

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



**PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PLANTILLA PARA LA MEDICIÓN
DE PRESIÓN PLANTAR PARA LA PREVENCIÓN DE ULCERACIONES
EN LA PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO**

**Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presentan las
bachilleres:**

**NATALI DEYSI CUCHO CONDOR
ADRIANA ALARCÓN CUENTAS**

ASESOR: Dr. Benjamín Castañeda Aphan

Lima, Julio del 2012

RESUMEN

Las personas con Diabetes presentan altos niveles de azúcar en la sangre, los cuales pueden llegar a destruir los nervios y vasos sanguíneos en las extremidades. En consecuencia, la sensibilidad en las mismas puede disminuir o perderse. La falta de sensibilidad en las extremidades inferiores genera presiones desapercibidas, repetitivas y excesivas que podrían producir graves lesiones. Por lo tanto, es importante disponer de un dispositivo para el diagnóstico que sea capaz de registrar valores cuantificables en puntos estratégicos de la huella plantar y que contribuya a la interpretación médica.

La presente tesis presenta el diseño e implementación de un prototipo para la medición de presión plantar. Este dispositivo está conformado por 16 sensores ubicados en la región plantar (calcáneo, metatarsos y dedos gordos) adosados a una plantilla de lona.

La implementación del prototipo comprende la selección del sensor adecuado para la aplicación. Seguidamente, el *hardware* se desarrolla teniendo en cuenta las siguientes etapas: Conversión de señal, filtrado y conversión análoga digital. Los valores de la última etapa se muestran en la interfaz de comunicación con la computadora. Luego, estos valores son convertidos en unidades de presión (KPa) y son usados en una gráfica de colores que se muestra en un computador. En esta interfaz, cada color es equivalente a la unidad de presión correspondiente. Esta última etapa podría ser desarrollada como complemento a la presente tesis.

Las pruebas se realizaron en posición estática y durante la marcha a cinco personas sin la patología. Los resultados en posición estática se comparan con los resultados de una ortopedia que cuenta con un analizador de presión de marca comercial. Finalmente, se obtuvieron patrones de presión elevados en las mismas regiones plantares que los obtenidos con el analizador de presión comercial.

Con los resultados durante la marcha se comprueba la repetitividad del prototipo. Se obtiene un coeficiente de variación porcentual en el rango de 2 a 14, similar al de equipos comerciales [1]. Además, se halla presiones máximas y medias del universo de la muestra tomada. Los resultados muestran que las presiones elevadas se registran en el segundo y cuarto metatarso y calcáneo respectivamente. Este resultado concuerda con estudios previos de la marcha [1].

Dedico la presente tesis a la memoria de mi papá Gaspar Cucho, a mi mamá Nancy
Córdor por su amor incondicional

Agradezco a mi asesor, Benjamín Castañeda, por su motivación constante, así
mismo al Doctor Gerardo Valladares, por todos los alcances médicos facilitados

N.C.C.

Dedico la presente tesis a mi familia, a mi madre y hermanos por su apoyo constante durante la realización de este documento.

Agradezco a mi asesor, Benjamín Castañeda.

A.A.C.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	- 1 -
CAPÍTULO 1:	- 2 -
1. EL PIE DIABÉTICO Y LA PROBLEMÁTICA EN EL PERÚ	- 2 -
1.1. EL PIE DIABÉTICO	- 2 -
1.1.1. Generalidades sobre Patología de Pie Diabético	- 2 -
1.2. PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO EN EL PERÚ	- 3 -
1.2.1. Patología de Pie Diabético en el Perú	- 3 -
1.2.2. Prevalencia	- 4 -
1.2.3. Impacto Social	- 4 -
1.2.4. Significado económico del tratamiento de la patología	- 4 -
1.3. DIAGNÓSTICO EN EL PERÚ	- 5 -
1.3.1. Tipos de diagnóstico en el Perú	- 5 -
1.4. ZONAS VULNERABLES PARA EL DESARROLLO DE PATOLOGÍA	- 9 -
1.5. HIPÓTESIS GENERAL DE LA INVESTIGACIÓN	- 11 -
1.6. OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN	- 11 -
1.6.1. Objetivo Específico	- 11 -
CAPÍTULO 2:	- 13 -
2. DEFINICIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO DURANTE LA MARCHA PARA PACIENTES CON PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO	- 13 -
2.1. DEFINICIÓN DE LA PROBLEMÁTICA	- 13 -
2.2. TECNOLOGÍAS DESARROLLADAS EN LA ACTUALIDAD	- 13 -
2.3. VENTAJAS DEL DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA PREVENCIÓN DE LA PATOLOGÍA	- 15 -
2.4. ELECCIÓN DEL MODELO DE PROTOTIPO	- 15 -
2.4.1. Ventaja del diseño de una plantilla	- 15 -
2.5. METODOLOGÍA DEL ANÁLISIS Y DISEÑO	- 16 -
2.5.1. Sensado	- 16 -
2.5.2. Acondicionamiento de la señal	- 16 -
2.5.2.1. Conversión de señal	- 17 -
2.5.2.2. Filtrado	- 17 -
2.5.2.3. Conversión análoga digital	- 17 -
CAPÍTULO 3:	- 18 -

3	DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO DURANTE LA MARCHA DE LOS PACIENTES CON PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO _____	18 -
3.1	SENSADO _____	18 -
3.1.1	Elección del tipo de sensor _____	18 -
3.1.2	Características del sensor seleccionado _____	20 -
3.2	CONVERSIÓN DE LA SEÑAL _____	22 -
3.3	FILTRO _____	23 -
3.4	CALIBRACIÓN _____	25 -
3.2.1	Materiales _____	25 -
3.2.2	Procedimiento _____	25 -
3.2.3	Curvas de desempeño _____	27 -
3.2	CONVERSIÓN ANÁLOGO DIGITAL _____	28 -
3.2	FUENTE DE ALIMENTACIÓN _____	31 -
	CAPÍTULO 4: _____	32 -
4	ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO Y PRUEBAS DEL SISTEMA DISEÑADO _____	32 -
4.2	ENSAMBLAJE _____	32 -
4.2.1	Descripción del color de los cables internos _____	34 -
4.2.2	Especificaciones técnicas finales del prototipo _____	34 -
4.2	PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO _____	35 -
4.2.1	Tipos de pruebas realizadas _____	35 -
a)	Prueba en posición estática _____	35 -
b)	Prueba durante la marcha dinámica _____	35 -
4.2.2	Protocolo para las pruebas. _____	36 -
a)	Prueba estática. _____	36 -
b)	Protocolo para la prueba dinámica. _____	39 -
4.2.3	Procesamiento de datos. _____	40 -
4.2.4	Presentación de resultados. _____	41 -
4.2.5	Interpretación estadística. _____	59 -
4.2.5.1	Repetitividad: _____	59 -
4.2.5.2	Presiones máximas de toda la muestra: _____	61 -
4.2	COSTO DEL PROTOTIPO _____	62 -
	CONCLUSIONES _____	65 -
	RECOMENDACIONES _____	66 -
	BIBLIOGRAFÍA _____	67 -

INTRODUCCIÓN

El documento de tesis que se presenta a continuación desarrolla el diseño e implementación de un prototipo para la medición de presión plantar para la prevención de ulceraciones en pacientes con patología de Pie Diabético. El prototipo está conformado por 16 sensores ubicados en la región plantar (calcáneo, metatarsos y hallux). El presente documento consta de cuatro capítulos descritos a continuación:

En el primer capítulo se desarrolla el aspecto teórico de la patología de Pie Diabético, el marco problemático de la enfermedad en nuestro medio y el tipo de diagnóstico que se realiza en nuestro país actualmente. Además, se presentan las hipótesis y objetivos de la presente tesis.

El segundo capítulo desarrolla el estado del arte en la medición de la presión plantar mediante plataformas o plantillas instrumentadas. También, se mencionan las ventajas de cuantificar la presión plantar mediante un sistema electrónico en el diagnóstico y tratamiento del Pie Diabético. Además, se presenta la elección del prototipo a desarrollar para dicho estudio y se expone el modelo teórico del estudio.

El tercer capítulo describe el diseño de la plantilla instrumentada. Primero, se presenta la elección y cantidad de sensores a usar. A continuación, se muestra los resultados de la calibración de los sensores. Finalmente, se describen las etapas de: Conversión de señal, etapa de filtrado y conversión análoga digital.

Por último, el cuarto capítulo describe el ensamblaje de los circuitos involucrados en el diseño del prototipo. Así mismo, se presentan las pruebas realizadas con el prototipo en cinco pacientes, la interpretación de dichos resultados y el costo final de componentes involucrados en este proyecto.

CAPÍTULO 1:

1. EL PIE DIABÉTICO Y LA PROBLEMÁTICA EN EL PERÚ

El presente capítulo define el aspecto teórico de la patología del Pie Diabético, el marco problemático de la enfermedad en nuestro medio y el tipo de diagnóstico que se realiza en nuestro país en la actualidad. Además, se presentan las hipótesis y objetivos de la presente tesis.

1.1. EL PIE DIABÉTICO

1.1.1. Generalidades sobre Patología de Pie Diabético

La Diabetes Mellitus es una enfermedad que afecta directamente a los tejidos. En consecuencia, tiene dentro de sus complicaciones la aparición de la patología del Pie Diabético [2]. Esta es una infección, ulceración y/o destrucción de los tejidos debido a la pérdida de sensibilidad. Dicha pérdida de sensibilidad es el resultado de la afección de la enfermedad hacia los nervios periféricos que ocasiona que estos no puedan transmitir mensajes al cerebro [3].

La laceración del nervio y de la arteria puede provocar la pérdida de sensibilidad en los miembros inferiores que, de no tratarse en el momento adecuado, producen afecciones en la circulación de la sangre conllevando a la aparición de edemas. En estas condiciones, el pie puede sufrir traumatismos y cortes sin que la persona se dé cuenta. Estos a su vez se convierten en úlceras de difícil tratamiento. En la mayoría de los casos, estas generan infecciones profundas y potenciales amputaciones.

Como consecuencia de una mecánica anormal en la distribución de carga en el pie se produce una presión repetitiva en algunas regiones, lacerando los nervios y arterias [4]. En este sentido, el análisis plantar es útil para identificar las magnitudes de presión a las cuales están sometidas las diferentes zonas anatómicas del pie. De esta forma se podría prevenir el riesgo de ulceración en pacientes con neuropatía diabética.

La laceración sufrida por la patología de Pie Diabético se puede clasificar según su grado de complejidad, como se muestra en la Tabla 1.

Grado	Lesión	Complicaciones
0	Pie de riesgo	Cabezas metatarsianas prominentes
1	Úlceras superficiales	Destrucción total del espesor de la piel
2	Úlceras profundas	Herida penetra a la piel, sin afectar hueso
3	Úlceras profundas más absceso	Extensa, profunda, secreción y mal olor
4	Gangrena limitada	Necrosis de parte del pie
5	Gangrena extensa	Todo el pie afectado

Tabla 1: Grados de laceración en patología de Pie Diabético

Debido a la complejidad de esta patología, los tratamientos convencionales no son exitosos en la prevención de esta enfermedad. Por este motivo, es importante buscar un tratamiento preventivo para la patología de Pie Diabético.

Es importante mencionar que los conceptos de Pie Diabético y pie de una persona diabética no son los mismos. Esto se debe a que no todos los Diabéticos desarrollan esta complicación que depende de la evolución de la patología

1.2. PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO EN EL PERÚ

1.2.1. Patología de Pie Diabético en el Perú

La Diabetes Mellitus es considerada un problema de salud pública. En el mundo se sabe que cada 15 minutos se amputa un miembro inferior [5]. En nuestro país las principales complicaciones, las ulceraciones y posteriores amputaciones, son las principales causas de discapacidad y costos elevados en el tratamiento para las personas afectadas con esta enfermedad [6].

En el Perú, la quinta parte de las hospitalizaciones por Diabetes corresponden a aquellas personas que desarrollaron la patología de Pie Diabético. De este grupo de pacientes, se estima que entre el 15% y 20% de casos se amputará el miembro inferior. No obstante, el 50% de estas amputaciones podrían ser evitadas con un método preventivo y cuantificable en el tiempo [2].

Desde el punto de vista psicológico, la amputación afecta emocionalmente al paciente y, en consecuencia, produce un gran impacto personal, social y laboral. La tasa de letalidad post operatoria al primer, tercer y quinto año es del 18%, 38% y 68% respectivamente [2,6]. Debido a la gravedad de esta patología y sus

consecuencias, es necesario contar con un método preventivo, económicamente accesible y que permita saber la evolución en el tiempo del desarrollo de la patología para disminuir el índice de ulceración en pacientes diabéticos y la potencial amputación.

1.2.2. Prevalencia

Según estudios realizados en prevalencia de la Diabetes Mellitus en Lima Metropolitana, [6] el rango anual de amputación de las extremidades inferiores es de 0,2% a 4,8%, la incidencia anual oscila desde 46,1 hasta 936 por cada 100,000 personas con Diabetes. La diferencia en la incidencia anual se debe al diseño del estudio, los factores demográficos, la prevalencia de la diabetes y de los métodos preventivos con los que se cuenta.

1.2.3. Impacto Social

El impacto de la enfermedad del Pie Diabético en la vida es devastador. Las personas después de una amputación se ven profundamente afectadas [5,6]. Muchos no pueden trabajar, se convierten en dependientes y no pueden llevar una vida social activa. Los estudios que examinan la calidad de vida de las personas con úlceras del Pie Diabético también han demostrado disminución física, emocional y función social. La depresión es común, muchos viven con el temor de recurrentes úlceras, infecciones y la incapacidad potencial de toda su vida.

1.2.4. Significado económico del tratamiento de la patología

Esta patología no sólo representa una gran tragedia personal para cada paciente, sino que supone una carga financiera considerable para el afectado. El costo de úlceras del Pie Diabético en Lima Metropolitana que no requieren de amputación presenta rangos entre 3000 a 30,000 Nuevos Soles. Este costo incluye tratamientos para evitar la posible aparición de infección, tratamientos de descarga, compra de zapatos especializados, además de consultas médicas [5,6].

