite la comunicación serial, con la cual se realiza la transmisión de datos hacia la PC y porque es un lenguaje sencillo para la programación. Sin embargo, la presente investigación no realizará el análisis ni pruebas clínicas de los parámetros obtenidos, eso último forma parte de un desarrollo posterior del proyecto.



# CAPÍTULO 3: DISEÑO DE LA PLATAFORMA DINAMOMÉTRICA

## 3.1 Requerimientos

Para la presente tesis se plantea el diseño de una plataforma dinamométrica con las siguientes características:

- Rango de pesos a evaluar: 40 a 150 kg.
- Resolución de la fuerza en la vertical: 1N/LSB.
- Duración de la toma de datos: 1 minuto
- Uso de cuatro soportes para la base de la plataforma.

## 3.2 Diagrama de bloques

Dados los fundamentos teóricos y los requerimientos para el diseño de la plataforma, se plantea el siguiente diagrama de bloques.

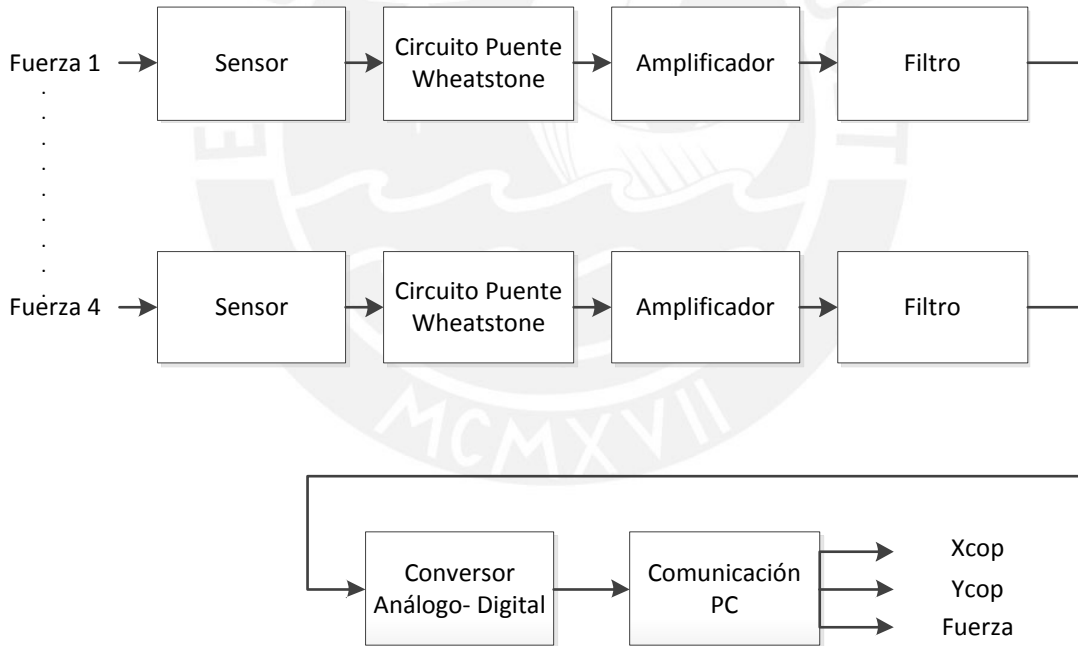


Figura 3.1 Diagrama de Bloques

Fuente: Elaboración propia

### 3.3 Diseño Mecánico de la Plataforma Dinamométrica

La plataforma dinamométrica a diseñar contará con 4 soportes, similar a la que se muestra en la Figura 2.19; para ello, la base requiere de un material que pueda soportar el peso de una persona, en este caso se considerará un rango de 40Kg hasta 150Kg, de modo que al dejar de ejercerse peso sobre la plataforma regrese a sus condiciones físicas iniciales. Las plataformas dinamométricas comerciales son diseñadas en base al aluminio, dado que presenta un menor Módulo de Young y menor límite de proporcionalidad, lo cual origina que ante un mismo esfuerzo aplicado, el aluminio se deforme una mayor longitud, por ejemplo, que el acero y pueda ser asociada a una variación mayor en la resistencia de la galga [15]. Por ello, para los soportes de la plataforma serán diseñados utilizando aluminio. Además se debe asegurar que la deformación del aluminio se encuentre dentro de su región de comportamiento elástico, ya que así tendrán una deformación lineal (Figura 2.9)

Para la base se propone emplear vidrio templado, el cual se caracteriza por ser un material liso y, debido al proceso de templado, es más resistente, es decir, no se deformará al aplicarse una fuerza de la magnitud que representa el intervalo de pesos mencionados anteriormente; además, este presenta un menor costo en comparación con las planchas de metal.

En el análisis de estabilidad se requiere que los pies de la persona se ubiquen completamente dentro del área de la base, como se muestra en la Tabla 3.1, la longitud de un pie se encuentra alrededor de los 230mm y se reporta un máximo de aproximadamente 300 mm, las dimensiones de la base de la plataforma serán de 355mmx305mm y 8mm de espesor.

Tabla 3.1. Dimensiones de un pie

<b>Table-III: Analysis of foot length and hand length in males</b>					
	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Range</b>	<b>Mean</b>	<b>Std. Deviation</b>
F.L.R.-Foot length right	23.10	29.80	6.70	26.2180	1.27914
F.L.L.-Foot length left	19.70	29.60	9.90	26.0000	1.56192
H.L.R.-Hand length right	17.30	21.80	4.50	19.0600	.73734
H.L.L.-Hand length left	17.20	21.80	4.60	19.0620	.71995

<b>Table- IV : Analysis of foot length and hand length in females</b>					
	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>	<b>Range</b>	<b>Mean</b>	<b>Std. Deviation</b>
F.L.R.-Foot length (right)	21.40	26.40	5.00	23.7560	1.12688
F.L.L.-Foot length (left)	21.40	26.40	5.00	23.6880	1.14172
H.L.R.-Hand length (right)	15.40	19.50	4.10	17.3280	0.89967
H.L.L.-Hand length (left)	15.40	19.30	3.90	17.2460	0.87929

Fuente: [16]

Para determinar las dimensiones de los soportes, de la expresión (2.11), tanto GF, R y E son valores constantes; por tanto, dada una fuerza F, se requiere un área mínima A para lograr maximizar la variación de resistencia y así lograr una mayor variación en el voltaje en el circuito puente Wheatstone.

Se han considerado valores comerciales para tubos de aluminio de sección circular, en este caso de la empresa Corporación Miyasato. Las dimensiones de los tubos se muestran en la tabla siguiente.

Tabla 3.2 Dimensiones de tubos de aluminio de la empresa Corporación Miyasato

Ítem	Diámetro externo(mm)	Espesor(mm)	Área(mm <sup>2</sup> )
1	7.93	1	21.771
2	9.5	0.89	24.074
3	12.7	0.9	33.364
4	15.88	0.9	42.355
5	19.05	1	56.706
6	19.05	2.4	125.538
7	22.22	0.75	50.587
8	22.22	0.9	60.281
9	22.22	1.59	103.050
10	25.4	0.9	69.272
11	25.4	1.65	123.111
12	30	1.8	159.467
13	30	2.5	215.984
14	30	3.3	276.806
15	31.75	1.32	126.190
16	38.1	2.38	267.078
17	38.1	1.5	172.473
18	50.8	1.27	197.616

Fuente: [www.miyasato.com.pe](http://www.miyasato.com.pe)

De los valores de área obtenidos de la tabla, al requerirse la menor área se empleará el ítem 7, esto se debe a que si bien existen áreas menores, el emplear tubos de diámetros inferiores, dificulta el posicionar el soporte con otra superficie debido a su menor área de contacto y la adhesión del sensor sobre el soporte.

### 3.4 Diseño Electrónico de la Plataforma Dinamométrica

#### 3.4.1 Selección del sensor

En la siguiente tabla se muestran las galgas extensiométricas comerciales de la empresa Omega.

Tabla 3.3 Características de las galgas extensiométricas serie SGD de la empresa Omega

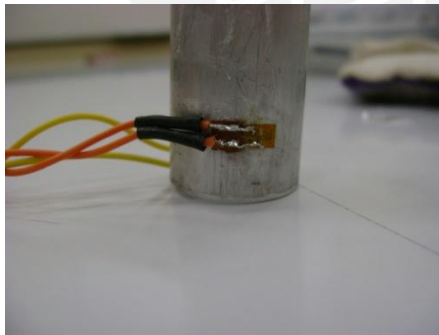
Característica	SGD/120	SGD/350	SGD/1000
Resistencia Nominal	120Ω	350Ω	1000Ω
Máximo Voltaje RMS	5.5	13V	27V
GF	2.02	2.02	2.02
Costo	\$49	\$49	\$135

Fuente: www.omega.com

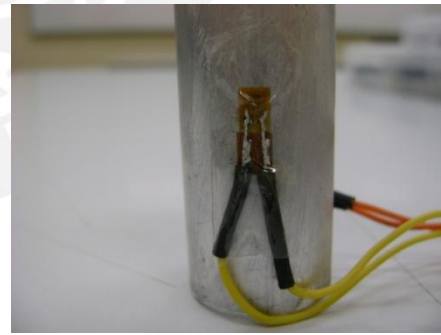
Para el diseño se han elegido las galgas extensiométricas modelo SGD-3/120-LY43 debido al menor costo. Si bien un sensor de mayor resistencia como el SGD/350 presentaría una mayor variación de señal, requiere de componentes de mayor costo, lo cual incrementaría el costo total de la propuesta de solución.

Las galgas extensiométricas deben ser adheridas al soporte a utilizar, para ello pueden ser colocadas tanto de manera axial como transversal a la línea de acción de la fuerza a medir. Las galgas se colocaron de forma axial, debido a que en esa dirección éstas experimentan una mayor deformación en comparación con el eje transversal.

$$\varepsilon_{transversal} = 0.33\varepsilon_{axial} \quad \dots(3.1)$$



(a)



(b)

Figura 3.2 (a) Sensor en posición transversal (b) Sensor en posición axial

Fuente: Elaboración propia

### 3.4.2 Circuito de acondicionamiento

Las señales de salida de las galgas extensiométricas son bastante débiles y dependen de pequeñas variaciones de su resistencia debido a la deformación que experimentan

[17], pues para el diseño se ha considerado un rango de pesos de 40Kg a 150 Kg y los soportes de aluminio, el cual presenta un módulo de Young (E) de  $69 \times 10^9$  Pa (equivalente a  $69000 \text{ N/mm}^2$ ). Por tanto, el rango de variación unitaria de la resistencia de la galga es:

$$\frac{dR_{\min}}{R} = \frac{40 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2}{2} * \frac{2.02}{69.10^3 \text{ N/mm}^2 * 50.857 \text{ mm}^2} = 1.1285 \times 10^{-4}$$

$$\frac{dR_{\max}}{R} = \frac{150 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2}{2} * \frac{2.02}{69.10^3 \text{ N/mm}^2 * 50.857 \text{ mm}^2} = 4.231 \times 10^{-4}$$

Por tanto para medir las variaciones del sensor, se requiere de un circuito tipo Puente Wheatstone. Se ha considerado el siguiente circuito:

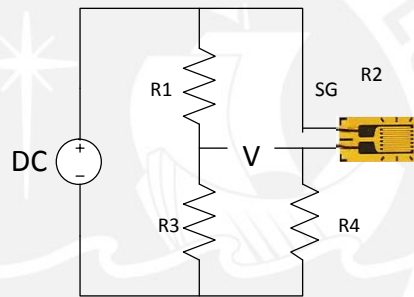


Figura 3.3: Circuito Puente Wheatstone para una galga extensiométrica  
Fuente: [www.sensorland.com](http://www.sensorland.com)

Del circuito anterior, se obtiene la siguiente expresión:

$$\frac{V}{V_{in}} = \frac{R_3}{R_1 + R_3} - \frac{R_4}{R_2 + R_4} \quad \dots(3.2)$$

Donde:

$V_{in}$ : Voltaje de alimentación del circuito

$R_2$ : Resistencia de la galga extensiométrica.

$$R_2 = R + \Delta R \quad \dots(3.4)$$

Idealmente se cumple que:  $R_1 = R_3 = R$  ;  $R_4 = R$

Sea  $\varepsilon = dL/L$ , asumiendo que la fuerza será de compresión ( $\Delta R = -GF.R.\varepsilon$ ), reemplazando en (3.2):

$$\frac{V}{V_{in}} = \frac{1}{2} - \frac{R}{2R + \Delta R} = \frac{1}{2} - \frac{R}{2R - R.GF.\varepsilon} \dots(3.5)$$

De (3.4):

$$\frac{V}{V_{in}} = \frac{1}{2} - \frac{1}{2 - \frac{\Delta R}{R}} \dots(3.6)$$

Reemplazando los valores de las variaciones de las resistencias y el valor de  $\nu$  para el aluminio (0.33) en la expresión anterior, se determina que el rango de  $V/V_{in}$ .

$$\left(\frac{V}{V_{in}}\right)_{\min} = 2.821 \times 10^{-5} \text{ y } \left(\frac{V}{V_{in}}\right)_{\max} = 1.058 \times 10^{-4}$$

Debido a que el sensor a emplear es de 120Ω se requieren resistencias (R1 y R3) del mismo valor para el circuito transductor; adicionalmente, estas deben permitir mediciones de variaciones de resistencia de poca magnitud por lo que deben ser resistencias de precisión. En el mercado se pueden encontrar resistencias con una precisión de ±0.1% a 0.25W por lo que esto limitaría el voltaje de alimentación a la entrada del circuito.

Considerando que por margen de seguridad, la resistencia consume la mitad de su potencia máxima, el máximo voltaje que puede tener cada resistencia se determina a continuación:

$$P = \frac{V^2}{R}$$

$$\frac{0.25}{2} = \frac{V_{\max}^2}{120} \rightarrow V_{\max} = 3.87V$$

Dado el circuito del medio puente, el voltaje en cada resistencia del puente es la mitad del voltaje de entrada ( $V_{in}$ )

$$V_{in} = 2V_{m\acute{a}x} = 7.75V$$

Por ello, el voltaje de alimentación fue 5V para el circuito puente Wheatstone, con lo cual se determinaron los valores de voltaje a la salida del circuito puente.

$$V_{m\acute{i}n} = 1.411 \times 10^{-4} \text{ y } V_{m\acute{a}x} = 5.29 \times 10^{-4}$$

### 3.4.3 Etapa de Amplificación

Para que puedan ser convertidos a valores digitales, se requiere que cada variación en la resistencia represente un cambio considerable de voltaje; para ello, se necesita un amplificador. De los cálculos mostrados anteriormente, se observa que el valor de voltaje a la salida del circuito puente es de poca magnitud; además no tiene una referencia con respecto a la tierra del circuito, pues es un voltaje diferencial, por lo que para esta etapa debe emplearse un amplificador de instrumentación.

Este tipo de amplificador se caracteriza por su precisión, altas ganancias y elevado Factor de Rechazo a Modo Común (CMRR), el cual consiste en una relación entre la ganancia diferencial con respecto a la de modo común, entonces se seleccionará aquel amplificador que tenga la mayor ganancia diferencial con la menor en modo común. Es decir, se requiere un amplificador con valores elevados de CMRR.

$$CMRR = 20 \log \left( \frac{A_d}{A_c} \right) \dots (3.7)$$

$$A_d = V_{salida} / (V_1 - V_2)$$

$$A_c = V_{salida} / V_{com\acute{u}n}$$

$$CMRR = 20 \log (V_{com\acute{u}n} / (V_1 - V_2)) \dots (3.8)$$

$A_d$ : Ganancia diferencial y  $A_c$ : Ganancia en modo común.

La mínima diferencia que presenta el voltaje diferencial ( $V_1 - V_2$ ) se determinó mediante la mínima variación de voltaje de la señal cuando se da una variación de 1N, la cual es aproximadamente  $0.4 \mu V$ . El voltaje en modo común es de 2.5V debido al circuito puente Wheatstone. Reemplazando en la expresión (3.7) se requiere un CMRR de 128dB.

Dentro de los posibles amplificadores de instrumentación existentes en el mercado local, se tienen el

Tabla 3.4 Amplificadores de instrumentación

Característica	AD621	AD622	INA128	AD8428
Ganancia	10, 100	1-1000	1000	2000
CMRR(dB)	>130dB	>140dB	>130dB	>140dB

Fuente: [www.digikey.com](http://www.digikey.com)

AD621 y AD8428 cuentan los mayores valores de CMRR; sin embargo, el AD622 tiene una ganancia máxima de 1000, por lo que se ha escogido el AD8428 ya que cuenta con la ganancia deseada. El valor de la ganancia se determinará posteriormente (Página 33). Sin embargo, para las pruebas no se contaba con la disponibilidad de este componente; por ello, se utilizó un amplificador con el mayor CMRR posible, en este caso se empleó el INA114.

La etapa de amplificación de cada sensor ha sido agrupada en una sola tarjeta electrónica, pues así se puede disminuir el problema del cableado de la fuente de alimentación si es que cada sensor tuviera una tarjeta independiente. Además se han colocado 3 potenciómetros de precisión, uno para regular la ganancia del amplificador; el segundo para regular que a la salida del amplificador se tenga una diferencia de voltaje de 0V cuando no hay ningún peso colocado sobre la plataforma; debido a que se registraron variaciones negativas de voltaje a la salida del amplificador cuando el voltaje de offset era de 0V; además el ADC empleado registra valores positivos de voltaje entonces se requiere desplazar el voltaje de offset para poder realizar una correcta lectura; en este caso se ha colocado un tercer potenciómetro que permita regular el voltaje de offset a 2.5V.

En la Figura 3.4 se muestra el diagrama esquemático de uno de los sensores, para los otros 3 sensores el diagrama es similar.

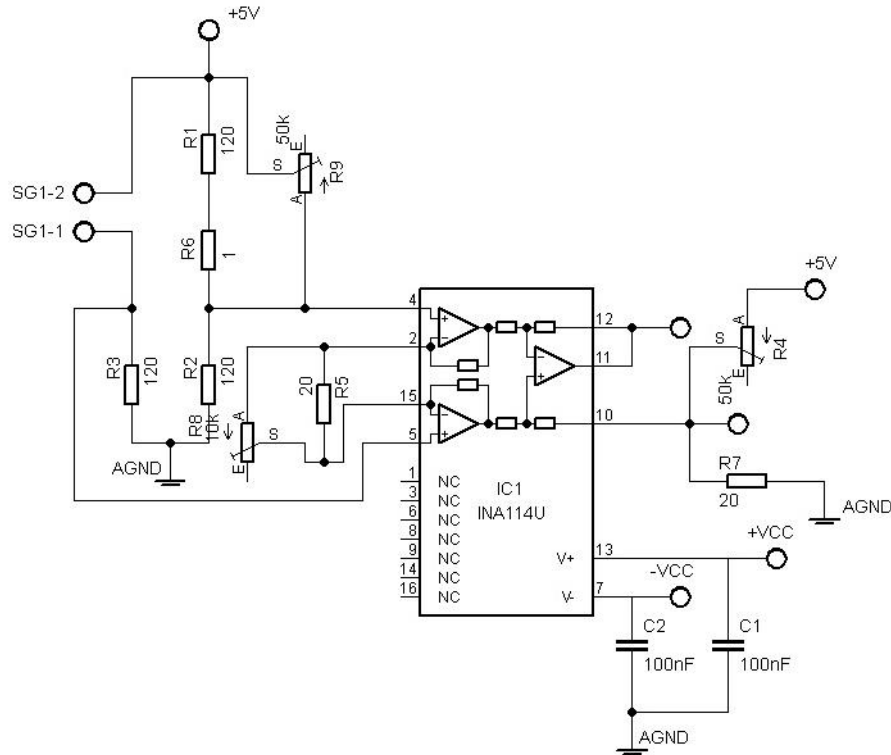


Figura 3.4 Diagrama esquemático del circuito puente Wheatstone para un sensor

Fuente: Elaboración propia

### 3.4.4 Etapa de Filtrado

Para determinar el rango de frecuencia en el que opera una galga extensiométrica, se realizaron mediciones de su espectro en frecuencia en el osciloscopio, en donde se observó que las componentes de mayor amplitud se encuentran en el rango de 0 a 10Hz, es decir requiere de un filtro pasabajo para que estas señales puedan ser enviadas a la etapa del ADC.

Por ello, se ha planteado el diseño de un filtro pasabajo con frecuencia de corte de 10Hz y variación en la banda de paso de 1dB; además se debe eliminar el ruido de 60Hz, entonces se definió que la señal debe atenuarse a partir de los 55 Hz con una atenuación en la banda de rechazo de 40dB. Para ello se plantea utilizar un filtro activo, del tipo Butterworth, pues en comparación con otro tipo de filtros, este presenta una respuesta más plana en la banda de paso.

Se determinó el orden del filtro a partir de la siguiente expresión:

$$10\log(1 + \omega_p^{2n}) = \alpha_p \quad \dots(3.9)$$

$$10\log(1 + \omega_s^{2n}) = \alpha_s \quad \dots(3.10)$$

$\alpha_p$ : Variación en la banda de paso

$\alpha_s$ : Variación en la banda de rechazo

$\omega_p$ : Frecuencia donde empieza la variación en la banda de paso

$\omega_s$ : Frecuencia donde empieza la variación en la banda de rechazo

De las expresiones (3.6) y (3.7) el mínimo valor del orden del filtro es 4 por lo que por ejemplo empleando alguna topología para el diseño de filtros como Sallen Key se requeriría de por lo menos 2 etapas, es decir 2 amplificadores operacionales, la implementación requeriría mayor cantidad de componentes y espacio; a diferencia de que se utilice con un solo integrado que realice este filtrado.

Para esto se han buscado integrados para un filtro Butterworth, de orden 4 como mínimo, de montaje superficial para que se ocupe el menor espacio posible. Los integrados disponibles que cumplen las características mencionadas anteriormente se muestran en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5 Filtros digitales tipo Butterworth

Componente	LTC1563	MAX7410	LTC1062	LTC1063
Orden del filtro	4	5	5	5
Frecuencia de corte	256Hz-256kHz	1Hz-15kHz	1Hz-20kHz	1Hz-50kHz
Precio	\$4.15	\$4.88	\$6.28	\$11.86

Fuente: [www.digikey.com](http://www.digikey.com)

El LTC1563 presenta el orden de filtro adecuado, un precio menor; sin embargo, la frecuencia de corte determinada (10Hz) no se encuentra dentro del rango de frecuencias de corte del integrado. Por ello, se buscaron filtros de mayor orden, se encontraron integrados de características similares, por ejemplo, el MAX7410, LTC1062 y LTC1063, los cuales son filtros de orden 5 y cumplen con el rango de la frecuencia de corte. Se escogió el MAX7410 debido a que presenta un menor costo.