El costo pre y post operatorios de la amputación de un miembro inferior varía entre 35,000 a 60,000 Nuevos Soles. Los gastos son distribuidos entre medicamentos, cirugías menores para retirar piel y tejido de los dedos, que es conocido como “desbridamiento”, costos de hospitalización que supone el tratamiento, etc. [5,6].

Dado el alto costo de la aparición de úlceras y posibles amputaciones del miembro inferior, la prevención podría disminuir los gastos del sistema de salud. La atención eficaz y la educación son necesarias para mejorar los resultados sanitarios, además de mejorar la calidad de vida de las personas con Diabetes. Por ello, invertir en programas de prevención resulta una forma rentable de disminuir el gasto.

1.3. DIAGNÓSTICO EN EL PERÚ

1.3.1. Tipos de diagnóstico en el Perú

El análisis clínico para la patología necesita atención especializada para registrar las zonas insensibles y de alta presión. Estas se pueden presentar en la región plantar y en el análisis se tiene en cuenta la marcha, el calzado y el contexto general en el que el pie se desarrolla. Al no tener un análisis que contemple todas estas características no se puede tener una valoración para saber si el paciente se encuentra en una situación crítica.

La marcha humana es un proceso complejo, se inicia cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie. Durante ese tiempo, el peso es soportado alternadamente por ambas piernas. Es por esto que el análisis solo en posición vertical carece de exactitud y objetividad ya que depende de la postura corporal para que se pueda registrar la variación de presión.

Cuando el paciente identifica la posible patología tiene la posibilidad de elegir entre una clínica u hospital público del Perú para realizar el diagnóstico necesario. Dado que no existen diversas alternativas para la evaluación de esta patología, el mercado se reduce y los costos se incrementan, siendo el factor económico determinante en esta elección.

Diagnóstico en una clínica del Perú

Como primer paso se tiene la toma de la muestra Pedigráfica. Este análisis consiste en apoyar los pies, previamente untados con tinta, sobre una hoja de papel. Dicho análisis varía dependiendo de factores como: Postura corporal, criterio del especialista y la fuerza que se ejerce en el momento de la impresión en la hoja. El diagnóstico descrito se presenta en la Figura 1.

ORTOPEDIA
Quong

FICHA TECNICA
SEC.: ZAPATOS

PEDIGRAFIA (16)

NOMBRE NATALY EDAD 24 SEXO _____ FECHA 02.10.09

NORMAL

DEBIL

PLANO semi

CAVO

CALZADO

MODELO

BOTAS

BASQUET

OXFORD

CICLISTA

TARSO

NORMAL

PRONADOR

SIMETRICO

SUPINADOR

ARCO

LONGITUDINAL

METATARSO 1.3 base Met. 2v

TACO

THOMAS

THOMAS INV.

NORMAL

ELEVACIONES

— Cm. SUELA Interno

Externo

— Cm. TACO Interno

Externo

PLANTILLAS micol 7/4
+ FIAS

TECNICO RESPONSABLE

21	22	23	24	25	26	27	28
----	----	----	----	----	----	----	----

Figura 1. Muestra pedigráfica tomada en la ortopedia (huella de tinta).

Como segundo paso, se registra la presión del pie en posición estática. El registro se realiza con un Podo barómetro del tipo estático. Este método también es dependiente del factor humano y de la postura que adopte el paciente durante el examen médico. El resultado gráfico de un examen se muestra en la Figura 2.

Finalmente, el tercer paso es la inspección de la planta del pie que consiste en un examen visual y táctil realizado por el especialista. El diagnóstico final está basado en las tres pruebas realizadas. Con ello se puede tener un tratamiento dedicado que consiste en una plantilla de descarga de presión, sobre las zonas que fueron detectadas como críticas, y además del tratamiento farmacológico necesario.

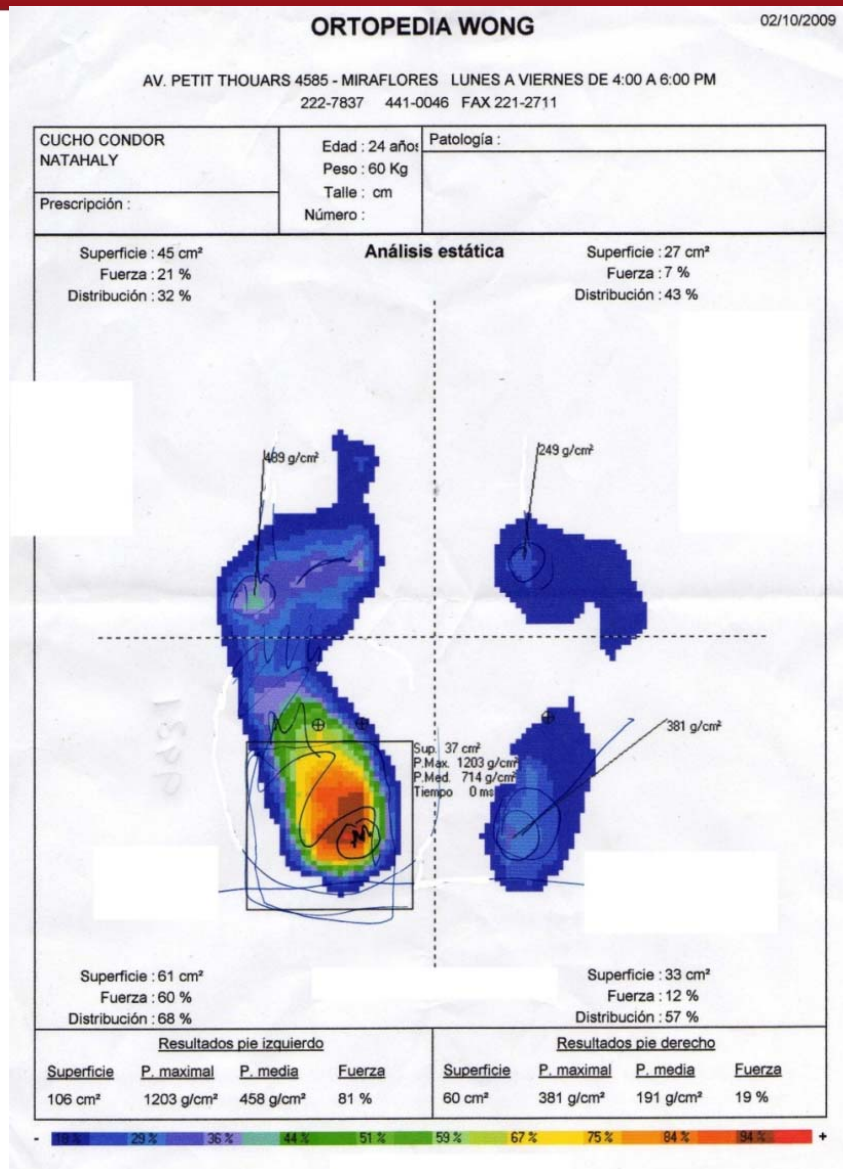


Figura 2. Resultado de la toma de muestra en el Podo barómetro en la ortopedia.

El tratamiento de descarga sólo contempla las fuerzas verticales; sin embargo, durante la marcha el pie ejerce fuerzas perpendiculares. En consecuencia, es necesario contar con un diagnóstico que pueda registrar la variación de presión durante la marcha para tener un tratamiento personalizado y dedicado en la zona de posible pérdida de sensibilidad.

Diagnóstico en un Hospital del Perú

Uno de los hospitales al cual puede acudir el paciente es el Hospital Dos de Mayo. El especialista sigue el protocolo tradicional que tiene como primer paso la evaluación de parámetros como: Glucosa, peso, índice de masa corporal, perímetro

abdominal, perímetro arterial, hemoglobina, micro albuminuria, colesterol, triglicéridos, etc.

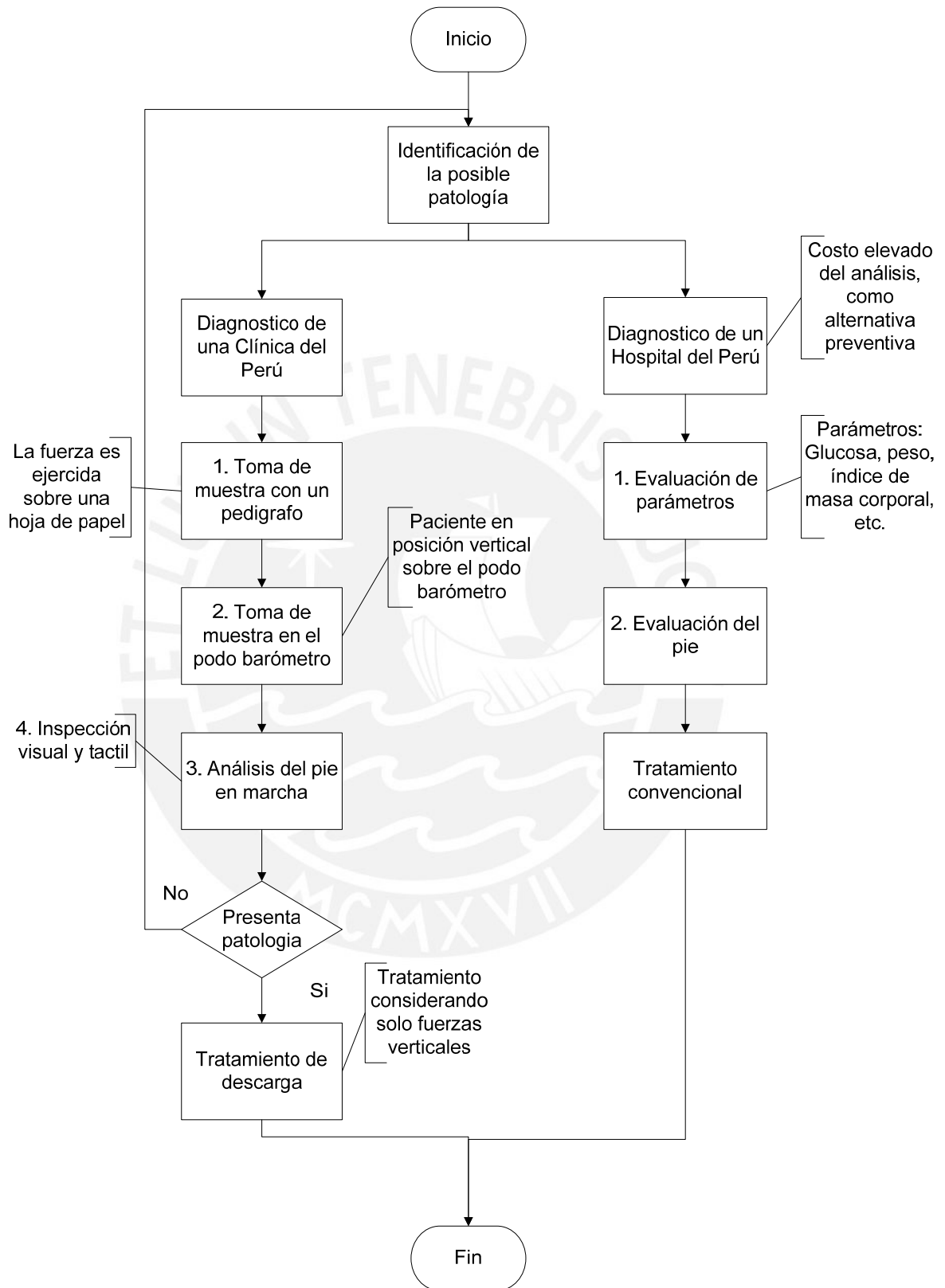


Figura 3: Procedimiento para identificar posible patología de Pie Diabético en el Perú. El diagrama es producto de la investigación de la presente tesis.

Como segundo paso, realiza la evaluación del pie de forma visual y ayudada por el tacto. Finalmente, procede al diagnóstico que consiste en el tratamiento farmacológico necesario y recomendaciones para el cuidado del pie. Estas se detallan a continuación [7]:

- Lavarse diariamente los pies con agua templada y jabón suave.
- Secar el pie con una toalla suave.
- Hidratar el pie para suavizarlo.
- Cortar las uñas tras el lavado de los pies, cuando están blandas y limpias.
- Realizar diariamente el examen de los pies.
- Si existe heridas deben de mantenerse siempre limpias con agua y jabón.
- Tener calcetines suaves y absorbentes, preferiblemente de algodón o lana.
- Tener un buen calzado, que sea perfectamente adaptable al pie.
- No usar bolsas de agua caliente ni agua helada.

La Figura 3 resume los procedimientos que tiene que seguir un paciente que requiere un diagnóstico de patología de Pie Diabético. Cabe mencionar que estos exámenes son realizados por técnicos y especialistas.

1.4. ZONAS VULNERABLES PARA EL DESARROLLO DE PATOLOGÍA

Durante la marcha humana se desarrolla cuatro momentos, en los cuales el pie va apoyándose en las regiones del calcáneo, metatarsos y dedo gordo. Estas regiones son consideradas, por los especialistas, como áreas vulnerables para el desarrollo de la patología de Pie Diabético [8]. A continuación se describe estos momentos:

- Primer momento: Cuando el pie está apoyado sólo en el talón (calcáneo), recibe el 100% del peso del cuerpo, el resto del pie, que aún no se apoya, no recibe peso alguno, ver Figura 4.
-

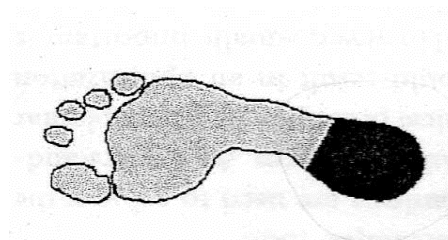


Figura 4: Primer momento de la marcha, extraído de [8]

- Segundo momento: Cuando el pie está en ángulo recto con respecto al eje de la pierna, el peso se reparte equitativamente entre el punto de apoyo del talón (calcáneo) que recibe 55% y el apoyo anterior (cabezas del 1° al 5° metatarso) que recibe 45%, ver Figura 5.

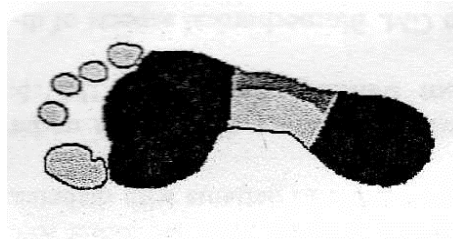


Figura 5: Segundo momento de la marcha, extraído de [8]

- Tercer momento: Cuando el pie pisa con el talón (calcáneo) elevado en 2 cm los metatarsos del 1° al 5° se reparten el peso por igual: 20% cada uno, de este modo, cada centímetro cuadrado de superficie plantar soporta una fracción proporcional y exacta del total del peso del cuerpo, ver Figura 6.

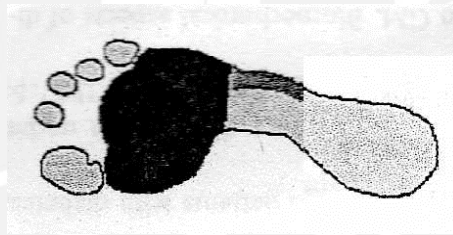


Figura 6: Tercer momento de la marcha, extraído de [8]

- Cuarto momento: Por último, cuando el pie se apoya solamente sobre el 1°, 2°, y 3° metatarso, todo el peso del cuerpo gravita en esta pequeña zona; esta región se encuentra sobrecargada, ver Figura 7.

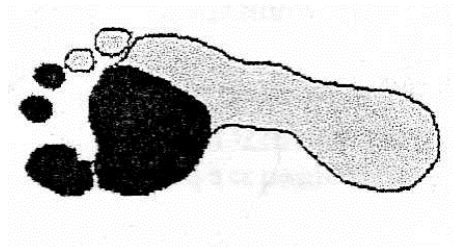


Figura 7: Cuarto momento de la marcha, extraído de [8]

La Figura 8 representa los componentes del ciclo de la marcha humana. Se divide en dos fases: De apoyo y de balanceo.

La fase de apoyo corresponde al contacto del pie con el suelo. El apoyo simple corresponde al intervalo en el cual solo un pie está en contacto con el suelo, el apoyo doble corresponde al periodo en que ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente; es decir, el primer y el cuarto momento de la dinámica del pie sucederán al mismo tiempo por un breve intervalo de tiempo. La ausencia de un periodo de doble apoyo es lo que diferencia el correr del caminar [9].

La fase de balanceo es el intervalo en el que el pie no está en contacto con el suelo.

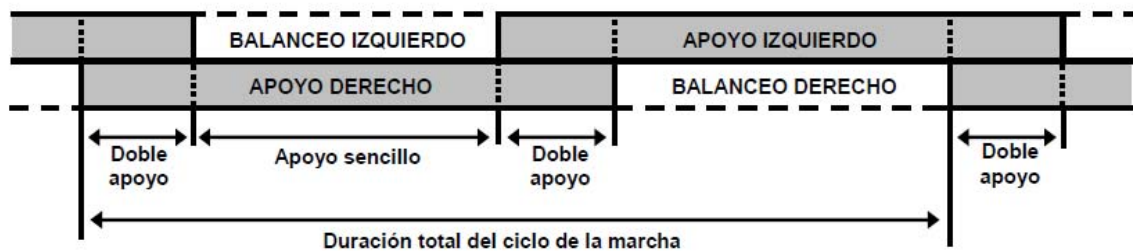


Figura 8: Componentes del ciclo de la marcha, extraído de [9]

1.5. HIPÓTESIS GENERAL DE LA INVESTIGACIÓN

La estrategia de prevención de las ulceraciones en los pies de un diabético en nuestro país, se basa en técnicas variables y dependientes del factor humano.

Asimismo, las prácticas tradicionales en la medición de las presiones plantares carecen de objetividad. Entonces, el diseño y fabricación de un sistema de medición plantar basado en el monitoreo estático y dinámico de la distribución de la presión plantar mediante sensores y en tiempo real, permitirá tener un método cuantificable para la prevención de las ulceraciones en los pies de un paciente diabético en el Perú.

1.6. OBJETIVO DE LA INVESTIGACIÓN

1.6.1. Objetivos Específicos

1. Seleccionar el tipo de sensor que tenga las características físicas necesarias para la implementación de una plantilla instrumentada.
2. Seleccionar la cantidad de sensores necesarios para la evaluación considerando puntos de muestreo en zonas de alto riesgo.

3. Diseñar un equipo suficientemente portable y confortable para el análisis estático y dinámico de los pacientes.
4. Realizar pruebas de validación del prototipo.



CAPÍTULO 2:

2. DEFINICIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO DURANTE LA MARCHA PARA PACIENTES CON PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO

El presente capítulo hace una breve referencia al estado del arte en la medición de la presión plantar mediante plataformas o plantillas instrumentadas. También, se menciona las ventajas de obtener la presión plantar mediante un sistema electrónico en el diagnóstico y tratamiento del Pie Diabético. Adicionalmente, se presenta la elección del prototipo a desarrollar para dicho estudio y finalmente se expone el modelo teórico del estudio.

2.1. DEFINICIÓN DE LA PROBLEMÁTICA

En medicina, los instrumentos de medición cumplen la función de brindar la información de parámetros específicos, útiles en el diagnóstico de las distintas dolencias. En su mayoría, son electrónicos por la precisión y procesamiento de la información que ofrecen.

En la medición de la presión plantar, tanto estática como dinámica, se han logrado avances en el diseño de sistemas ópticos basados en la captación de imágenes y su posterior análisis; y sistemas de Podo barometría electrónica basados en sensores de presión distribuidos a lo largo de una superficie [10].

Dentro de los métodos de medición de la presión plantar, se prefieren los sistemas de podo-barometría o baro-optometría electrónica ya que brindan la posibilidad de obtener valores cuantificables de presión en puntos específicos. Además, como consecuencia del gran desarrollo tecnológico, se cuenta con sensores de menor costo, más complejos y de menores dimensiones [10]. Los baro podómetros electrónicos pueden ser de dos tipos: Plantillas o plataformas. Las plantillas se ajustan al tamaño del pie y son usadas para la medición de la presión plantar durante la marcha. Las plataformas son superficies que pueden registrar la presión únicamente estática.

2.2. TECNOLOGÍAS DESARROLLADAS EN LA ACTUALIDAD

El estado del arte presentado a continuación comprende sistemas de podo-barometría electrónica, plantillas o plataformas con sensores o transductores de

presión. A continuación, se presenta la Tabla 2 que describe las tecnologías desarrolladas en el mundo.






Nombre		Tipo de Sistema	Tipo de Registro	Cantidad-Tipo de Sensores	Características	Costo	Procedencia
EMED System [11]		Plataforma instrumentada	Estático y dinámico	2 sensores capacitivos por cm ²	Las señales de los sensores están codificada según el color	\$9000	EE.UU
Baro podómetro Clínico Fusyo [12]		Plataforma instrumentada	Estático	4800 - Galgas Extensiométrica	Es una plataforma modular de 120x40 cm ²	\$6800	España
BIOFOOT/ BV 2001[13]		Plantillas Instrumentada	Dinámico	64 Piezoeléctricos	Garantizada hasta 5000 pasos. Repetitividad 2%. Linealidad 2%.	\$4300	España
PIEZOMED [14]		Plantillas Instrumentada	Dinámico	8 Piezoeléctricos	Rango de fuerza: hasta 200lb. Software presenta la información gráfica.	\$4800	EE.UU
F-SCAN VersaTek® [15]		Plantillas Instrumentada	Dinámico	960 – resistivos	Equipo para el análisis, diagnóstico.	\$4200	EE.UU.
PDM 240 [16]		Plantillas Instrumentada	Dinámico	6 a 8 – piezorresistivos	Rango de presiones tolerables: 0 – 15Kg/cm ² . Tiempo de respuesta: 2ms.	\$3950	España

Tabla 2: Desarrollo de la tecnología en podología barométrica.

En la Tabla 2 se presenta un resumen de los sistemas comerciales usados como métodos para el registro de presiones plantares. Se puede observar que en el mercado existe mayor cantidad de equipos tipo plantilla que equipos tipo plataforma.

A pesar de que existen tecnologías comerciales internacionales aplicadas en la medición de la presión plantar, ninguno de estos equipos se adquiere en los hospitales de nuestro país debido a su elevado costo, así como tampoco se producen módulos ni plantillas. Los métodos de evaluación de la presión plantar usadas por los especialistas son en su mayoría la huella de tinta.

2.3. VENTAJAS DEL DISEÑO DE UN SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA PREVENCIÓN DE LA PATOLOGÍA

Actualmente los médicos realizan el diagnóstico de ulceraciones en el Pie Diabético de forma visual; además, analizan características superficiales como enrojecimiento de la piel, aparición de callos entre otros. Esto implica que su diagnóstico depende del criterio y experiencia del especialista

Un diagnóstico objetivo puede efectuarse obteniendo y contrastando los valores cuantificables de presión en ciertos puntos del pie, este análisis debe ser espontáneo, de esta manera, se podría analizar la dinámica de movimiento del pie [10,17].

La posibilidad de obtener patrones de presiones durante la marcha, mediante una exploración sencilla, rápida y no invasiva, con datos cuantificables objetivos y fiables permite su aplicación en la prevención de la patología del Pie Diabético.

2.4. ELECCIÓN DEL MODELO DE PROTOTIPO

2.4.1. Ventaja del diseño de una plantilla

A continuación se muestra la Tabla 3, que describe las ventajas y desventajas del diseño del prototipo tipo plantilla y plataforma instrumentada.

Tipo de Sistema	Ventajas	Desventajas
Plataforma	El pago es único, y recuperado en el costo de la atención	Mayor cantidad de sensores
	Análisis dinámico y estático	No es portable
	Puede ser usado por cualquier paciente	Costo elevado
Plantilla	Portable por su diseño y dimensiones	Diseño de base de plantilla por tamaño de pie estándar
	Menor cantidad de sensores	Manipulación constante de los sensores por parte de los especialistas
	Los sensores pueden ser ubicados a criterio del especialista	
	Análisis dinámico y estático	

Tabla 3: Cuadro comparativo de las tecnologías de podómetro barométrico.

El sistema de medición de presiones tipo plantilla permite la medición tanto de presión dinámica como estática. Dado su diseño y dimensiones, es un sistema portable; la cantidad de sensores es considerablemente menor y a diferencia de la

plataforma no condiciona el paso. De esta manera, permite obtener valores de presión reales.

Las plantillas instrumentadas se ajustan a la anatomía biomecánica del pie, de este modo, permiten tener un método objetivo para analizar la marcha sin condicionar el paso y apoyo, con libertad de movimiento y sin limitación de espacio [18]. Además, una interfaz de usuario permitirá el análisis de patrones de presiones plantares durante la marcha para obtener criterios de valoración clínica que contribuyan con el estudio comparativo entre el patrón fisiológico y el patrón patológico.

Por lo expuesto, se diseñará un módulo tipo plantilla ya que nos permitirá obtener mediciones estáticas y dinámicas sin condicionar el paso y el apoyo del paciente.

2.5. METODOLOGÍA DEL ANÁLISIS Y DISEÑO

La metodología desarrollada para la solución de la problemática presenta como primer paso la elección del tipo de sensor a utilizar, dadas las características específicas que deben de tener estos transductores. De lo analizado en el estado del arte y las conceptualizaciones generales se necesitará tres etapas básicas en el diseño del circuito de acondicionamiento de señal: Conversión de señal, filtrado y conversión análogo digital.

2.5.1. Sensado

Para el diseño del sistema de medición de las presiones plantares mediante una plantilla instrumentada, se define el tipo y el número de sensores a usar en el módulo. Estos transductores se usarán para registrar la fuerza ejercida por el paciente sobre estos dispositivos dispuestos en zonas específicas de la superficie plantar.

Los sensores seleccionados presentan características como flexibilidad, adaptabilidad y tamaño reducido. Del mismo modo, es relevante el rango de presiones tolerables por el sensor [19].

2.5.2. Acondicionamiento de la señal

El acondicionamiento de señal está compuesto por tres etapas que se describen a continuación:

2.5.2.1 Conversión de señal

Se presenta la conversión de una señal física, que es la presión, a una señal eléctrica representada en valores de voltaje. Los valores de voltaje serán directamente proporcionales a los valores de fuerza aplicada.

2.5.2.2 Filtrado

Esta etapa es la encargada de eliminar las frecuencias no deseadas. Para ello se usa un filtro pasa bajos que permite sólo el paso de frecuencias por debajo de una frecuencia en particular llamada frecuencia de corte (FC) y atenúa las frecuencias que están por encima de esta. Dicha frecuencia de corte será determinada en el siguiente capítulo.

2.5.2.3 Conversión análoga digital

El convertidor analógico digital realiza las funciones de cuantificación y codificación. La cuantificación aproxima las muestras reales a un número fijo de niveles de cuantización. Como se muestra en la Figura 9, el rango de entrada se divide en un número de intervalos uniformes, de modo que para infinitos valores de la entrada, la salida sólo puede presentar una serie determinada de valores. La codificación asociada a cada nivel de cuantización es un entero que se traduce a un determinado código binario, de modo que las etapas posteriores al convertidor puedan leer estos datos adecuadamente [20].

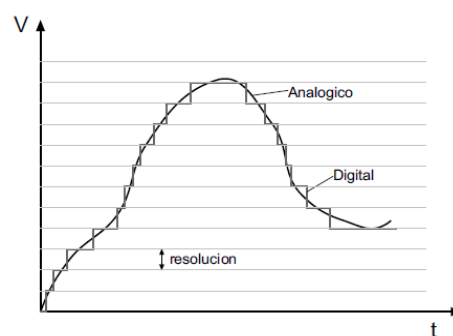


Figura 9: Conversión analógica digital. Extraído de [20]

La conversión analógico digital se realiza por medio de un micro controlador que adicionalmente se encarga de la habilitación de los multiplexores. Los multiplexores se encargan de la conmutación de los canales de entrada, de modo que con un sólo conversor se puede medir los datos de diferentes canales de entrada [20].

CAPÍTULO 3:

3 DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO DURANTE LA MARCHA DE LOS PACIENTES CON PATOLOGÍA DE PIE DIABÉTICO

El presente capítulo describe el diseño de la plantilla instrumentada. Así mismo, se presenta la elección de los sensores, la cantidad a usar, se muestran los resultados de la calibración de los sensores y la descripción de las etapas de: Conversión de señal, etapa de filtrado y conversión análoga digital.