El MAX7410 presenta una frecuencia de corte en relación con la frecuencia de la señal del CLOCK de 1 a 100 ( $f_{clk}/f_{corte} = 100$ ) y se puede emplear tanto una señal externa de CLOCK o en todo caso mediante un capacitor externo se utiliza el reloj interno del MAX291. Para el circuito se requiere una frecuencia de corte de 10Hz, entonces se requiere una frecuencia del CLOCK de 1kHz. Para determinar el valor del capacitor externo a emplear, en la hoja de datos del MAX291 se presenta la expresión (3.11):

$$f_{osc}(kHz) = \frac{30 \times 10^3}{C_{osc}(pF)} \quad \dots(3.11)$$

Por tanto de la relación anterior se requiere un capacitor de 30nF. El circuito esquemático que se muestra a continuación se ha diseñado de acuerdo a la aplicación que se muestra en la hoja de datos del fabricante del MAX7410. Dado que se cuenta con 4 sensores, es decir 4 señales, se requieren 4 de estos integrados para cada una de ellas.

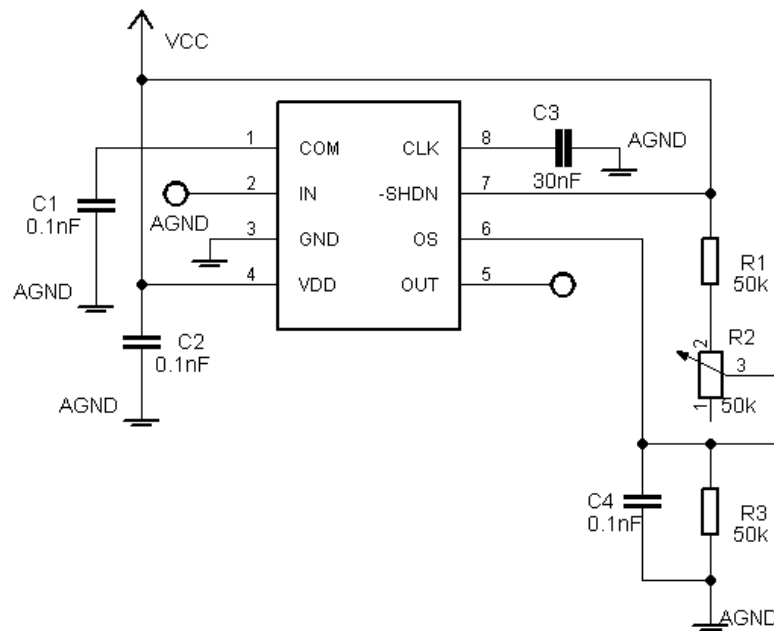


Figura 3.5 Diagrama esquemático para el filtrado

Fuente: Elaboración propia

### 3.4.5 Conversor Análogo-Digital

Luego de haber amplificado la señal obtenida del sensor, se busca que ésta pueda ser procesada y obtener determinados datos; en consecuencia se requiere que la señal sea digitalizada mediante un conversor Análogo-Digital (ADC).

La plataforma a diseñar debe soportar pesos desde los 40kg (392N) hasta los 150 kg (1470N); sin embargo, se considerará un rango mayor para evitar trabajar en los límites establecidos, se ha escogido el rango que va desde los 0N hasta los 2000N pues se ha considerado un margen de seguridad para la fuerza que va a soportar la plataforma; además el ADC deberá contar con una resolución de 1N por cada paso. La cantidad mínima de bits ( $N$ ) con la que debe contar el ADC se muestra en la siguiente expresión.

$$N \approx \log_2 \left( \frac{2000N - 0N}{1N} \right) = 10.96 \rightarrow N_{\min} = 11bits$$

Se utilizarán 4 soportes, en cada uno de ellos se plantea colocar 1 circuito puente; en consecuencia, se tendrá un total de cuatro señales que requieren ser convertidas a valores digitales. Adicionalmente, se necesita que se realice un muestreo simultáneo de modo que no se pierda información; para ello, se podría utilizar un circuito de conversión por cada canal, es decir, uno por cada señal a digitalizar como el MCP3201 cuyo costo es de \$2.18; sin embargo, el empleo de componentes por cada canal generaría que la tarjeta a diseñar sea de mayores dimensiones y mayor costo. Otra alternativa es utilizar un integrado que posea los ocho canales a muestrear de manera multiplexada como el MCP3208, su costo es de \$4.18, su interfaz de comunicación es SPI; para ello cuenta con los pines DIN, DOUT y SCK. La máxima velocidad a la que puede muestrear es de 50ksps con una alimentación de 2.7V y hasta 100ksps con 5.5V. Aparte de ello requiere de un voltaje de referencia externo, debido a que es un ADC de 12 bits, se ha definido dicho voltaje en 4.096V, pues la relación de conversión se muestra en la expresión.

$$\begin{aligned} \text{Código Digital} &= \frac{4096 \times V_{in}}{V_{ref}} \\ \text{Código Digital} &= 1000 * V_{in} \quad \dots(3.12) \end{aligned}$$

Existen integrados que permiten la obtención de este voltaje de referencia de precisión como el MAX6241.

Por los motivos expuestos se ha seleccionado como ADC el MCP3208. Este conversor utiliza la interfaz SPI para comunicarse con otros dispositivos. Ésta consiste en un protocolo síncrono de comunicación, pues requiere de una señal de reloj para el envío y recepción de datos. El MCP3208 se comporta como un esclavo pues recibe las señales de control de otro componente, en este caso, un microcontrolador que actúa como maestro. Esta interfaz acepta dos tipos de modos de operación; uno de ellos es el tipo MOSI (Master Output/Slave Input), en el cual la dirección de datos va desde el maestro hacia el esclavo. La segunda es la MISO (Master Input/Slave Output), en esta configuración el maestro es quien recibe los datos que provienen del esclavo. Para cualquiera de las configuraciones es necesario emplear otra línea de control para realizar la lectura o escritura del ADC, en este caso se le conoce como "Chip Select". El MCP3208, para un voltaje de alimentación de 5V, considera que un voltaje en nivel lógico bajo debe ser como máximo de 1.5 V y para un nivel alto un mínimo de 3.5V.

Para realizar una lectura del MCP3208, se debe enviar un flanco de bajada en el pin del Chip Select, luego se envía mediante la línea de MOSI del microcontrolador hacia el pin Din del ADC las señales de inicio, en estas se selecciona cada entrada como diferencial, pues se requiere medir la diferencia entre el voltaje de salida y su respectivo voltaje de offset, luego debe elegirse el canal a leer. Por último se recibe mediante el MISO 2 bytes que contienen el valor digitalizado de la entrada, todo este proceso tarda 20 ciclos del reloj del microprocesador como se muestra en el siguiente diagrama de tiempos:

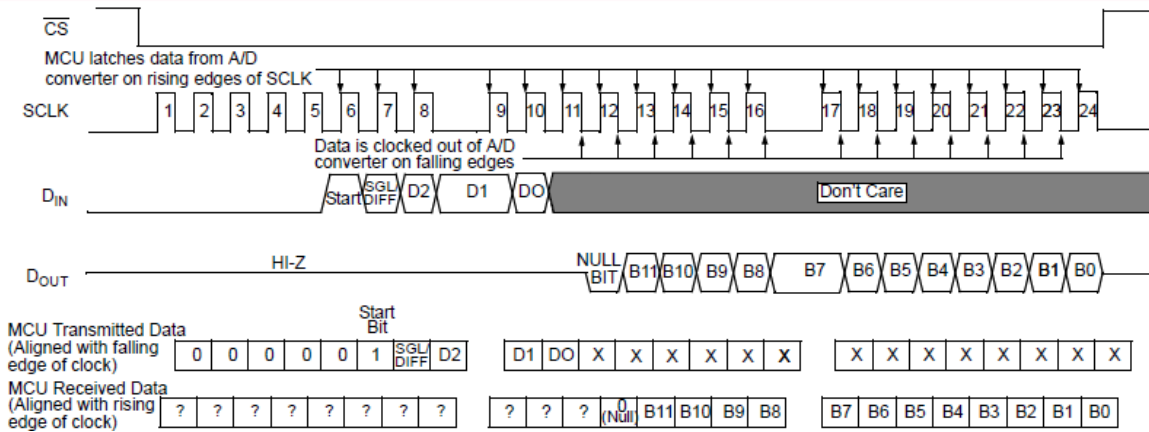


Figura 3.6 Diagrama de comunicación del MCP3208 con un microcontrolador de 8 bits

Fuente: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/21298e.pdf>

El máximo valor en voltaje de entrada se puede determinar de la expresión (3.7), esto se da cuando el valor de la salida digital es el binario 111111111111, cuyo equivalente decimal es 4095; por tanto dicho valor es representado por un voltaje de 4.095V. Por tanto el voltaje a la salida del amplificador como máximo debe ser dicho valor. De los valores a la entrada del amplificador se puede determinar la máxima ganancia que éste puede tener para evitar que el amplificador se encuentre operando en saturación

$$V_{in} \cdot G + V_{offset} = V_{out}$$

$$5.29 \times 10^{-4} \cdot G + 2.5 = 4.095V$$

$$G_{m\acute{a}z} = 3015.2$$

En este caso, la ganancia del amplificador utilizada fue de 2500 para las pruebas con el INA114 y en el caso del diseño AD8428 una ganancia de 2000. De esta manera se consiguen voltajes de salida en el rango de 0 a 5V, los cuales son valores dentro del rango en el que opera el ADC elegido. Para este valor de ganancia se requiere una resistencia externa de  $R_G = 20 \Omega$  en el amplificador INA114. En el caso del AD8428 presenta ganancia única, por lo que no requiere de resistencia externa.

### 3.4.6 Envío de datos a la PC

Los valores digitalizados de la fuerza deben ser mostrados; para ello se requiere de un dispositivo que realice el envío de información hacia la PC, en este caso deberá soportar comunicación SPI para recibir y enviar datos con el ADC. Los

microcontroladores Atmega cuentan con interfaz SPI, ésta presenta una rapidez que se encuentra en una relación directa con la frecuencia de oscilación del microcontrolador y se puede configurar con los registros SPCR y SPSR del mismo.

Tabla 3.6 Frecuencias para la comunicación SPI

SPI2X	SPR1	SPR0	Frecuencia SCK
0	0	0	$f_{osc}/4$
0	0	1	$f_{osc}/16$
0	1	0	$f_{osc}/64$
0	1	1	$f_{osc}/128$
1	0	0	$f_{osc}/2$
1	0	1	$f_{osc}/8$
1	1	0	$f_{osc}/32$
1	1	1	$f_{osc}/64$

Fuente: <http://www.atmel.com/images/doc2486.pdf>

Además un Atmega permite la transmisión serial por el USART, por tanto se necesita de un dispositivo que permita transmitir dichos valores a una PC.