3.1 SENSADO

3.1.1 Elección del tipo de sensor

Debido al diseño del prototipo se requiere un sensor que tenga características específicas como flexibilidad, delgadez y tiempo de respuesta rápido.

Así mismo, este transductor debe de tener la capacidad de proporcionar una respuesta lineal ante una variable física como entrada. Partiendo de dicha premisa se encontraron los siguientes sensores que se describen en la Tabla 4.

Características	Tipo de sensor		
	Strain Gauge KFG [21]	Flexiforce A201 [22]	Capacitivos
Espesor	0.2 mm	0.203 mm	
Longitud	10 mm	203 mm	
Ancho	8.5 mm	14 mm	
Error de Linealidad	< ±0.05%	<3%	< ±0.04
Tiempo de Respuesta	< 8µsec	<5 µsec	< 2msec
Rango de Temperatura	Altas temperaturas	(-9°) a (60°) C°	(-9°) a (90°) C°
Histéresis	< ±0.05%	<4.5%	< ±0.006
Repetitividad	< ±0.05%	<2.5%	< ±2

Tabla 4: Cuadro comparativo de las características de los sensores disponibles en el mercado internacional.

El principio de funcionamiento de la Galga Extensiométrica (Strain Gauge) es similar al de una resistencia eléctrica, pero varía de acuerdo a la deformación que esta sufre. Este transductor está constituido por una base muy delgada no

conductor sobre la cual va adherido un hilo metálico muy fino, de forma que la mayor parte de su longitud está distribuida paralelamente a una dirección determinada. La resistencia eléctrica del hilo es directamente proporcional a su longitud, o lo que es lo mismo, su resistencia aumenta cuando éste se alarga. De este modo las deformaciones que se producen en el objeto, en el cual está adherida la galga, provocan una variación de la longitud y, por consiguiente, una variación de la resistencia.

De acuerdo a su hoja de datos, la galga extensiométrica se tiene que adherir a un tipo de metal. Por esto, este tipo de transductor fue descartado en la elección, por que resultaría incómodo para el paciente.

Los sensores capacitivos no son ideales para la aplicación debido a sus dimensiones (el sensor capacitivo más pequeño es de 1 cm de diámetro y 0.5 cm de alto) y su elevado costo.

Finalmente, se seleccionó el sensor Flexiforce A201 por tener características necesarias como la flexibilidad, diseño delgado, tiempo de respuesta inmediata y respuesta lineal. Todas estas cualidades hacen del Flexiforce A201 el sensor adecuado para la implementación del prototipo.

Estudios realizados en la dinámica de carga y descarga de la presión plantar, además de las entrevistas con un médico especialista, concluyeron que las zonas más vulnerables para el desarrollo de ulceraciones son el 1°, 2°, 3° metatarso y el calcáneo [23]. Por ello la plantilla instrumentada cuenta con 8 sensores distribuidos como se muestra en la Tabla 5 y la distribución de los mismos en la Figura 10.

Pie derecho	Zona	Pie izquierdo	Zona
Sensor 01	Calcáneo	Sensor 09	Calcáneo
Sensor 02	5° metatarso	Sensor 10	5° metatarso
Sensor 03	4° metatarso	Sensor 11	4° metatarso
Sensor 04	3° metatarso	Sensor 12	3° metatarso
Sensor 05	2° metatarso	Sensor 13	2° metatarso
Sensor 06	1° metatarso	Sensor 14	1° metatarso
Sensor 07	1° metatarso	Sensor 15	1° metatarso
Sensor 08	Dedo gordo	Sensor 16	Dedo gordo

Tabla 5: Distribución de los sensores en el pie derecho e izquierdo.

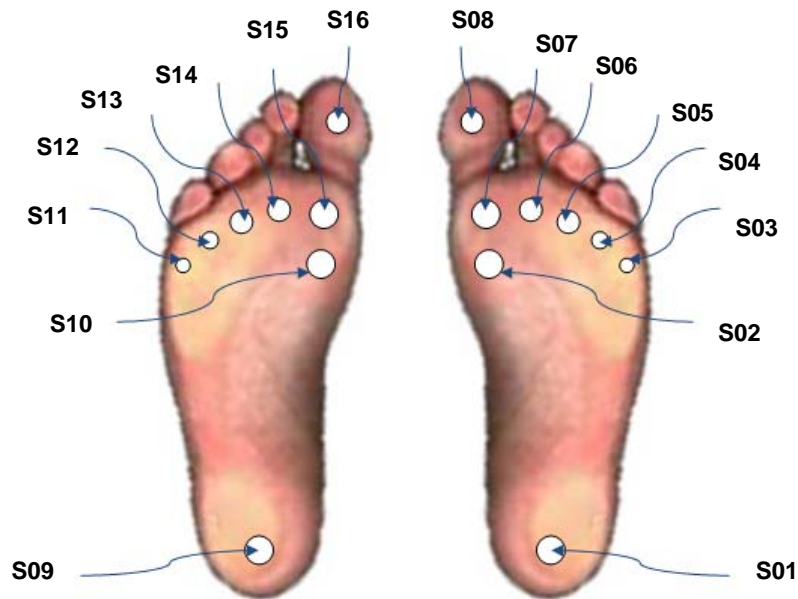


Figura 10: Distribución de sensores en el pie derecho e izquierdo.

3.1.2 Características del sensor seleccionado

El transductor Flexiforce A201 es un sensor piezoeléctrico. Su resistencia eléctrica es inversamente proporcional a la fuerza que se esté aplicando [22]. Este sensor es ultra-delgado, además tiene un circuito impreso flexible. Está constituido por:

- Dos capas de sustrato que contribuye a la flexibilidad.
- Dos capas de material conductor (plata).
- El material del área activa de detección de presión y los hilos que se extienden hasta los pies del sensor son de material conductor (plata).
- Dos capas sensibles a la presión.
- Además se usa un adhesivo que se utiliza para laminar las dos capas de sustrato y así formar el sensor de fuerza.

Este transductor tiene tres terminales, de los cuales, dos conectores externos están activos y el conector central está inactivo. A través de estos se puede efectuar la lectura de la resistencia, que varía de forma inversamente proporcional a la fuerza que se esté aplicando en el área activa.

Dentro de sus características se destaca la respuesta lineal respecto a la carga aplicada, así mismo, se observa que el porcentaje de error en la repetitividad es bajo, es decir, la diferencia entre respuestas tomadas bajo las mismas condiciones

en diferentes instantes es mínima. También se destaca el tiempo de respuesta inmediata que presenta el transductor ante variaciones de fuerza en el área de sentido [22].

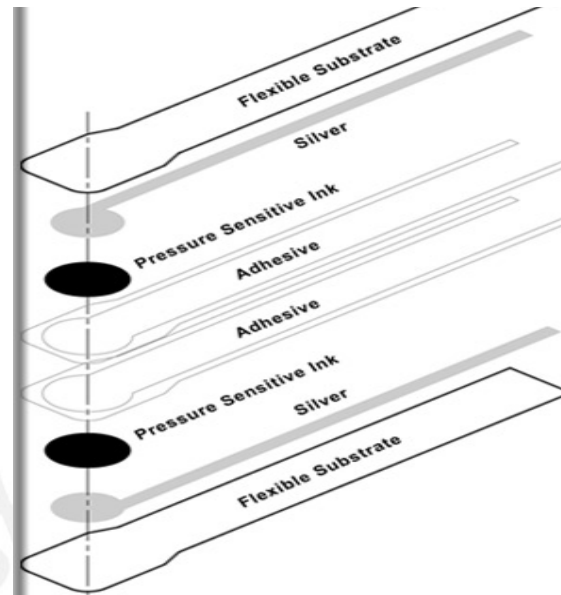


Figura 11: Capas que constituyen el sensor Flexiforce A201, extraído de <http://www.tekscan.com/Flexiforce/Flexiforce.html> [22].

Especificaciones y Características	Flexiforce A201 [22]
Espesor	0.203 mm
Longitud	203 mm
Ancho	14 mm
Área de Detección	71.26 mm ²
Rango de sensibilidad a fuerza	1 oz-1000 lb (20g-2200kg)
Rango de sensibilidad a presión	0.40 psi - 10,000 psi (2.8 KPa - 68.9 MPa)
Error de Linealidad	<3%
Tiempo de Respuesta	5 -20 µsec
Temperatura de operación	(-9°) a (60°) C
Sensibilidad a la Temperatura	0.36% por grado C
Histéresis	<4.5%
Repetitividad	<2.5%
Fuerza de quiebre (activación)	0.3 oz - 0.7 oz (10 g – 20 g)
Corriente máxima	2.5 Ma
Resistencia eléctrica sin carga	>5 MΩ
Sensibilidad a ruido	Poca a ninguna

Tabla 6: Características sensor Flexiforce A201

En el primer momento de la marcha humana el talón soporta todo el peso del cuerpo (ver 3.1.1), además estudios muestran que durante la marcha, a velocidad normal, el pie soporta 1.2 veces el peso corporal [8].

De acuerdo con lo experimentado durante el desarrollo del prototipo, el sensor y el talón humano tienen una relación de áreas de siete a uno, en el caso más crítico. Por lo tanto, para una persona de 150 Kg el peso máximo que debe ser soportado por el sensor es de 25.71Kg. (Incluyendo el 20% adicional del peso corporal durante la marcha a ritmo propio [17]).

Para la etapa de calibración, sin embargo, no se dispuso de una pesa calibrada a dicho peso, por lo cual se utilizó como peso máximo 27Kg, con lo cual el peso máximo de la persona a utilizar el sistema es de 157.5 Kg.

3.2 CONVERSIÓN DE LA SEÑAL

El objetivo del circuito conversión de señal es tener un voltaje de salida analógico proporcional a la fuerza aplicada en el área activa del sensor. Se sabe que el sensor a utilizar tiene efecto piezorresistivo, es decir, el parámetro de variación lineal es la conductancia; por lo tanto el valor de voltaje analógico debe ser función de la conductancia del sensor.

Para el diseño del circuito se usó el opamp LM358 de forma inversora, debido a su bajo costo y disponibilidad en el mercado nacional. Así mismo, el opamp tiene un rango dinámico de salida de $\pm(V_{cc}-1.5V)$, es alimentado con una fuente dual y constante de ± 9 voltios y una referencia de GND para todo el circuito (ver anexo 1.1).

Se tiene una resistencia variable (R_f) que se conecta a la entrada negativa del opamp y a la salida (V_{out}). La respuesta del sensor respecto a la fuerza ejercida es llamada resistencia del sensor (R_s). El voltaje de referencia (V_{ref}) determinará la pendiente de la curva V vs. F , ya que, la carga máxima es de 140 lbs. Se determinó experimentalmente que el valor adecuado es de 3.5V para evitar la saturación del circuito a cargas menores que la máxima. El valor de voltaje de salida se obtiene de (1).

$$V_{out} = -V_{ref} \times \frac{R_f}{R_s} \quad (1)$$

En la Figura 12 se observa que el valor de voltaje de salida (V_{out}) depende del valor de la resistencia de referencia (R_f).

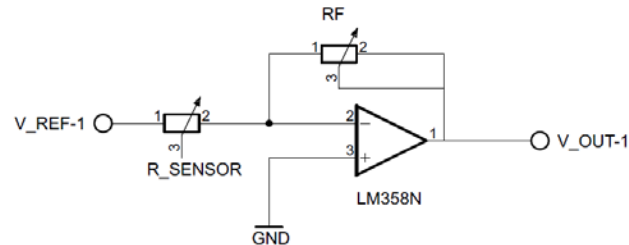


Figura 12: Circuito de acondicionamiento de señal.

Como se había mencionado cada sensor tiene diferente desempeño, por ello durante la calibración se ajusta cada resistencia para obtener 5 voltios cuando se ejerce la máxima fuerza. El esquemático del circuito de acondicionamiento de señal se presenta en el anexo 1.1. A continuación se presenta la Tabla 7 con los valores de R_f que se obtuvo para cada transductor.

Transductor	Valor de Resistencia de Referencia(R_f) (k-ohm)
Sensor 01	58.4
Sensor 02	47.9
Sensor 03	21.1
Sensor 04	28.02
Sensor 05	30.35
Sensor 06	22.92
Sensor 07	38.3
Sensor 08	36.5
Sensor 09	33
Sensor 10	27.4
Sensor 11	20.59
Sensor 12	30.8
Sensor 13	32.8
Sensor 14	27.38
Sensor 15	33
Sensor 16	37.5

Tabla 7: Valores de (R_f).

3.3 FILTRO

Se diseñó un filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 21.92 Hz. Esto con la finalidad de captar todo el tiempo de la marcha sin interferencia. Este valor es

calculado teniendo en cuenta que la velocidad promedio de la marcha es de 1.19 metros por segundo [8]. El filtro es activo y de primer orden con una atenuación de 20dB por década a partir de la frecuencia de corte, tiene ganancia unitaria para mantener el valor que se obtiene en la etapa de conversión, y es inversor para obtener un valor final de salida positivo. Los valores de componentes son calculados a partir de (2).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

En la Figura 13, se observa que la respuesta real del filtro corresponde a los valores teóricos obtenidos previamente y es adecuado para la aplicación desarrollada. La frecuencia de corte se encuentra aproximadamente en 20 Hz, el filtro tiene una pendiente de 20 dB por década, en las frecuencias de 50-60 Hz se observa una atenuación de 10 dB asegurando la eliminación del ruido eléctrico.

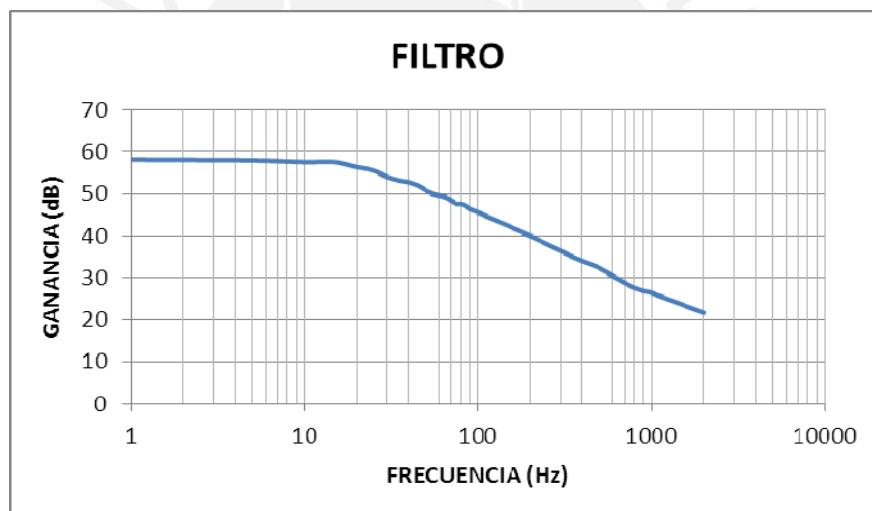


Figura 13: Comportamiento del filtro desarrollado.

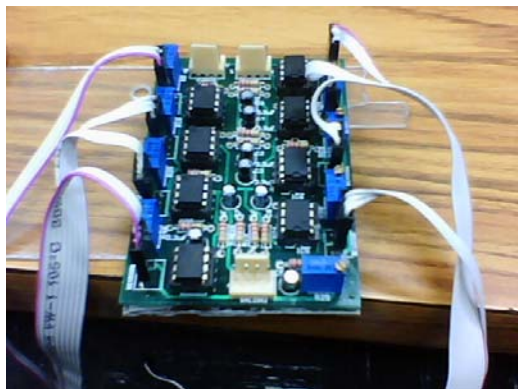


Figura 14: Circuito final de etapa de conversión de señal y filtro.

El esquemático del circuito de acondicionamiento de señal y filtro se presenta en el anexo 1.1

3.4 CALIBRACIÓN

El proceso de calibración se realiza antes del primer uso de los sensores, esto debido a que cada uno de ellos tiene diferente desempeño [24]. A continuación se describe las etapas de este proceso:

3.2.1 Materiales

- (16) sensores Flexiforce A201.
- (2) Multímetro.
- Masas calibradas de 4.5, 9, 18, 27 Kg.
- (1) Pieza metálica de 8.5 mm de diámetro, que asegure la máxima concentración de fuerza en la área activa de sensado.
- (1) Máquina de gimnasio con poleas fijas.
- Cinta de doble contacto 3M.
- (1) Computadora.
- (1) Hardware de acondicionamiento de señal

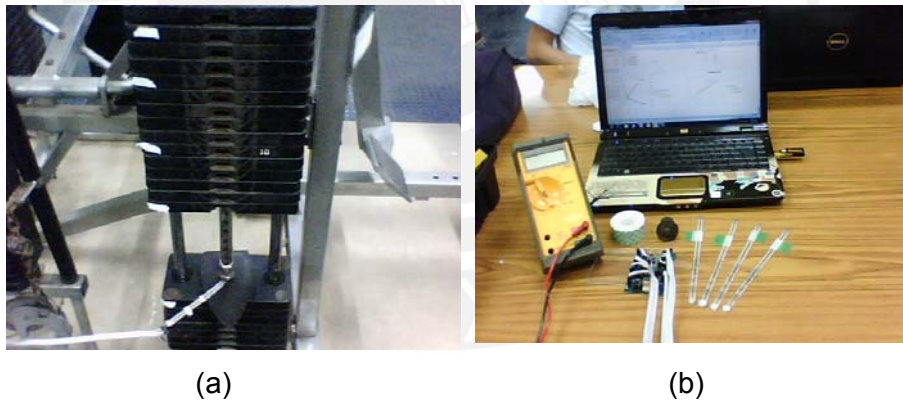


Figura 15: (a) Máquina de poleas fijas. (b) Materiales adicionales para la calibración.

3.2.2 Procedimiento

A continuación se describen los procedimientos para obtener las curvas de desempeño. Con el procedimiento A se obtiene la curva de Resistencia vs. Fuerza Aplicada, y con el procedimiento B se obtiene la curva Voltaje vs. Fuerza Aplicada. Cabe mencionar que estos procedimientos siguen las recomendaciones del fabricante.

➤ **Procedimiento A**

- Conectar el sensor al Multímetro 1, para obtener valores de resistencia inversamente proporcional a la fuerza ejercida en dicho transductor.
- Colocar el sensor sobre la base de la máquina de gimnasio de poleas fijas.
- Con ayuda de dicha máquina se coloca el 110% de carga de prueba durante unos 3 segundos, se retira, se espera otros 3 ó 4 segundos y se repite 3 ó 4 veces. Este procedimiento es útil para obtener mejores resultados y se recomienda repetir antes de cada uso.
- Se coloca un tercio del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 1.
- Se coloca dos tercios del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 2.
- Por último, se coloca todo del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 3.

El objetivo del procedimiento A es obtener una gráfica de Resistencia vs. Fuerza Aplicada para cada una de los 16 sensores.

➤ **Procedimiento B**

- Conectar el sensor al circuito de conversión de señal y la salida de este circuito al multímetro 2, se obtiene valores de voltaje directamente proporcional a la fuerza ejercida en dicho transductor.
- Colocar el sensor sobre la base de la máquina de gimnasio de poleas fijas.
- Con ayuda de dicha máquina se coloca el 110% de carga de prueba durante unos 3 segundos, se retira, se espera otros 3 ó 4 segundos y se repite 3 ó 4 veces. Esto para obtener mejores resultados y se recomienda repetir antes de cada uso.
- Se coloca un tercio del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 1.

- Se coloca dos tercios del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 2.
- Por último, se coloca todo del peso de prueba en el sensor, se espera 3 ó 4 segundos antes de grabar la salida. El resultado será ingresado en la hoja de cálculo como el punto 3.

El objetivo del procedimiento B es obtener una gráfica de Voltaje vs. Fuerza. Esta gráfica nos proporcionará valores de fuerza que serán utilizados en el siguiente capítulo. Cabe mencionar que los procedimientos A y B se realizan para cada uno de los 16 sensores.

3.2.3 Curvas de desempeño

Como se había descrito previamente se obtienen dos curvas. Una de ellas es la de resistencia versus fuerza aplicada, en esta gráfica se observa el comportamiento del sensor. Se demuestra que la resistencia es inversamente proporcional a la fuerza aplicada. El sensor sin carga presenta valor de resistencia mayor a 5 M-Ohm, esta resistencia va disminuyendo conforme se aumenta la carga expresada en Kg-F. Además se observa la linealidad del circuito en la curva de conductancia ($1/R$), conforme lo indica la hoja de datos del sensor [22]. La Figura 16 describe el comportamiento del sensor explicado líneas arriba.

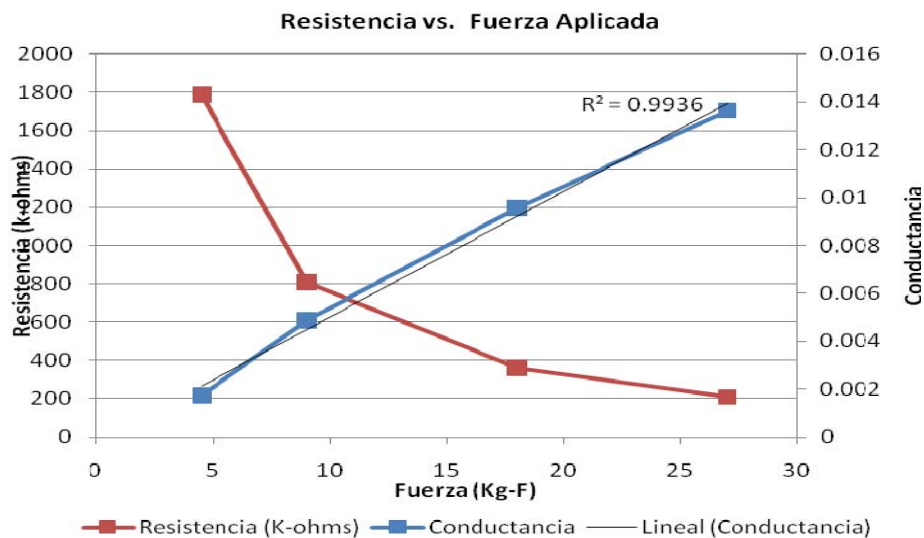


Figura 16: Gráfica de desempeño del sensor expresada en Resistencia vs. Fuerza Aplicada. La línea azul representa la curva real y la línea negra la curva ideal.

A continuación se muestra la Tabla 8 con los valores de peso aplicado y su valor de resistencia correspondiente.

Peso Aplicado (Kg)	Resistencia (K-ohm)	Conductancia
0		
4.5	1790	0.001724138
9	810	0.004878049
18	360	0.009569378
27	208	0.013642565

Tabla 8: Tabla de Resistencia vs. Peso Aplicado.

La segunda curva es voltaje versus fuerza aplicada. Los valores de voltaje son directamente proporcionales a la fuerza aplicada, es decir, van aumentando su valor conforme se aumente el valor de fuerza que se ejerce en el sensor. Esta gráfica es importante para presentar los resultados finales del análisis del paciente ya que para cada valor de voltaje de salida se tiene un valor de fuerza proporcional; esta proporcionalidad es asegurada debido a la linealidad del sensor.

A continuación se muestra la Tabla 9 con los valores de peso aplicado y su valor de voltaje de salida proporcional, asimismo, se muestra la Figura 17 que describe el comportamiento del sensor explicado líneas arriba.

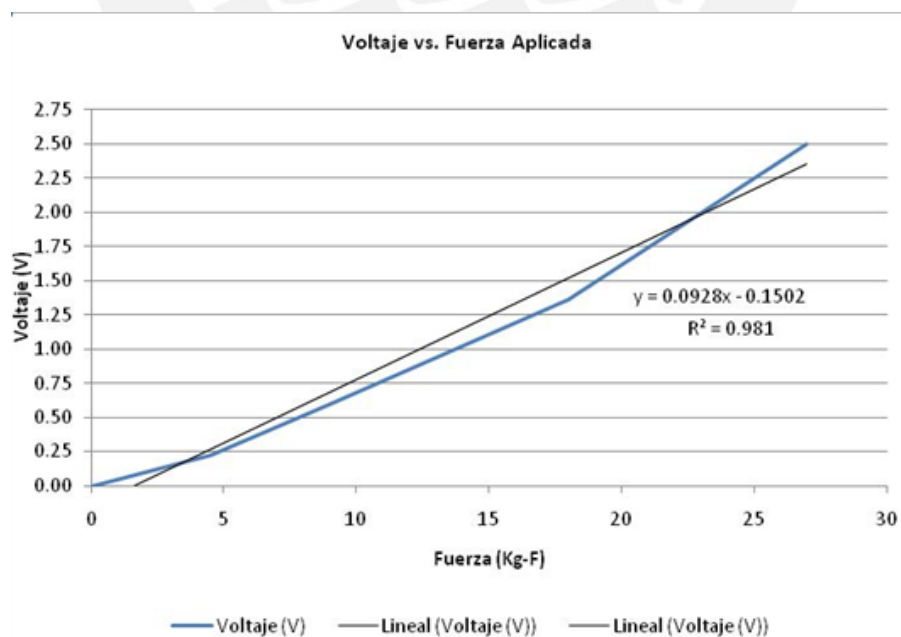


Figura 17: Gráfica de desempeño del sensor expresa en curva de voltaje versus fuerza aplicada.

Peso Aplicado (Kg)	Voltaje (V)
0	0.001
4.5	0.52
9	1.24
18	2.63
27	4.5

Tabla 9: Tabla de voltaje versus peso aplicado.

En el anexo 2 se encuentra las curvas de desempeño de voltaje versus fuerza aplicada y resistencia versus fuerza aplicada para cada uno de los 16 sensores. Así mismo, se presenta la Tabla 10 que contiene el error del ajuste lineal para cada uno de los sensores.

Se observa que los valores de ajuste lineal se encuentran dentro del rango establecidos por el fabricante, valores de R^2 entre 0.97 y 1. Por lo tanto se puede concluir que dichos sensores tienen un comportamiento lineal. Los valores de voltaje tendrán un valor proporcional de fuerza.

Transductor	Valor de R^2
	Fuerza Aplicada vs. Voltaje
Sensor 01	0.981
Sensor 02	0.991
Sensor 03	0.9965
Sensor 04	0.9966
Sensor 05	0.9997
Sensor 06	0.9956
Sensor 07	0.9919
Sensor 08	0.9914
Sensor 09	0.9841
Sensor 10	0.9894
Sensor 11	0.9968
Sensor 12	0.9962
Sensor 13	0.9916
Sensor 14	0.9962
Sensor 15	0.9962
Sensor 16	0.9917

Tabla 10: Valores del factor R^2 .

3.2 CONVERSIÓN ANÁLOGO DIGITAL

El proceso de digitalización de la señal es realizado por el micro controlador ATmega8. El Atmega8 de ATMEL es un micro controlador AVR de alto rendimiento y bajo consumo, basado en arquitectura RISC avanzada. Tiene 8K *bytes* de

memoria flash programable con capacidad de lectura y escritura, 1K *byte* de SRAM, 512 *bytes* de EEPROM, también cuenta con 8 canales ADC de 10 *bits*, y 32 registros de propósito general.

Cada canal ADC del ATmega8 está conectado a un multiplexor analógico de 8 canales. Cada uno permite la conexión de ocho entradas en modo común con referencia a tierra. Sin embargo, la aplicación requiere de 16 canales de entrada (16 sensores) por lo tanto se implementa una etapa de multiplexión analógica.

La etapa de multiplexión se implementa con el multiplexor HEF4067BP, que cuenta con 16 canales de entrada, cuatro selectores, una señal de habilitación y una salida. Adicionalmente, su resistencia en estado activo es muy baja, 350 Ω , si es alimentado con una fuente de 5V.

El ATmega8 se encarga del control de los cuatro selectores del multiplexor y de la posterior conversión análogo digital. El ADC convierte una entrada analógica a un valor digital de *bits* a través de aproximación sucesiva, donde el mínimo valor es tierra y el máximo valor es configurado al voltaje de alimentación.

La velocidad de la marcha humana es de 1.19 m/s [8], y el multiplexor es de 16 canales, por lo tanto, la frecuencia máxima es de 19.04Hz, implementado como un retardo de 52ms en el micro controlador. Los parámetros a los que se encuentran configurado el ADC son: Voltaje de referencia igual a Vcc, el pre escalador con un factor de división entre 8, 8 *bits* de resolución. La resolución es de 20mV.