Una PC puede recibir la información mediante puerto USB; para ello se requeriría de la implementación del protocolo USB; en cambio, existe otro tipo de dispositivos que permiten pasar de la interfaz UART a USB, tal es el caso del FT232. Éste convierte señales del tipo TTL a CMOS y se comunica con el microcontrolador mediante RXD y TXD.

En la Figura 3.7 se muestra el diagrama de flujo del programa principal, el microcontrolador cuenta con un botón de inicio, la primera una lectura de todos los cuatro canales del ADC sin ningún peso sobre la plataforma, verifica que se ha terminado esa prueba y vuelve a esperar a que se presione el pulsador, esta segunda prueba se realiza con la persona sobre la plataforma, en el caso de análisis de estabilidad y cuando la persona va a caminar sobre la misma si se trata de análisis del marcha. El microcontrolador realiza nuevamente la lectura los cuatro canales del ADC. Luego, comprueba que se ha finalizado la segunda prueba para empezar con el envío de datos hacia la PC. En la PC, mediante un programa en Matlab, se reciben los datos enviados desde el microcontrolador y se calcula la Fuerza Normal y la posición del COP. Finalmente se muestran los resultados en gráficas.

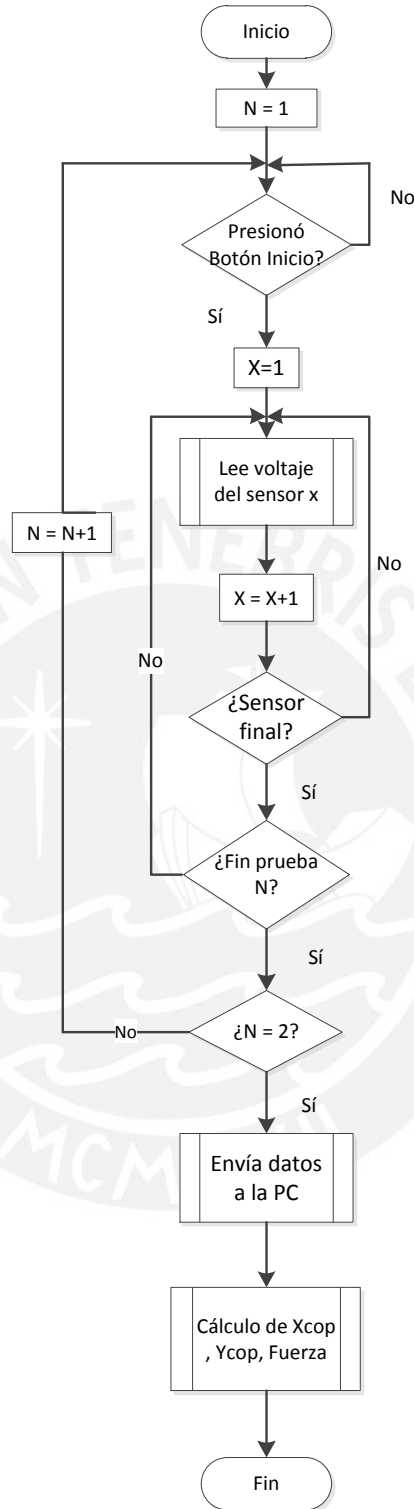


Figura 3.7 Diagrama de flujo del programa principal

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 3.8 se muestra el diagrama de flujo para el muestreo y almacenamiento del voltaje del sensor, primero el microcontrolador debe seleccionar el canal a leer, para ello envía una configuración al ADC mediante el pin MOSI, luego realiza la lectura del canal 4 veces; debido a que en las pruebas realizadas se determinó que en la cuarta muestra se obtenía un valor correcto del voltaje. Esta última muestra se almacena en la memoria del Atmega8, la cual consiste en 2 bytes debido a que el ADC es de 12 bits.

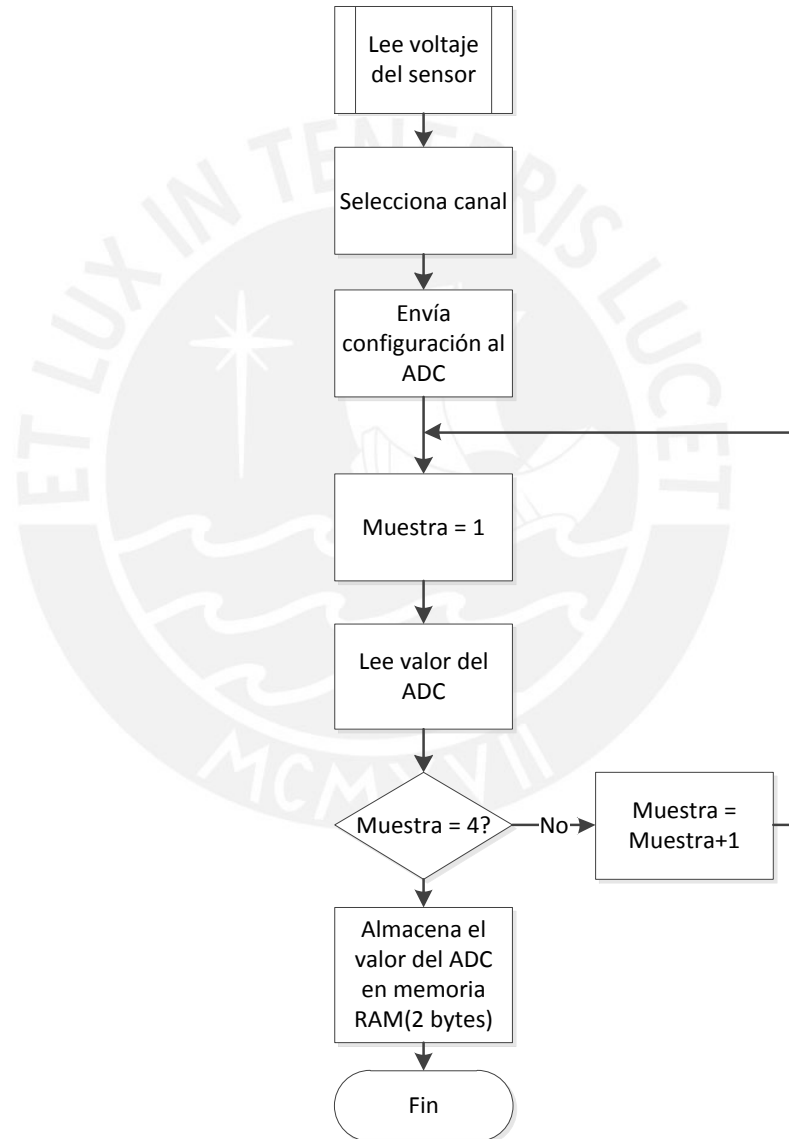


Figura 3.8 Diagrama de flujo del muestreo y almacenamiento de los canales del ADC

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 3.9 se muestra el diagrama de flujo para el envío de datos a la PC, el cual consiste en enviar los datos almacenados de la primera prueba (prueba en vacío), luego los datos almacenados de la segunda (prueba con carga) y, finalmente, se espera la confirmación de fin de la recepción de la PC.

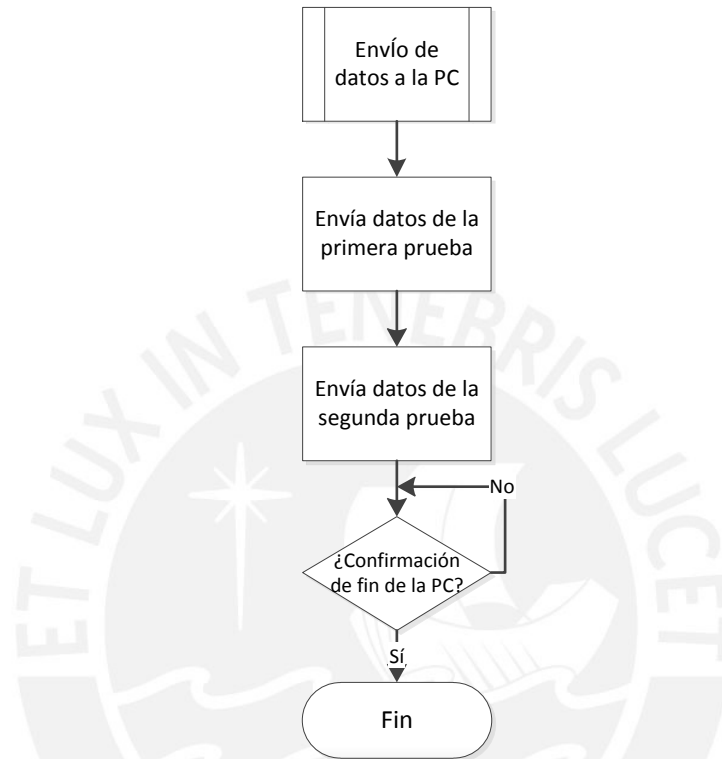


Figura 3.9 Diagrama de flujo del envío de datos a la PC

Fuente: Elaboración propia

El subproceso de cálculo de la posición del COP y la fuerza normal se realiza en Matlab.

### 3.4.7 Frecuencia de Muestreo

De los diagramas de flujo mostrados, se puede establecer el tiempo que demora una muestra completa, es decir, realizar el muestreo de los 4 canales y el envío hacia la PC mediante la siguiente relación:

$$t_{\text{muestreo}} = t_{4\text{canales}} + t_{PC}$$

$$t_{4\text{canales}} = 4 \cdot t_{1\text{canal}} = 4(4t_{1\text{muestra}}) = 16(20t_{\text{clk\_spi}}) = 320 / f_{\text{clk\_spi}}$$

$$f_{\text{clk\_spi}} = f_{\text{clk}} / 4 \rightarrow t_{4\text{canales}} = 1280 / f_{\text{clk}}$$

Sea T la tasa en bps de la transmisión serial, la cual consta de 1 bit de start, 1 bit de stop y los 8 bits de datos, entonces:

$$t_{\text{tx\_serial}} = 10\text{bits} / T\text{bps}$$

Reemplazando ambas expresiones en lo anterior:

$$t_{\text{muestreo}} = \frac{1280}{f_{\text{clk}}} + \frac{10}{T} \quad \dots(3.13)$$

$$f_{\text{muestreo}} = \frac{1}{t_{\text{muestreo}}} \quad \dots(3.14)$$

Por lo tanto para lograr una mayor frecuencia de muestreo se debe tener una mayor frecuencia del microprocesador y una mayor tasa de transmisión serial. La frecuencia del Atmega8 puede llegar hasta los 16MHz y se seleccionó una tasa de muestreo de  $T = 230.4\text{kbps}$  debido a que presenta una menor tasa de error en la transmisión.

Tabla 3.7 Frecuencias de muestreo para la adquisición de datos

Baud Rate T	$f_{clk}=1\text{MHz}$	$f_{clk}=2\text{MHz}$	$f_{clk}=4\text{MHz}$	$f_{clk}=8\text{MHz}$	$f_{clk}=16\text{MHz}$
2400	183.60	208	222.9	231.1	235
4800	297.32	367.2	416.1	445.8	462
9600	430.73	594.6	734.4	832.2	892
14.4k	506.47	749.4	985.8	1170.4	1291
19.2k	555.30	861.5	1189.3	1468.8	1664
28.8k	614.54	1012.9	1498.8	1971.5	2341
38.4k	649.18	1110.6	1722.9	2378.6	2938
57.6k	-	1229.1	2025.9	2997.5	3943
76.8k	-	1298.4	2221.2	3445.8	4757
115.2k	-	1375.9	2458.2	4051.8	5995
230.4k	-	-	2751.8	4916.4	8104
250k	-	-	2777.8	5000	8333
0.5M	-	-	2941.2	5555.6	10000
1M	-	-	3030.3	5882.4	11111.11

Fuente: Elaboración propia

Las etapas de conversión análogo-digital, muestreo y comunicación se agruparon en un solo diagrama esquemático, además se incluyó un conector de 10 pines para realizar la programación del microcontrolador en la tarjeta mediante un programador USBasp.

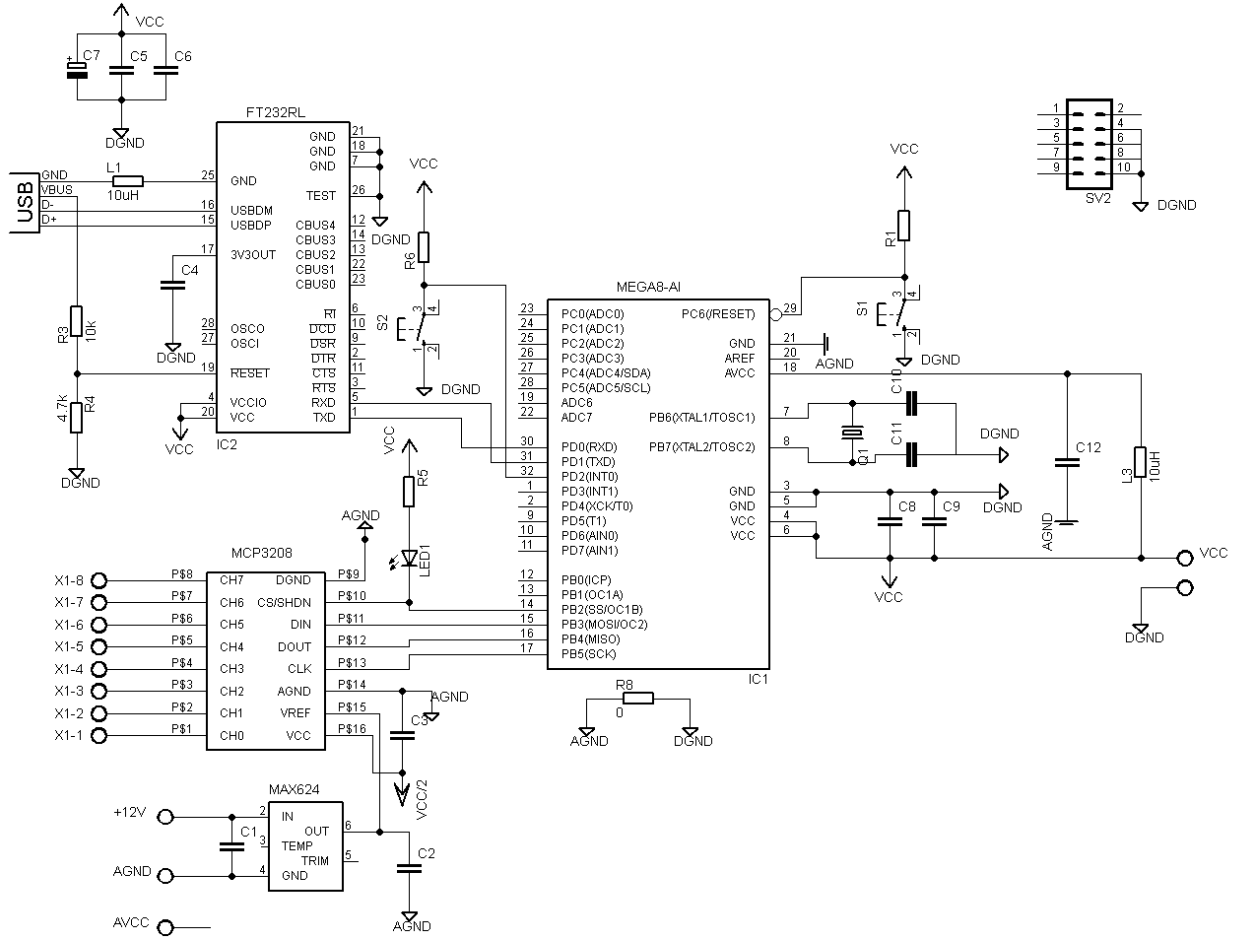
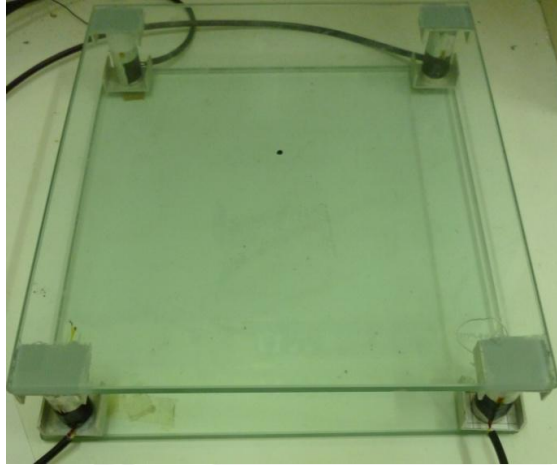


Figura 3.10 Diagrama esquemático del circuito de conversión analógico- digital y comunicación

Fuente: Elaboración propia

La plataforma implementada se muestra en la Figura 3.11(a), en la Figura 3.11 (b) se muestra el soporte empleado donde se colocaron los sensores y fueron acoplados a la plataforma.



(a)

(b)

Figura 3.11 (a) Plataforma Dinamométrica (b) Soporte empleado para colocar cada sensor

Fuente: Elaboración propia

Vo – Voffset = 0V      Ganancia = 2500      Voffset = 2.5V

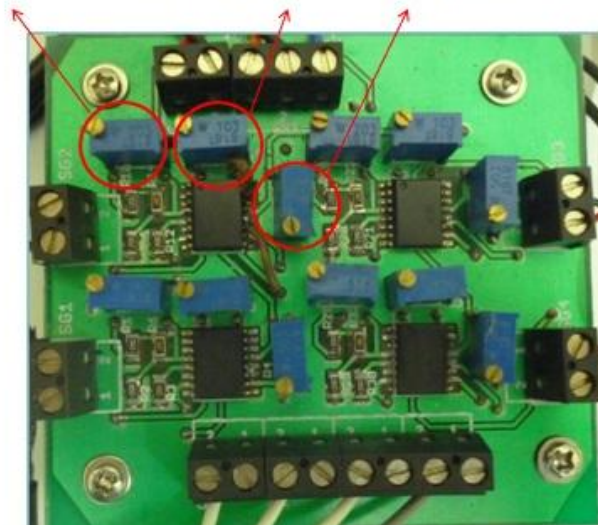


Figura 3.12 Tarjeta de amplificación

Fuente: Elaboración propia

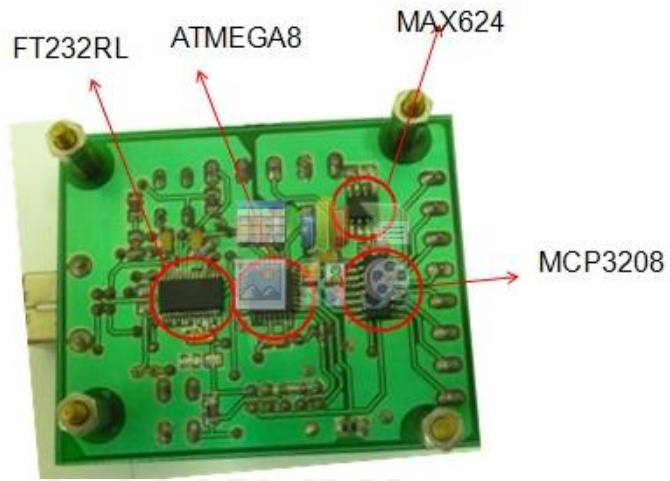
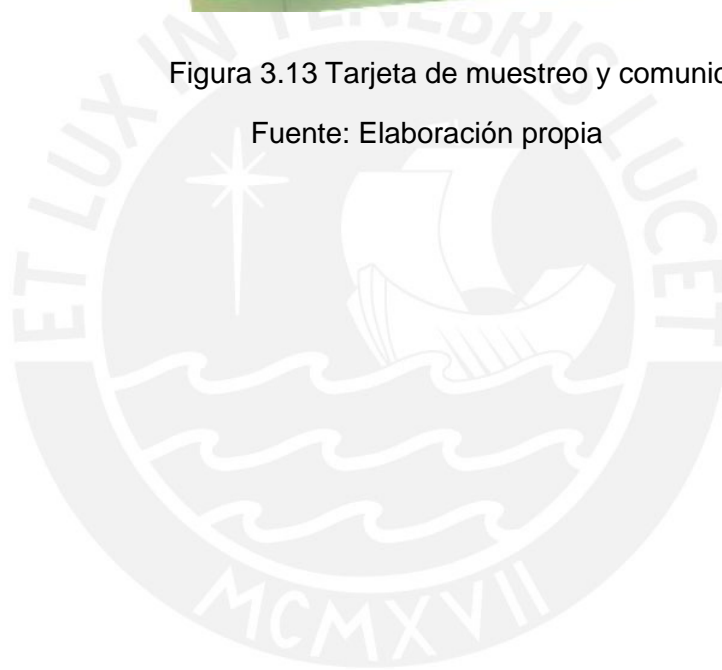


Figura 3.13 Tarjeta de muestreo y comunicación

Fuente: Elaboración propia



### 3.5 Costos

Se calculó el costo únicamente de los componentes y materiales utilizados para el diseño de la plataforma dinamométrica; así mismo, se consideró el costo de la licencia del software empleado. El costo total se muestra en la Tabla 3.8

Tabla 3.8 Costo de los componentes del diseño de la plataforma dinamométrica

Ítem	Descripción	Cantidad	Precio unitario(S/.)	Total(S/.)
1	Vidrio templado	1	12	12
2	Soportes de aluminio	4	6.5	26
3	Perfiles de aluminio	4	5	20
4	Silicona automotriz	1	10	10
5	Resistencias	30	0.1	3
6	Resistencias de precisión	12	1.7	20.4
7	Potenciómetros de precisión	12	0.7	8.4
8	Capacitores cerámicos	21	0.1	2.1
9	Capacitores electrolíticos	9	0.35	3.15
10	Borneras	21	0.7	14.7
11	Pulsadores	2	0.5	1
12	Conector 10 pines	1	1	1
13	Cable apantallado	3	3.5	10.5
14	AD8428	4	40	160
15	MAX7410	4	15	60
16	ATMEGA8	1	10	10
17	MCP3208	1	14	14
18	MAX624	1	12	12
19	Tarjeta filtro	1	18.5	18.5
20	Tarjeta amplificador	1	35	35
21	Tarjeta muestreo y comunicación	1	22	22
22	Licencia Matlab	1	1600	1600
			<b>Total(S/.)</b>	<b>2063.75</b>

Fuente: Elaboración propia

## CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

### 4.1 Calibración de los sensores

Teóricamente cada soporte de la plataforma debe deformarse la misma longitud ante un mismo peso; sin embargo, en las mediciones se comprobó que no todas las deformaciones calculadas fueron iguales al colocarse un mismo peso. Para determinar la relación de las fuerzas ante una misma deformación de cada sensor se realizó el siguiente procedimiento:

#### 4.1.1 Pruebas y Resultados

El esquema de la posición de los sensores se muestra en la Figura 4.1

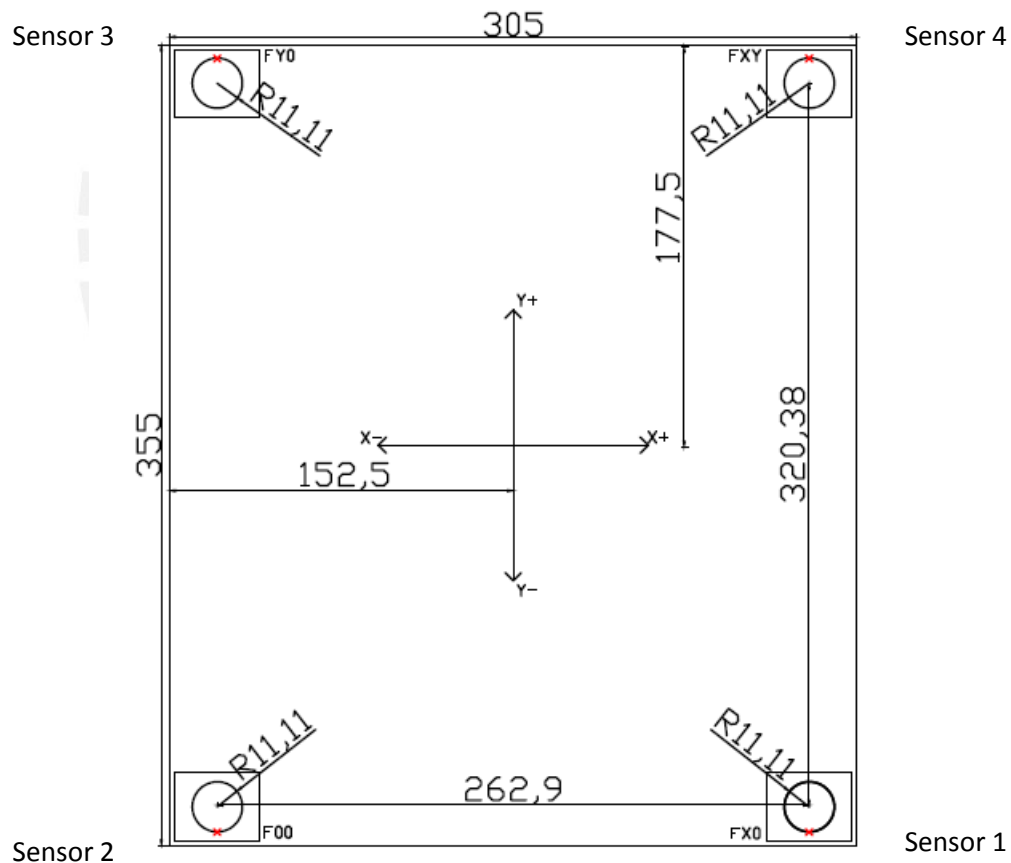


Figura 4.1 Esquema de la plataforma dinamométrica, medidas en mm

Fuente: Elaboración propia

### Relación de los sensores 3 y 4

- 1) Sobre la plataforma se colocó una cuadrícula que permitió colocar un peso constante de 4Kg de manera simétrica a los soportes 3 y 4 (Figura 4.2). En este caso las fuerzas halladas en 3 y 4 deberían ser equivalentes.



Figura 4.2 Posicionamiento del peso sobre el eje Y+

Fuente: Elaboración propia

- 2) El peso se posicionó a lo largo del eje y,  $x=0$  para todas las pruebas. Se realizaron 7 pruebas ( $y = 0, 2, 4, 6, 8, 10, 12$ ) y se calcularon las fuerzas de cada canal; por último, se determinó la relación entre las fuerzas 3 y 4.

Tabla 4.1 Relación de las fuerzas de los sensores 3 y 4

Posición (x,y)	F3	F4	F3/F4
(0,12)	45.07	-21.00	-2.15
(0,10)	42.65	-18.58	-2.30
(0,8)	41.12	-18.17	-2.26
(0,6)	35.32	-15.35	-2.30
(0,4)	33.37	-14.59	-2.29
(0,2)	29.26	-13.08	-2.24
(0,0)	25.16	-12.06	-2.09
	Promedio		-2.23

Fuente: Elaboración propia

Del mismo modo se realizaron las pruebas entre el conjunto de sensores 1-4 y 1-2 y, del mismo modo, se determinó la relación de las fuerzas.

#### 4.1.2 Observaciones

De los resultados se observa que se mantiene una relación constante entre los 2 sensores que se encuentran en simetría con el eje seleccionado. Con ello se ha podido determinar la relación que existe entre las fuerzas calculadas de cada sensor utilizando como referencia uno de ellos, en este caso se ha elegido el sensor 4.

Tabla 4.2 Factores hallados para los sensores

	Sensor 1	Sensor 2	Sensor 3	Sensor 4
Factor	1.59	1.57	0.45	1

Fuente: Elaboración propia

Los factores hallados para cada sensor permitieron obtener la medida real que se debería obtener de cada sensor, estos resultados se emplearon para las siguientes calibraciones.

## 4.2 Calibración de la fuerza normal

### 4.2.1 Pruebas y Resultados

Para esta prueba se utilizaron pesas de 4.272kg y 5.268kg, cada una de ellas se posicionó sobre el eje y ( $x=0$ ), en las coordenadas similares de la calibración de los sensores; se ha preferido emplear este eje debido a que los sensores 3 y 4 registraron una mayor estabilidad en las pruebas realizadas, lo cual permite obtener valores datos más confiables.

Se calculó la fuerza resultante de cada sensor y mediante la relación de las fuerzas halladas en la prueba anterior, se determinó el equivalente de cada una de ellas y la suma de todas las fuerzas, esta última debe permanecer constante para un mismo peso; además la relación entre las fuerzas totales de cada peso debe ser de 4.272 a 5.268. Ambas características se verificaron en las pruebas realizadas.

Se consideran tres tipos de fuerza a comparar:

- Fuerza calculada(N): Es aquella fuerza que se calcula mediante Matlab.
- Fuerza equivalente(N): Es la fuerza de cada sensor que se calcula a partir de la fuerza del sensor 4 y los factores hallados en la calibración de los sensores.
- F total(N): Es la suma de los valores absolutos de las fuerzas calculadas
- Relación: Es la relación entre la fuerza calculada y la fuerza teórica, esta última equivale al peso.

Tabla 4.3 Tabla de fuerzas equivalentes de cada sensor para un peso de 4.272kg

		masa = 4.272kg				
Posición	Fuerzas	F1(N)	F2(N)	F3(N)	F4(N)	F total(N)
(0,6)	Calculada	-6.22	-7.40	73.90	-32.03	
	Equivalente	-3.92	-4.59	-33.14	-32.03	73.67
(0,7)	Calculada	-6.79	-7.48	76.30	-32.67	
	Equivalente	-4.28	-4.64	-34.21	-32.67	75.80
(0,8)	Calculada	-4.31	-8.99	77.90	-32.98	
	Equivalente	-2.72	-5.57	-34.93	-32.98	76.20
(0,9)	Calculada	-1.68	-9.05	78.76	-33.74	
	Equivalente	-1.06	-5.61	-35.32	-33.74	75.73
Promedio						75.35
Fuerza						41.87
Relación						1.80

Fuente: Elaboración propia

El mismo procedimiento se realizó para una masa de 5.268 Kg, donde se obtuvo una fuerza promedio de 86.74N, la cual tiene una relación con la fuerza real (51.63N) de 1.66.

#### 4.2.2 Observaciones

Se pudo observar que la fuerza total presenta pequeñas variaciones cuando se coloca el peso en diferentes posiciones; como se comentó anteriormente, esto se debe a que los sensores 1 y 2 no registran medidas tan estables como los sensores 3 y 4, lo cual afecta en la suma total de las fuerzas.

Otro punto importante es que la suma de las fuerzas no coincide con el peso colocado; esto se debe a que, en la prueba de calibración de los sensores, solo se hallaron los

factores de cada sensor con respecto a uno fijo, es decir, valores relativos; sin embargo, se requiere conocer un factor absoluto que relacione la fuerza calculada con la fuerza real (peso). De las pruebas realizadas se registra en promedio una relación entre la fuerza que se ha calculado con respecto al peso de 1.8 y 1.66. Estos valores permiten obtener a partir de la fuerza calculada, el peso real que se ha colocado sobre la plataforma.

Además, se verificó que relación de los pesos de 5.268 kg y 4.272kg, para una misma posición en las diferentes pruebas, aproximadamente es constante y se relaciona con el valor teórico de dicha relación, el cual es de  $5.268/4.272$  (1.23)

Tabla 4.4 Relación de fuerza total para 5.268 kg y 4.272kg en la misma posición

Posición	Relación peso
(0,6)	1.15
(0,7)	1.12
(0,8)	1.13
(0,9)	1.15

Fuente: Elaboración propia

### 4.3 Centro de Presiones

#### 4.3.1 Pruebas y Resultados

De los valores de las fuerzas calculadas, es posible determinar el COP, mediante la expresión (2.15) y (2.16). Para esta prueba se colocó un peso cuyo centro se encuentre en una posición conocida; a partir de ello se calculó la fuerza de cada sensor, el peso (5.268Kg) y la posición (x,y). Todos estos cálculos se realizaron en Matlab con los datos que se recibieron por el puerto COM.

Tabla 4.5 Resultados del COP para las posiciones (0,-8) y (6,-8) cm

(x,y) cm	F1(N)	F2(N)	F3(N)	F4(N)	Masa (kg)	x(cm)	y(cm)
(0,-8)	35.63	34.33	13.05	12.66	5.04	-0.16	-8.09
	34.79	35.43	12.30	12.94	5.02	0.29	-8.06
(6,-8)	-51.75	19.40	8.69	-18.88	5.20	5.66	-7.58
	-56.20	19.88	7.94	-22.24	5.59	6.26	-7.41

Fuente: Elaboración propia

### 4.3.2 Observaciones

De los resultados obtenidos se observa que los valores del COP calculados son cercanos al COP teórico. Las diferencias que existen se deben a que se han utilizado factores obtenidos de promedios, los cuales dependen de cómo se realizaron las pruebas; además se ha empleado para las pruebas un peso menor a 6Kg, con lo que se comprobó que el sensor o sensores más alejados al peso no registraban una fuerza estable.

### 4.4 Prueba de Estabilidad

Esta prueba consistió en que una persona se posicione sobre la plataforma; de modo que se calculó la fuerza que ejerce sobre ésta y la posición del COP.