Los parámetros de transmisión serial son: 9600 baudios, 8 *bits*, 1 *bit* de parada, sin paridad, transmisión asíncrona. En la Figura 18, se muestra el circuito de conversión de señal que se usó en la implementación del prototipo; mientras que el circuito esquemático se encuentra en el anexo 1.2.

El esquemático del circuito de conversión análoga digital se presenta en el anexo 1.2. La programación del micro controlador Atmega 8 se encuentra en el anexo 3.

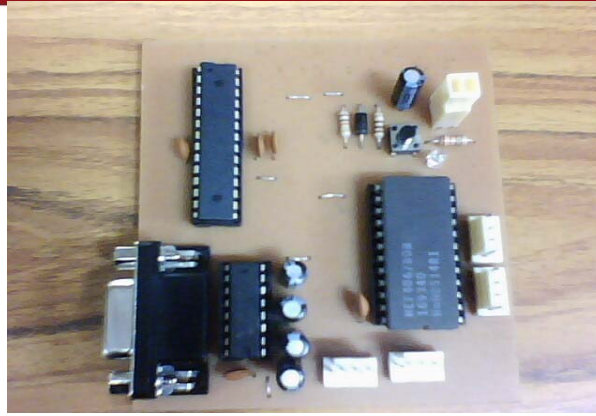


Figura 18: Circuito final de etapa de conversión ADC.

3.2 FUENTE DE ALIMENTACIÓN

Para la alimentación de la etapa de conversión de señal es necesario un voltaje de ± 9 VDC, este voltaje se obtiene con baterías de estos valores. Para la alimentación del micro controlador se usa un voltaje de $+ 5$ VDC. Este voltaje se consigue teniendo como voltaje de entrada el valor de $+ 9$ VDC del circuito integrado LM7805, el cual entrega como valor de voltaje de salida 5VDC.

El valor de voltaje de referencia de los sensores Flexiforce A201 es de 3.4 VDC. Este valor se obtiene haciendo un divisor de voltaje, luego este se usa como entrada del amplificador operacional LM 741 para garantizar una salida constante de 3.4 VDC.

El valor de corriente consumida a plena carga es de 10 mA. Todos estos valores de voltaje son integrados en una sola tarjeta como se muestra en la Figura 19. El esquemático del circuito de acondicionamiento de señal y filtro se presenta en el anexo 1.3



Figura 19: Circuito final de la fuente de alimentación.

CAPÍTULO 4:

4 ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO Y PRUEBAS DEL SISTEMA DISEÑADO

En el presente capítulo se describe el ensamblaje de los circuitos involucrados en el diseño de la plantilla instrumentada. Además se describe el chasis que será usado en el desarrollo de la implementación de la presente tesis. Así mismo, se presentan los tipos de pruebas que se realizaron a cinco personas. Finalmente, se muestran los resultados de las pruebas en posición estática y dinámica; y se realiza la interpretación de las gráficas con los valores de presión hallados.

4.2 ENSAMBLAJE

El chasis final tiene una dimensión de 15 cm de largo, 8 cm de ancho y 5 cm de alto. Está dividido en dos pisos que se describen a continuación:

La Figura 20 muestra la distribución de tarjetas del primer piso. Se observan dos baterías de +9 VDC y -9 VDC ubicadas en la parte lateral. En el lado izquierdo de la figura, se encuentra la tarjeta de alimentación. Al lado derecho de la figura, se encuentra la tarjeta de conversión de señal y filtrado, esta tarjeta tiene salida para los sensores del 1 al 8.

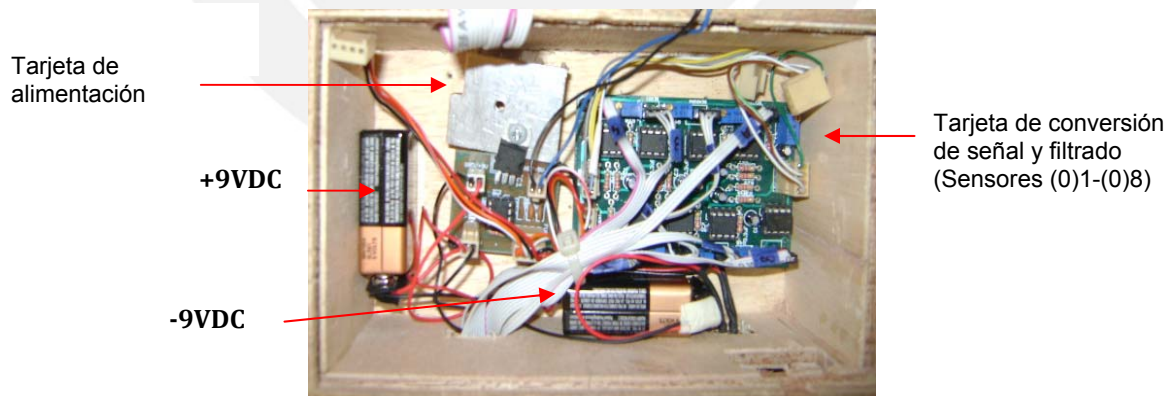


Figura 20: Distribución de tarjetas y componentes en el primer piso del chasis.

En la Figura 21 a) se describe la distribución del segundo piso del prototipo. En el lado izquierdo de la Figura se encuentra la segunda tarjeta de conversión de señal y filtrado que tiene salida para los sensores del 9 al 16 y en el lado derecho de la

Figura se encuentra la tarjeta de conversión análoga digital. Así mismo, en la Figura 21 b) se observa el lado lateral del chasis donde se encuentra un interruptor para el encendido y apagado del prototipo y el conector serial.

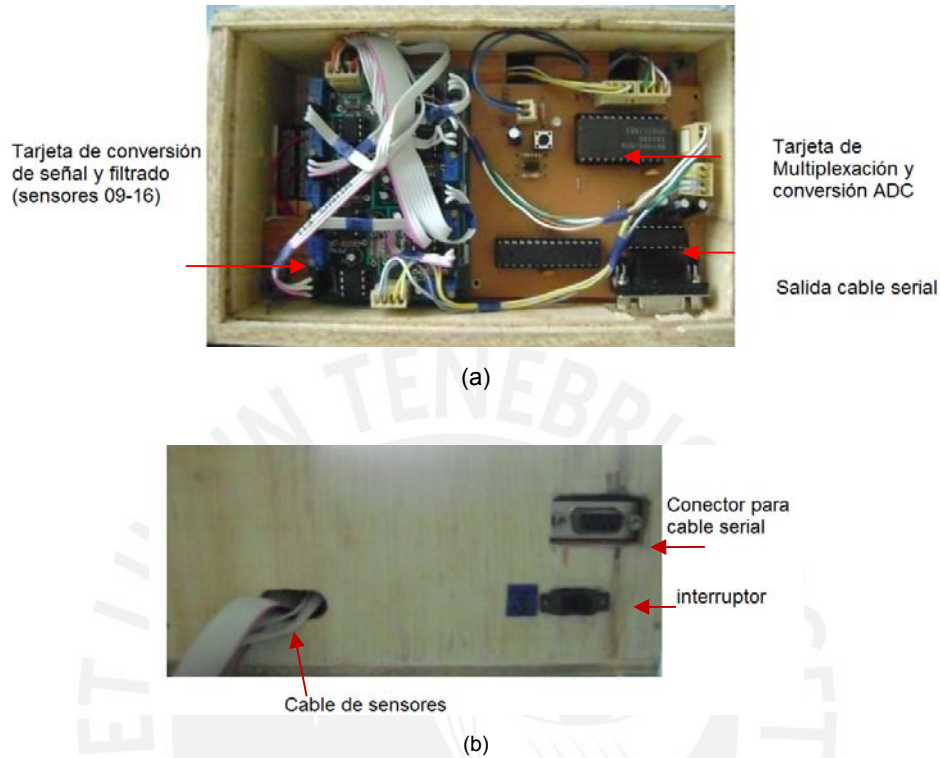


Figura 21: (a) Distribución de tarjetas en el segundo piso del chasis.
(b) Vista lateral de chasis.

Finalmente, el chasis es sujetado con un elástico para ser ubicado a la altura de la cintura del paciente. La plantilla está diseñada con dos cintas ajustables a la altura del empeine como se muestra en la Figura 22.

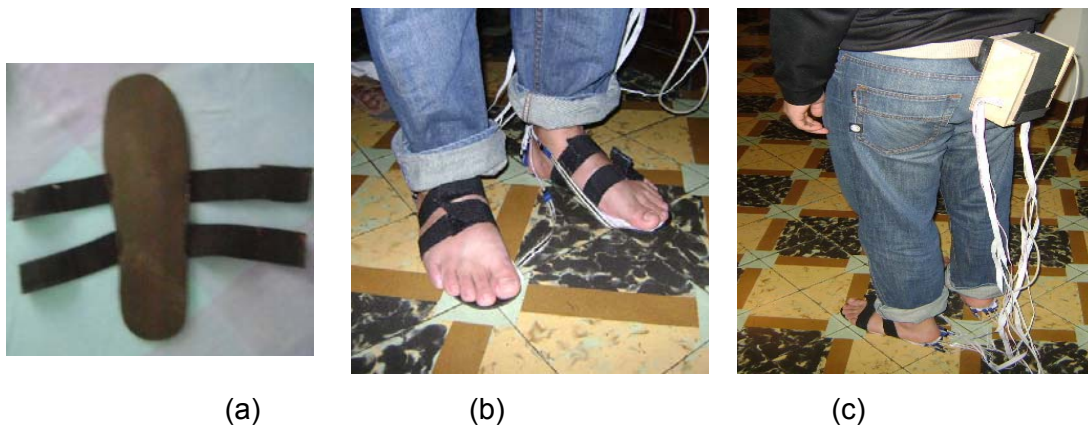


Figura 22: (a) Plantilla. (b) Paciente usando la plantilla. (c) Paciente portando el prototipo diseñado.

En la Figura 22.a se presenta la base de la plantilla usada en el prototipo. En la Figura 22.b se observa a un paciente usando la plantilla diseñada y en la Figura 22.c se observa a un paciente con el chasis sujetado a la cintura con una correa y en uso de las plantillas instrumentadas.

4.2.1 Descripción del color de los cables internos

Para el cableado de los sensores desde la salida de la tarjeta de conversión de señal hasta la plantilla se usó cable tipo flat de tres hilos, debido a que los sensores Flexiforce A201 tienen tres pines de salida. Del mismo modo, este tipo de cable resulta práctico para el manejo de las salidas de la tarjeta de conversión de señal.

A continuación se muestra la Tabla 11 que describe los colores de los cables internos usados en el prototipo de la presente tesis.

Señal	Color de Cable
+9 VDC	Rojo
-9 VDC	Blanco rojo
GND	Negro
5 VDC	Azul
3,4 VDC(Voltaje de referencia)	Naranja
Salida: Sensor (0)1,Sensor (0)9	Verde
Salida: Sensor (02),Sensor 10	Blanco verde
Salida: Sensor (0)3,Sensor 11	Marrón
Salida: Sensor 04,Sensor 12	Blanco marrón
Salida: Sensor 05,Sensor 13	Blanco azul
Salida: Sensor 06,Sensor 14	Gris
Salida: Sensor 07,Sensor 15	Amarillo
Salida: Sensor 08,Sensor 16	Blanco

Tabla 11: Normativa de cables usados en el prototipo.

4.2.2 Especificaciones técnicas finales del prototipo

Características	
Resolución	20g
Alimentación	2 pilas de 9V
Factor de Linealidad	0.98
Rango de peso de medición	Hasta 156Kg
Frecuencia de medición	20 Hz
Cantidad de sensores	16

Tabla 12: Especificaciones del prototipo implementado.

4.2 PRUEBAS REALIZADAS AL PROTOTIPO

4.2.1 Tipos de pruebas realizadas

a) Prueba en posición estática

La prueba estática consiste en registrar los datos cuando el paciente se encuentra en posición vertical ejerciendo toda su fuerza corporal sobre los sensores durante un minuto. Este periodo es suficiente para obtener la cantidad adecuada de datos y es el tiempo que establece el examen médico en la ortopedia Wong.

El registro de los datos fue realizado siguiendo el protocolo descrito en 4.2.2 en cada paciente. Durante el procesamiento de los datos se eliminaron los valores mínimos y máximos registrados durante el periodo de un minuto.

De esta manera, se obtuvo el promedio de fuerza aplicada para cada uno de los 16 sensores. El resultado final se observa en una gráfica (ver página 46) que describe las presiones promedio que fueron registradas durante el análisis. Además, se utiliza una escala de colores siendo el color rojo el equivalente a la máxima presión registrada y el color blanco el equivalente a la mínima.

Esta gráfica fue diseñada para efectos de visualización de resultados y será reproducida para cada paciente, sin embargo, una gráfica equivalente a ésta se debe desarrollar en el software que complementaría a esta tesis.

b) Prueba durante la marcha dinámica

Durante la prueba de marcha dinámica se registran los datos cuando el paciente se encuentra caminando de manera natural durante un minuto, periodo suficiente para obtener al menos tres pasos del paciente y correspondiente a una vuelta en la trayectoria establecida (Figura 24). El registro de los datos fue realizado siguiendo el protocolo descrito en 4.2.3 en cada paciente. Para el procesamiento de datos se eliminaron los registros donde se obtuvieron valores de cero para los 16 sensores.

El resultado final se observa en una gráfica de secuencia de pasos para el periodo de 5 segundos (tomando como referencia el protocolo usado por el BIOFOOT [13]) donde se describe las presiones que fueron registradas durante el análisis y que corresponde a un determinado sensor.

Esta gráfica también presenta una escala de colores siendo el color rojo el equivalente a la máxima presión registrada y el color blanco el equivalente a la mínima presión registrada. La misma fue diseñada para efectos de visualización de resultados y fue reproducida para cada paciente, sin embargo, una gráfica equivalente a ésta se debe desarrollar en el software que complementaría a esta tesis.

Para esta prueba se marcó la trayectoria por donde se desplazaron los pacientes, como se muestra en la Figura 23, y se les indicó que se desplazaran a una velocidad normal. Adicionalmente, se tuvo un tiempo de espera de tres minutos para que el paciente se acostumbre a la plantilla.



Figura 23: Trayectoria desarrollada durante en análisis dinámico.