Para este caso la persona sobre la plataforma cuenta con un peso de 53 Kg, lo cual equivale a 519.4N, este valor sirvió como referencia para la fuerza normal que se calculó. Gráficamente, el resultado de la fuerza normal fue el siguiente:

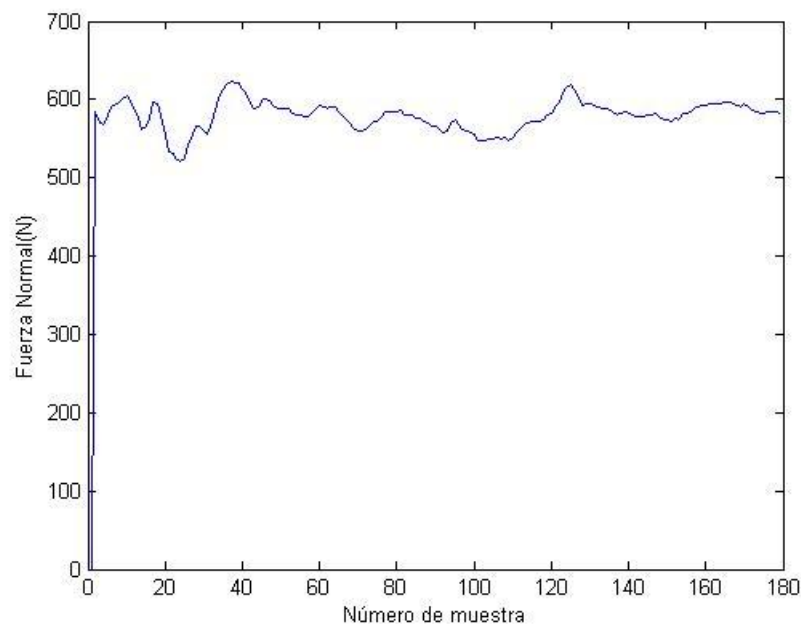


Figura 4.3 Fuerza Normal(N) en la prueba de estabilidad vs Número de muestra

Fuente: Elaboración propia

El COP para esta prueba también fue calculado y se muestra en la Figura 4.4

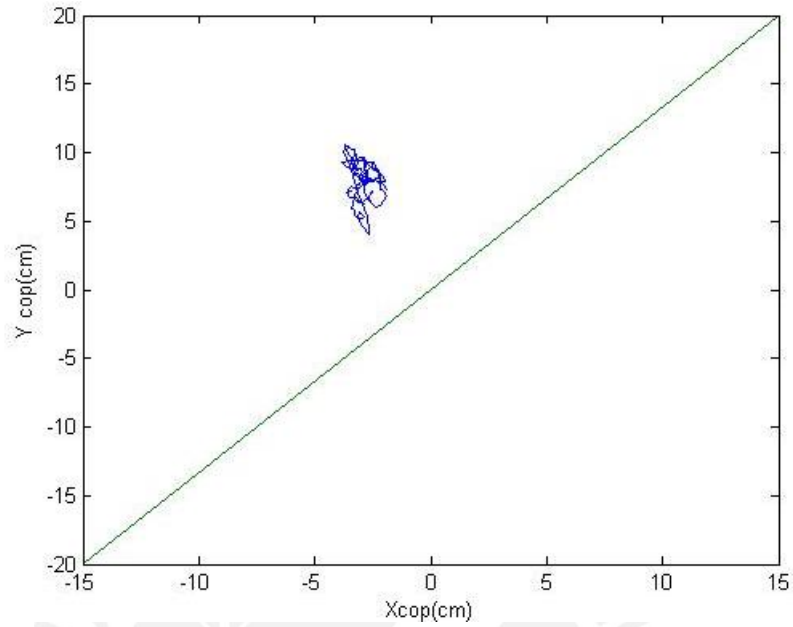


Figura 4.4 Excursión del COP para la prueba de estabilidad Y vs X (unidades en cm)

Fuente: Elaboración propia

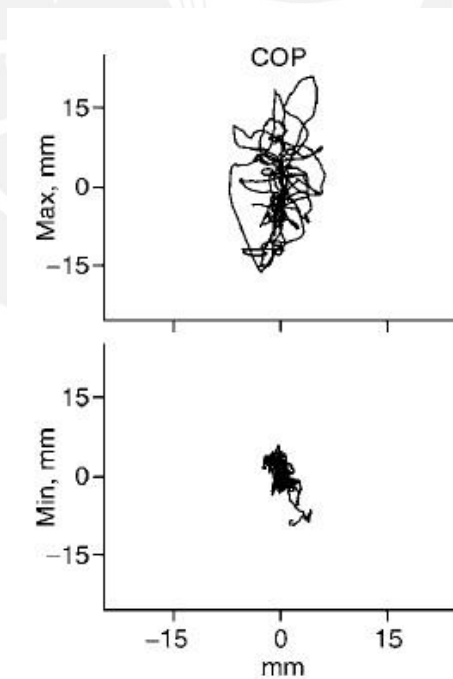


Figura 4.5 Excursión del COP para la prueba de estabilidad en un equipo comercial

Fuente: [20]

#### 4.5 Prueba de la Marcha

En esta prueba se simuló dar un paso normal; para iniciar la prueba, la persona apoyó en el talón (Figura 4.5(a)), luego colocó todo el pie sobre la plataforma (Figura 4.5(b)); y por último elevó la parte posterior del pie (Figura 4.5(c)). El peso de la persona fue de 53Kg.

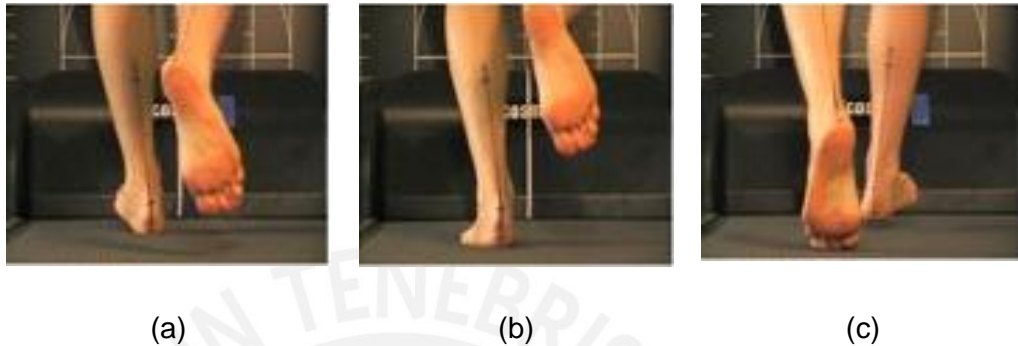


Figura 4.6 Secuencia de un paso durante la marcha

Fuente: Extraído [www.contemplas.com](http://www.contemplas.com)

El resultado de la fuerza normal que se obtuvo se muestra en la Figura 4.6 Como se describe en la sección 2.3.3.1, de los resultados obtenidos se observaron las 3 etapas de un paso que realiza una persona sobre la plataforma. Al inicio se observó una fuerza que incrementó hasta un valor pico (653.7N), luego su valor fue disminuyendo y, nuevamente, la fuerza de reacción aumentó hasta llegar a un valor pico similar al primero (655.2N); por último se observa que la fuerza cae alrededor de los 0N, pues la persona termina de dar el paso y sale de la plataforma.

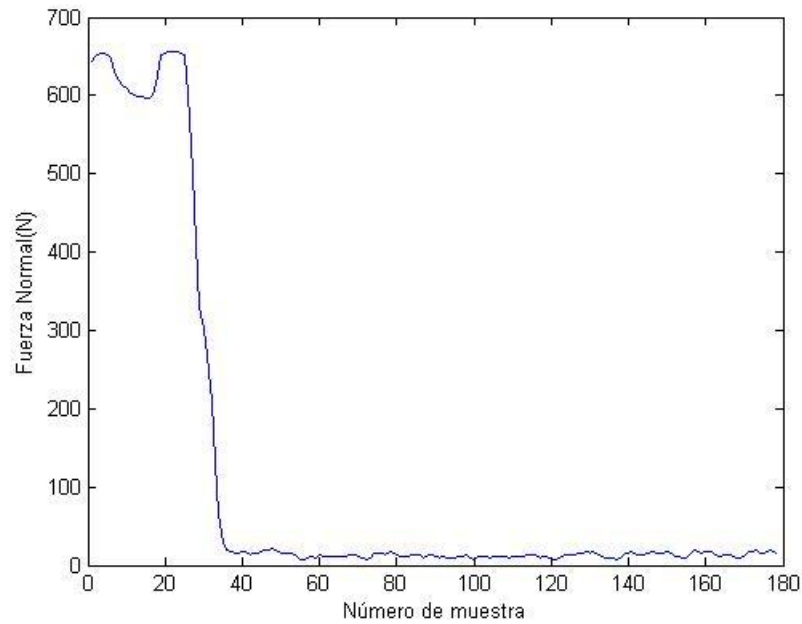


Figura 4.7 Fuerza Normal (N) en la prueba de análisis de la marcha vs Número de muestra

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4.8 se muestra la gráfica teórica de la Fuerza Normal mientras cuando se desarrolla la secuencia de un paso.

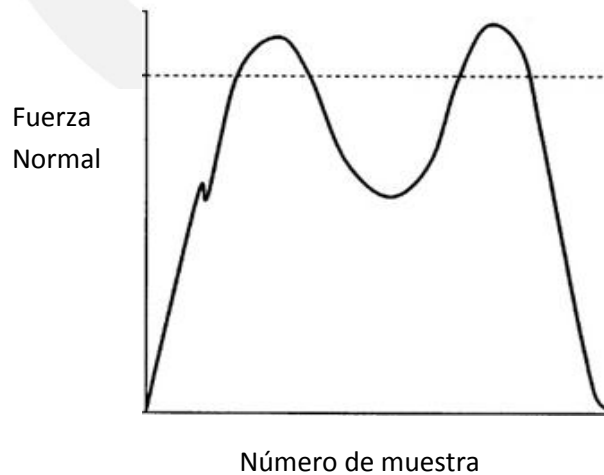


Figura 4.8 Gráfica teórica de Fuerza Normal vs Tiempo

Fuente: Libro Gait Analysis Normal and Pathological Function

También se realizó el cálculo del COP para esta prueba, similar a lo propuesto en la sección 2.3.3.2, se determinó la excursión del COP, el cual se ubicó en la zona donde se realizó el paso.

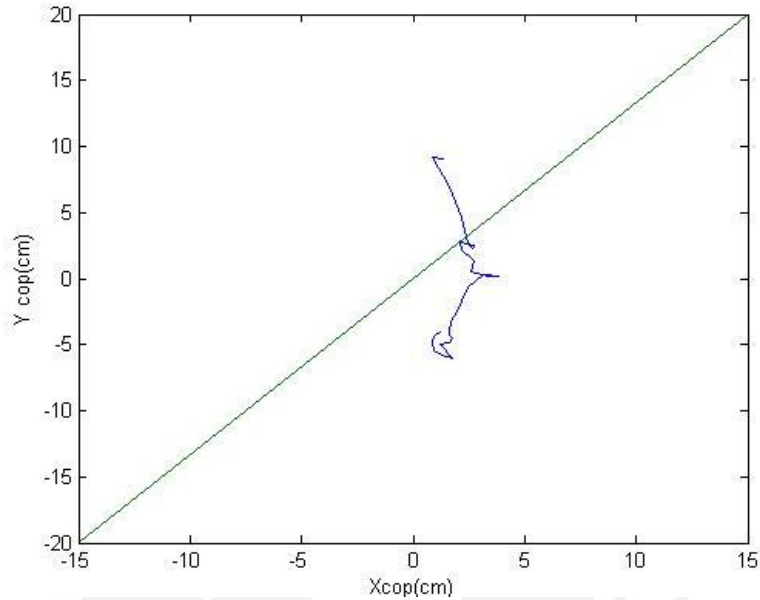


Figura 4.9 Excursión del COP para la prueba de análisis de la marcha Y vs X (unidades en cm)

Fuente: Elaboración propia

En la Figura 4.10 se muestra una gráfica de la excursión del COP que se obtiene en un equipo comercial.