4.2.2 Protocolo para las pruebas.

a) Prueba estática.

1. Toma de prueba pedigráfica al paciente para obtener la huella plantar. (Ver página 9). Se usó un tampón de oficina.



Figura 24: Ficha pedigráfica de un paciente.

2. Con ayuda de la prueba pedigráfica se identifican las zonas de calcáneo y metatarsos para cada paciente.
3. Recortar la Figura de la huella plantar obtenida en prueba pedigráfica y adherir muestra a la plantilla (Figura 25).



Figura 25: Recorte de la prueba Pedigráfica de paciente, adherido a la plantilla.

4. Pegar los sensores con cinta adhesiva en las zonas identificadas y recubrirlos. Para que los sensores sean reusables y por su bajo costo se usa cinta de doble contacto (ver recomendaciones) de la marca 3M de tamaño estándar; tener cuidado de no sobreponer sensores, especialmente en el área del talón. El área de sensado debe estar en contacto directo con la piel.
5. Prueba manual de cada sensor: Aplicar presión con los dedos de la mano a cada sensor y verificar que los valores observados se incrementen a medida que se incrementa la fuerza.



Figura 26: Sensores adheridos a la plantilla.

6. Sujetar la plantilla en el pie del paciente utilizando las cintas elásticas con velcro en los extremos (Figura 27). Buscar la comodidad del paciente, la plantilla no debe estar muy ajustada.



Figura 27: Plantilla adherida al pie del paciente.

7. Con una correa sujetar chasis a la cintura del paciente (Figura 28).



Figura 28: a) cinta que sujeta el chasis. b) Chasis sujetado a la cintura del paciente.

8. Conectar el prototipo a una PC, cargar el programa Hyperterminal y configurar valores de transmisión.
9. Luego de encender el prototipo, la interfaz mostrará el siguiente mensaje: “Pulse X si está listo para empezar la evaluación”, después de pulsar X se inicia la toma de la muestra.
10. Para la prueba estática, el paciente debe mantenerse en posición vertical durante un minuto (Figura 29).

11. Guardar resultados.



Figura 29: Paciente en posición vertical.

b) Protocolo para la prueba dinámica.

Repetir los pasos del 1 al 9 de la prueba estática (ver página 35). Dejar reposar al paciente por un periodo de 5 minutos, a continuación pedirle que realice el recorrido de la trayectoria a modo de prueba, consultar acerca de la comodidad de la plantilla y recomendar realizar la prueba a su velocidad regular.

10. Para la prueba dinámica, el paciente debe desplazarse naturalmente durante un minuto (Figura 30).

11. Guardar resultados.

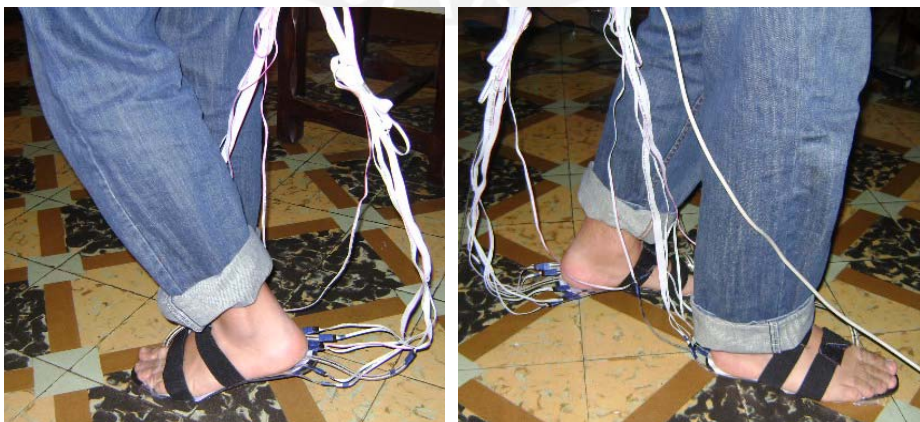


Figura 30: Paciente desarrollando la marcha.

4.2.3 Procesamiento de datos.

Las pruebas realizadas al prototipo del equipo médico se desarrollarán en la interfaz del Hyperterminal. Esta interfaz nos proporciona valores de ADC, en base hexadecimal como se muestra en la Figura 31.

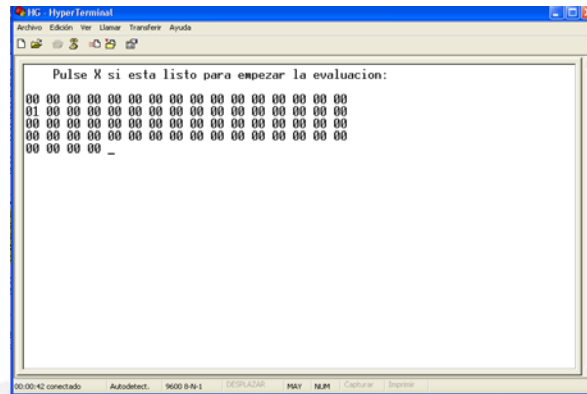


Figura 31: Prueba de la transmisión de datos sin carga.

Para presentar los valores de presión registrados durante la evaluación se sigue las conversiones de valores como se muestra en el diagrama de bloques 1 teniendo como herramienta el programa de cálculo EXCEL.

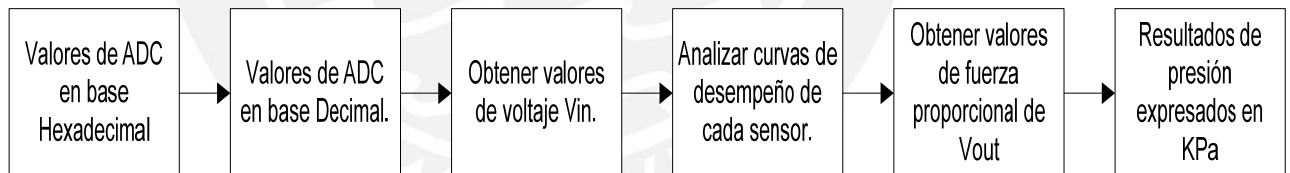


Diagrama de bloques 1: Conversión de valores de ADC a valores de presión (KPa)

A continuación se describe el procedimiento seguido en el programa EXCEL.

Paso 1: Se obtienen los datos del software de procesamiento (Hyperterminal), estos datos obtenidos se encuentran en un sistema de numeración hexadecimal.

Paso 2: Convertimos los datos obtenidos en el paso anterior al sistema decimal usando la función HEX.A.DEC() del Excel. A este valor lo llamaremos "d".

Paso 3: Cálculo del Voltaje: Si los valores resultantes en el paso anterior son mayores o iguales a 0, usamos la fórmula $V_{in} = \frac{a-b}{2^8}$, caso contrario no se considera y se deja la celda vacía. A este valor lo llamamos f.

Paso 4: Cálculo de la Presión. En este paso expresamos la fuerza (Kgf) en Newtons y finalmente calculamos la presión en Pascales usando la siguiente fórmula:

Presión = $\frac{(f-b) \cdot 9.81}{a \cdot 71.33} * 1,000$ KPa los valores de a y b son las constantes de correlación determinadas para cada sensor ($y = a \times x + b$ esta ecuación es hallada durante el proceso de calibración para cada sensor debido a las características propias de cada una de ellos).

Nota: a) 71.33 mm² es el valor del área del sensor.
b) 1Kgf = 9.81 N

Paso 5: Valores estadísticos obtenidos:

- Valores Mínimos: Obtenemos los valores mínimos de presión por cada sensor usando la función MIN() del Excel.
- Valores Máximos: Obtenemos los valores máximos de presión por cada sensor usando la función MAX() del e(E)xcel.
- Promedio: Obtenemos los valores promedio de presión por cada sensor usando la función PROMEDIO() del e(E)xcel.
- Mediana: Obtenemos la mediana de las presiones por cada sensor usando la función MEDIANA() del e(E)xcel.

4.2.4 Presentación de resultados.

Para el presente documento se realizaron pruebas a cinco personas sin registro de patología. Las pruebas realizadas fueron en posición estática y durante la marcha siguiendo los protocolos descritos en 4.2.2. Para cada colaborador se registró datos antropométricos de peso, edad y talla de zapato. La edad promedio de los colaboradores fue de 32 años (rango: 23-60 años) y el peso promedio de 63 kg (rango: 51-80 kg). A continuación se muestra los resultados por cada paciente y su interpretación.

PACIENTE 1

SEXO	Edad	Peso (Kg.)	Talla de zapato
Femenino	25	51	35

ANÁLISIS ESTÁTICO

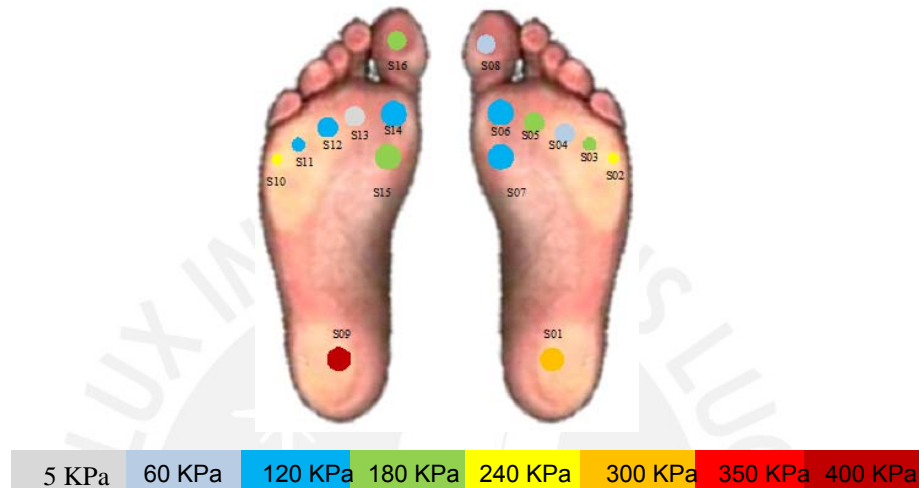


Figura 32: Resultado gráfico del análisis estático para el paciente 1.

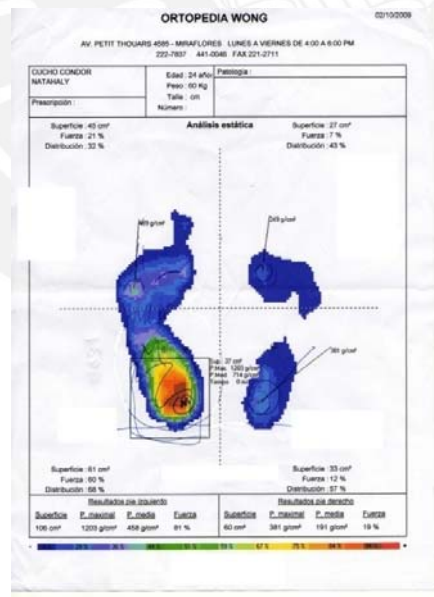


Figura 33: Resultado gráfico del análisis estático en la ortopedia Wong.

En el paciente 1 se observa que el trípode plantar del pie derecho registra presiones entre 130 y 330 KPa, mientras que el trípode plantar del pie izquierdo concentra presiones entre 120 y 670.

El análisis de la ortopedia Wong, al igual que el prototipo, registraron la mayor concentración de fuerza en el talón izquierdo. En la ortopedia se registró 714 KPa en una superficie de 37 cm² y con el prototipo se obtuvo 669.3 KPa (S9).

Para el talón derecho se tiene presiones de 381 KPa y 327 KPa en la ortopedia Wong y con el prototipo diseñado respectivamente. Para el área de la primera cabeza metatarsal se tiene una presión de 249 KPa para el resultado de la ortopedia y para el prototipo se tiene un valor de 140 KPa. En el área de la quinta cabeza metatarsal del pie izquierdo se tiene una presión de 489 KPa mientras que para el prototipo se tiene una presión de 260 KPa.

Estas diferencias pueden explicarse considerando que el equipo de la ortopedia tiene una resolución diferente (mayor cantidad de sensores y de menor tamaño). Debido a que la presión es estimada a partir del área de contacto la diferencia de áreas puede causar que un punto focal tenga un menor valor en un sistema con un área de sensado mayor.

En la Tabla 13 se muestran los valores de presión máxima, mínima y media que registraron cada uno de los 16 sensores.

Presión (KPa)			
Sensor	Min	Max	Promedio
S01	220.	327.5	270.9
S02	210.2	242.5	216.3
S03	128.	190.6	148.7
S04	15.	128.6	23.6
S05	156.1	170.9	158.3
S06	130.5	130.5	130.5
S07	106.8	106.7	106.7
S08	158.4	303.3	174.6
S09	309.1	669.4	407.9
S10	260.7	260.7	260.7
S11	137.1	137.1	137.4
S12	132.7	147.8	134.3
S13	3.8	3.9	3.7
S14	112.5	112.6	112.6
S15	179.2	194.6	181.8
S16	26.1	26.1	26.1

Tabla 13: Valores de presión máxima, mínima y promedio para cada sensor.

ANÁLISIS DINÁMICO



Figura 34: Resultado gráfico del análisis dinámico para el paciente 1 con el prototipo diseñado.

La Figura 34 es una representación gráfica del análisis dinámico en el Paciente 1, la cual describe el comportamiento de la marcha humana normal en un intervalo de 5 segundos.

En las Figuras 34.a y 34.b se observa la fase de apoyo sencillo del pie derecho y la fase de balanceo del pie izquierdo (ver página 11). La Figura 34.a corresponde al segundo momento de la marcha (ver página 10) donde tanto el talón derecho (S1) como las cabezas metatarsales (S3 y S4) soportan la concentración de carga y la 34.b al tercer momento donde las cabezas metatarsales (S2, S3, S4) soportan toda la carga.

En las Figuras 34.c y 34.d se observa la fase de apoyo sencillo del pie izquierdo, la 34.c corresponde al primer momento de la marcha donde la carga se encuentra concentrada en el talón (S9) y d) al tercer y cuarto momento. En la Figura 34.e se observa la fase de apoyo doble, el pie izquierdo corresponde al cuarto momento donde la carga se encuentra concentrada en las cabezas metatarsales y el dedo gordo y el pie derecho corresponde al primer momento de la marcha.