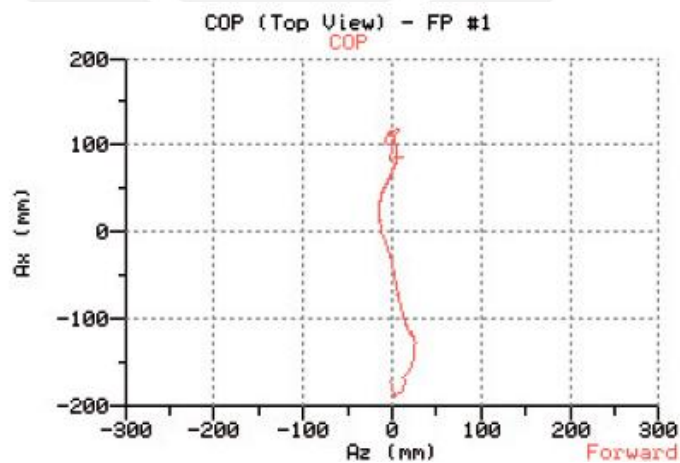


Figura 4.10 Excursión del COP en un equipo comercial, unidades en mm

Fuente: [21]

## CONCLUSIONES

- 1) Los resultados que se han obtenido, empleando el diseño propuesto para la plataforma dinamométrica, han permitido implementar una estructura mecánica para el análisis de estabilidad y de la marcha ; además se han desarrollado los circuitos que permitan determinar el COP y el módulo de la fuerza normal en sentido vertical producida cuando la persona camina sobre la plataforma. Además, la plataforma dinamométrica diseñada resultó de bajo costo comparada con los precios de equipos comerciales.
- 2) Debido a las diferentes lecturas que se obtuvieron de las galgas extensiométricas ante un mismo peso o deformación, se afirma que existen factores que afectan a las lecturas obtenidas de los sensores; por ejemplo factores mecánicos, pues se requiere un acople preciso de los soportes; así como también de un correcto posicionamiento de las galgas, lo cual resulta complicado debido a sus pequeñas dimensiones
- 3) El diámetro del soporte seleccionado se vio limitado por factores mecánicos, pues si bien un soporte de menor área permite obtener mayores variaciones en la resistencia del sensor; sin embargo, el soporte al tener menor área posee menor espesor lo cual dificulta su posicionamiento con la superficie de vidrio, porque se tendría una menor área de contacto.
- 4) El cableado de las tarjetas electrónicas influye de manera considerable en los resultados; por ello, fue necesario el uso de cable apantallado. Así mismo, para el caso de las tarjetas de acondicionamiento de la señal, se requirió que se desarrolle una sola tarjeta para los 4 sensores, pues así se disminuyó el ruido proveniente de las conexiones.
- 5) El uso de un microcontrolador, como el Atmega8, permitió realizar la toma de muestras y comunicación, éste se encuentra limitado por la frecuencia a la cual puede realizar el muestreo; además, si fuera necesario el almacenamiento para procesar internamente los valores y únicamente utilizar la PC para mostrar los resultados, este cuenta con una capacidad de memoria RAM pequeña(1Kb) comparado con la cantidad de datos obtenidos de las pruebas realizadas

## RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

- 1) Para la parte mecánica, se recomienda que en lugar de utilizar silicona automotriz para acoplar los soportes a la plataforma, se utilicen soportes acoplados mecánicamente. Para ello puede realizarse un perforado que no atraviese completamente la superficie de vidrio de modo que el soporte se coloque dentro de la plataforma y pueda posicionarse de manera más estable.
- 2) Como trabajo futuro se plantea el desarrollo de una interfaz, la cual ofrezca al usuario final un entorno sencillo de uso, permita almacenar datos de cada paciente y una visualización gráfica de los resultados. Así mismo, es necesario la implementación de una fuente de alimentación para que, finalmente, se integre el sistema desarrollado.
- 3) Se recomienda que para mejorar los resultados con respecto al tiempo que demora la toma de datos, es necesario el uso otro tipo de dispositivo; por ejemplo un FPGA u otro microcontrolador con mayores prestaciones en cuanto a frecuencia y a manejo de memoria RAM.
- 4) Se recomienda emplear el equipo implementado en una superficie plana y que se verifique que la plataforma se encuentre estable, pues de esa forma se distribuye la fuerza de forma correcta y por tanto se obtendrían los resultados deseados.

## Bibliografía

- [1] Instituto de Biomecánica de Valencia. Universidad Politécnica de Valencia. Cuadernos de biomecánica. Valoración funcional., 2004.
- [2] Ernest L. Bontrager. Instrumented gait analysis systems. Technical report, Rancho Los Amigos Medical Center in Downey, California, 1998.
- [3] Winter D. Human balance and posture standing and walking. *Gait&Posture* 2000 Jul 24; 3(4): 193–214.
- [4] Bachschmidt RA, Harris GF, Simoneau GG. Walker-assisted gait in rehabilitation: a study of biomechanics and instrumentation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 2001 Mar; 9(1): 96–105.
- [5] Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics*. New York: Springer; 2007.
- [6] Hansen A, Dillon MP, Fatone S. Effect of prosthetic design on center of pressure excursion in partial foot prostheses. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2011; 48(2): 161–178.
- [7] Perry J. *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK Incorporated; 1992.
- [8] Peterson D, Bronzino J. *Biomechanics: Principles and Applications*. Florida; CRC Press, 2003.
- [9] Krishna P, Bhat MD, Dugan SA. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 2005; 16(3): 603–621.
- [10] Sinclair, I. *Sensors and Transducers*, Third Edition. Oxford: Newnes; 2001.
- [11] Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part iii kinetics and energy assessment. *Gait & Posture* 2005 Jun; 21(4):447–461.

- [12] Yuehuei H, Graughn,R. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. Florida:CRC Press; 1999.
- [13] Dan Mihai Stefanescu. Handbook of Force Transducers: Principles and Components. Springer, 2011.
- [14] Winter, D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New Jersey: Wiley-Interscience; 2009.
- [15] Obikawa T, Childs T, Maekawa K, Yamane Y. Metal Machining. Theory and Applications. New York: Elsevier; 2000.
- [16] Oommen A, Mainker A, Oommen T. A Study of the Correlation Between Hand Length And Foot Length In Humans. Journal Anatomy Society 2005; 54(2): 1-9.
- [17] Mihai D. Handbook of Force Transducers: Principles and Components. Romania: Springer; 2011.
- [18] Kouzaki M, Kanehisa H, Masani K, Vette AH, Popovic M, Fukunaga T. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. Neuroscience Letters 2007 Jun 17; 422(3): 202–206.
- [19] Najarianc S, Bagher M, Mohammad M, Firooz S, Jamshidi N, Rostamib M. Differences in center of pressure trajectory between normal and steppage gait. Journal of Research and Medical Science 2010 Jan-Feb; 15(1): 33–40.
- [20] Rocchi L, Chiari L, Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. Medical & Biological Engineering & Computing 2004 Jan; 42(1): 71-79.
- [21] Kistler Multicomponent Force Plate. [Online].2010 [cited 2011 September 10]; Available from: URL: [http://www.kistler.com/gb\\_en-gb/13\\_Productfinder/App.-.15/Product-Finder.html](http://www.kistler.com/gb_en-gb/13_Productfinder/App.-.15/Product-Finder.html)

## Índice de Figuras:

2.1 Esquema general de un sistema completo de análisis de la marcha. [3]	4
2.2: Plataforma dinamométrica de la empresa AMTI	5
2.3: Plataforma dinamométrica de la empresa Kistler	5
2.4: Posicionamiento de plataformas dinamométricas sobre una plataforma simple, empresa Kistler	6
2.5: Configuración utilizando únicamente plataformas dinamométricas, empresa AMTI	6
2.6: Plantilla baropodométrica BioFoot/IBV 2001 [1]	7
2.7: Galga extensiométrica de Constantan de la empresa Omega. <a href="http://www.omega.com">www.omega.com</a>	8
2.8: Resistencia eléctrica. [14]	9
2.9: Curva esfuerzo (stress) – deformación unitaria (strain) de un metal [16]	13
2.10: Fuerzas de reacción del piso [5]	15
2.11: Trayectoria normal del COP durante la marcha [5]	16
2.12: Plataforma dinamométrica con 4 soportes [18]	16
3.1 Diagrama de Bloques	19
3.2 (a) Sensor en posición transversal (b) Sensor en posición axial	23
3.3: Circuito Puente Wheatstone para una galga extensiométrica. <a href="http://www.sensorland.com">www.sensorland.com</a>	24
3.4 Diagrama esquemático del circuito puente Wheatstone para un sensor	28
3.5 Diagrama esquemático para el filtrado	30
3.6 Diagrama de comunicación del MCP3208 con un microcontrolador de 8 bits	33

3.7 Diagrama de flujo del programa principal	35
3.8 Diagrama de flujo del muestreo y almacenamiento de los canales del ADC	36
3.9 Diagrama de flujo del envío de datos a la PC	37
3.10 Diagrama esquemático del circuito de conversión analógico-digital y comunicación	40
3.11 (a) Plataforma Dinamométrica (b) Soporte empleado para colocar cada sensor	41
3.12 Tarjeta de amplificación	41
3.13 Tarjeta de muestreo y comunicación	42
4.1 Esquema de la plataforma dinamométrica, medidas en mm	43
4.2 Posicionamiento del peso sobre el eje Y+	44
4.3 Fuerza Normal(N) en la prueba de estabilidad vs Número de muestra	48
4.4 Excursión del COP para la prueba de estabilidad Y vs X (unidades en cm)	49
4.5 Excursión del COP para la prueba de estabilidad en un equipo comercial	49
4.6 Secuencia de un paso durante la marcha	51
4.7 Fuerza Normal (N) en la prueba de análisis de la marcha vs Número de muestra	51
4.8 Gráfica teórica de Fuerza de Normal vs Número de muestra	51
4.9 Excursión del COP para la prueba de análisis de la marcha Y vs X (unidades en cm)	52
4.10 Excursión del COP en un equipo comercial, unidades en mm	52

## Índice de Tablas

2.1: Composición de los materiales que constituyen a una galga extensiométrica	9
3.1. Dimensiones de un pie	21
3.2 Dimensiones de tubos de aluminio de la empresa Corporación Miyasato	22
3.3 Características de las galgas extensiométricas serie SGD de la empresa Omega	23
3.4 Amplificadores de instrumentación	27
3.5 Filtros digitales tipo Butterworth	29
3.6 Frecuencias para la comunicación SPI	34
3.7 Frecuencias de muestreo para la adquisición de datos	39
3.8 Costo de los componentes del diseño de la plataforma dinamométrica	43
4.1 Relación de las fuerzas de los sensores 3 y 4	45
4.2 Factores hallados para los sensores	46
4.3 Tabla de fuerzas equivalentes de cada sensor para un peso de 4.272kg	47
4.4 Relación de fuerza total para 5.268 kg y 4.272kg en la misma posición	48
4.5 Resultados del COP para las posiciones (0,-8) y (6,-8) cm	48