En la Figura 34.f se observa la fase de apoyo sencillo del pie derecho, que se encuentra en el tercer momento. En la Figura 34.g se observa la fase de apoyo sencillo del pie izquierdo, que se encuentra en el primer y segundo momento de la marcha. En la Figura 34.h el paciente continúa desarrollando la dinámica descrita anteriormente. En la Figura 34.i se observa la fase de apoyo doble, el pie derecho corresponde al tercer momento y el pie izquierdo corresponde al primer momento de la marcha.

En las Figuras 34.j, 34.k, 34.l, 34.m el paciente continúa desarrollando la dinámica descrita anteriormente. En la Figura 34.n se observa la fase de apoyo doble, sin embargo, se observa el tercer momento en el pie derecho y el cuarto en el pie izquierdo; esto se debe al giro obligatorio que debe realizar el paciente durante el análisis, ver página 40. Las Figuras 34.ñ y 34.o representan la dinámica descrita anteriormente. En los sensores 8 y 14 no se observa registro de valores debido a una mala ubicación del sensor o a las características propias de cada paciente.

PACIENTE 2

Sexo	Edad	Peso (Kg.)	Talla de zapato
Femenino	23	55	37

ANÁLISIS ESTÁTICO

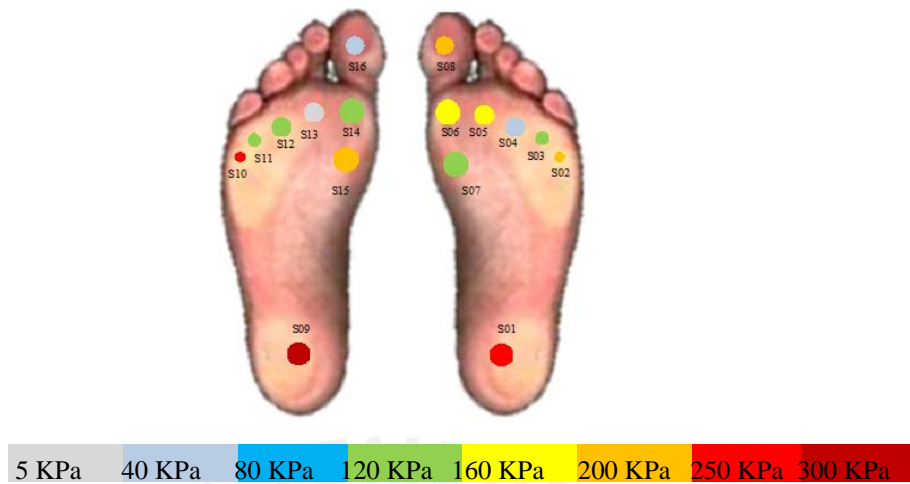


Figura 35: Resultado grafico del análisis estático para el paciente 2.

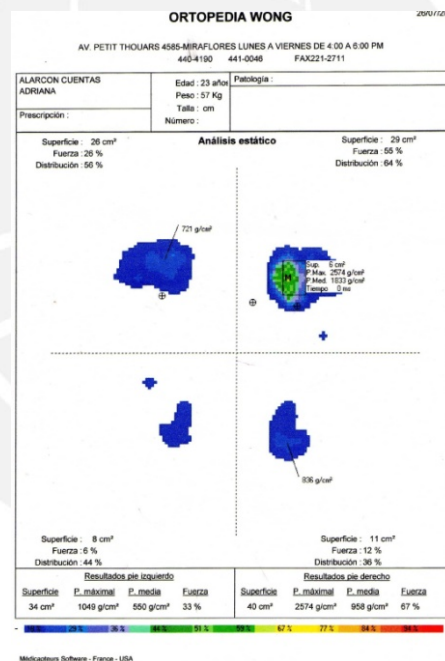


Figura 36: Resultado gráfico del análisis estático en la ortopedia Wong.

En el paciente 2 se puede observar que las presiones mayores se encuentran distribuidas en los tres puntos de apoyo principales de la superficie plantar: El talón, la primera y la quinta cabeza metatarsal.

Para el pie derecho los valores de presión se encuentran en el rango de 140 y 827 KPa y para el pie izquierdo se tiene valores de 130 y 460 KPa.

El resultado de la ortopedia registra la presión máxima en la zona de la primera y segunda cabeza metatarsal (960 KPa en un área de 6 cm²), mientras que el prototipo registró un valor de 940 KPa con el sensor ubicado en la segunda cabeza metatarsal.

Para el talón la ortopedia registró 836 KPa y el prototipo registró 797 KPa. Para el pie izquierdo se observa que la mayor concentración de fuerza se encuentra en la segunda cabeza metatarsal con valores de 721 KPa y 670 KPa para la ortopedia y el prototipo diseñado respectivamente.

En la Tabla 14 se muestran los valores de presión máxima, mínima y media que registraron cada uno de los 16 sensores durante la prueba estática.

Sensor	Presión (KPa)		
	Min	Max	Promedio
S01	220.1	797.5	257.1
S02	210.2	258.7	217.8
S03	128.2	206.3	142.6
S04	15.2	31.4	167
S05	156.1	945.2	674.1
S06	130.5	144.7	134.1
S07	106.7	153.6	118.4
S08	158.4	303.4	189.9
S09	251.3	453.7	285.3
S10	260.7	347.1	275.8
S11	137.1	240.4	159.3
S12	132.7	668.7	465.9
S13	3.8	97.6	20.7
S14	112.5	128.3	115.5
S15	179.3	286.7	203.5
S16	26.2	118.7	49.5

Tabla 14: Valores de presión máximo, mínimo y promedio para cada sensor.

ANÁLISIS DINÁMICO

La Figura 37 es una representación gráfica del análisis dinámico en el Paciente 2, la cual describe el comportamiento de la marcha humana normal en un intervalo de 5 segundos para la elaboración de un análisis visual. En las Figuras 37.a, 37.b, 37.c, y 37.d se observa la fase de apoyo sencillo del pie derecho y la fase de balanceo del pie izquierdo (ver página 22).



Figura 37: Resultado gráfico del análisis de presiones dinámicas para el paciente 2 con el prototipo diseñado

La Figura 37.a corresponde al primer momento de la marcha (ver página 21) donde el talón derecho (S1) soporta la mayor concentración de carga. Las Figuras 37.b y 37.c representan el segundo momento donde tanto el talón derecho (S1) como las

cabezas metatarsales (S3 y S4) soportan la concentración de carga, la Figura 37.d representa el tercer y cuarto momento del pie donde las cabezas metatarsales (S2, S3, S4) soportan toda la carga.

En las Figuras 37.e y 37.f se observa la fase de apoyo sencillo del pie izquierdo, la figura 37.e corresponde al segundo momento de la marcha y la 37.f al tercer y cuarto momento.

En la Figura 37.g se observa una distribución de fuerza que no es consecutiva con las gráficas anteriores, la fase de apoyo doble, sin embargo, se observa el tercer momento en el pie derecho y el cuarto en el pie izquierdo; esto se debe al giro obligatorio que debe realizar el paciente durante el análisis, ver página 40. En las Figuras 37.h, 37.i, el paciente sigue desarrollando la dinámica descrita anteriormente.

En la Figura 37.j se observa la fase de apoyo doble, el pie derecho corresponde al cuarto momento donde la carga se encuentra concentrada en las cabezas metatarsales y el dedo gordo, y el pie izquierdo corresponde al primer momento de la marcha.

En las Figuras 37.k, 37.l, 37.m el paciente continúa desarrollando la dinámica descrita. En la Figura 37.k se puede observar un error en los sensores 2 y 3, en los cuales no debería registrarse presión, este error se debe al tiempo de respuesta del sistema que en este caso al tener un valor alto de presión tarda en llegar a su valor estable. En los sensores 6 y 14 no se observa registro de valores debido a la ubicación del sensor o a las características propias de la marcha de cada paciente.

PACIENTE 3

Sexo	Edad	Peso (Kg.)	Talla de zapato
Masculino	27	80	42

Para el paciente 3 se observa que la mayor concentración de fuerza se encuentra en el sensor S4 con un valor de 1970 KPa lo mismo ocurre en la prueba realizada en la ortopedia Wong que registro un valor de 1954 KPa para un área de 6 cm². Así mismo, se observa que los valores de presión en los talones son de 450 y 280 KPa para el prototipo y para la prueba de la ortopedia son de 640 y 590 KPa. Si bien

numéricamente los valores difieren se observa que cuantitativamente son áreas con valores de presión significativos para ambas pruebas realizadas.

ANÁLISIS ESTÁTICO

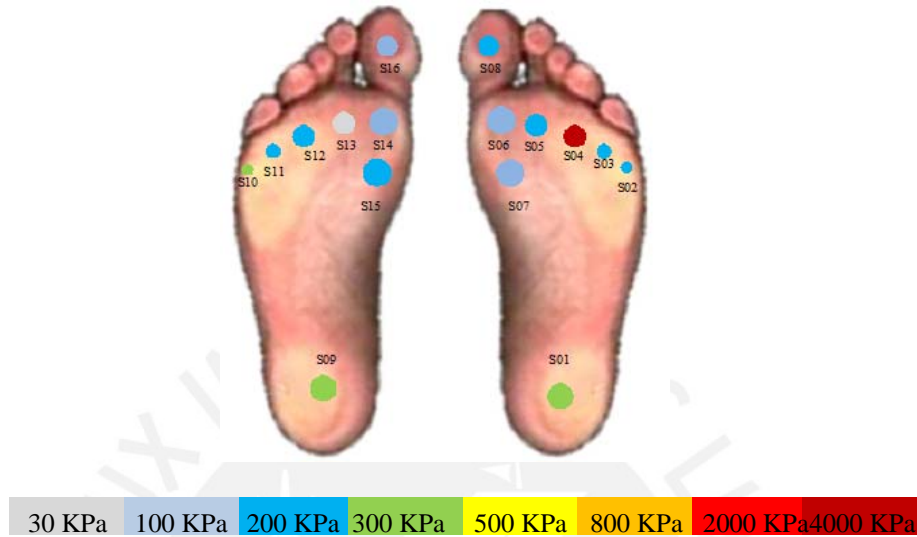


Figura 38: Resultado gráfico del análisis estático para el paciente 3.

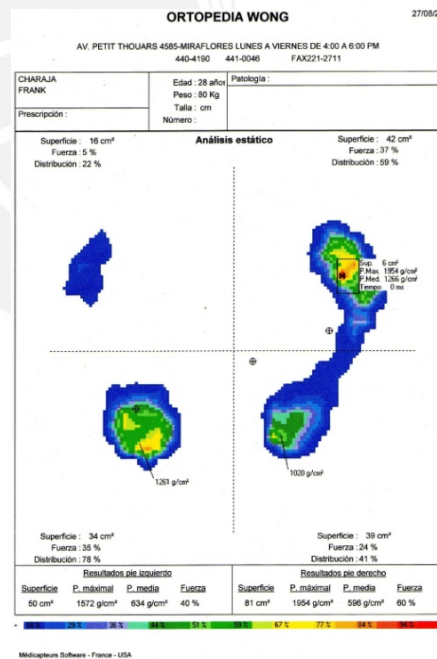


Figura 39: Resultado gráfico del análisis estático en la ortopedia Wong.

En la Tabla 15 se muestra(n) los valores de presión(es) máxima, mínimos y media que registraron cada uno de los 16 sensores.

Sensor	Presión (KPa)		
	Min	Max	Promedio
S01	251.3	453.7	394.5
S02	260.6	289.5	278.9
S03	137.3	417.6	252.4
S04	1,323.5	1,970.4	1,919.1
S05	3.7	81.9	28.2
S06	112.5	128.3	120.8
S07	179.2	209.9	193.9
S08	26.1	134.1	56.6
S09	220.1	281.4	240.5
S10	210.3	255.3	249.7
S11	128.1	174.9	144.3
S12	15.2	63.8	32.4
S13	156.1	200.6	175.5
S14	130.5	187.2	148.8
S15	106.7	153.5	132.1
S16	158.4	335.5	230.013

Tabla 15: Valores de presión máximo, mínimo y promedio para cada sensor.

ANÁLISIS DINÁMICO

La Figura 40 es una representación gráfica del análisis dinámico del Paciente 3. En ella se describe el comportamiento de la marcha humana normal en un intervalo de 5 segundos. En las Figuras 40.a, 40.b y 40.c se observan la fase de apoyo sencillo del pie izquierdo y la fase de balanceo del pie derecho (ver página 22). La Figura 40.a corresponde al primer momento de la marcha (ver página 21) donde el talón (S9) soporta toda la concentración de carga, 40.b al segundo momento donde tanto el talón como las cabezas metatarsales (S13 y S15) soportan la carga y 40.c el tercer momento donde tanto el talón como las cabezas metatarsales soportan la carga.

En la Figura 40.d se observa la fase de apoyo sencillo del pie derecho, correspondiente al primer momento de la marcha. En la Figura 40.e se observa la fase de apoyo doble, el pie derecho corresponde al cuarto momento donde la carga se encuentra concentrada en las cabezas metatarsales y el dedo gordo, y el pie izquierdo corresponde al primer momento de la marcha. Al igual que 40.e, en 40.f se observa la fase de apoyo doble en sentido opuesto.

En las Figuras 40.g, 40.h, 40.i, 40.j el paciente continúa desarrollando la dinámica descrita anteriormente. En la Figura 40.k se observa la fase de apoyo doble, sin

embargo, se observa el tercer momento en el pie derecho y el cuarto en el pie izquierdo; esto se debe al giro obligatorio que debe realizar el paciente durante el análisis, ver página 35.



Figura 40: Resultado gráfico del análisis dinámico para el paciente 3 con el prototipo diseñado.

En las Figuras 40.l, 40.m, 40.n y 40.ñ el paciente continúa desarrollando la dinámica descrita anteriormente. En los sensores 12 y 14 no se observa registro de valores debido a factores tales como una mal ubicación del sensor en el pie del paciente, además la presencia de dos sensores en la primera cabeza metatarsal distribuye la carga entre ambos.

En este paciente en particular se observa una presencia de presiones mayores en la segunda cabeza metatarsal.

PACIENTE 4

Sexo	Edad	Peso (Kg.)	Talla de zapato
Femenino	60	57	37

ANÁLISIS ESTÁTICO

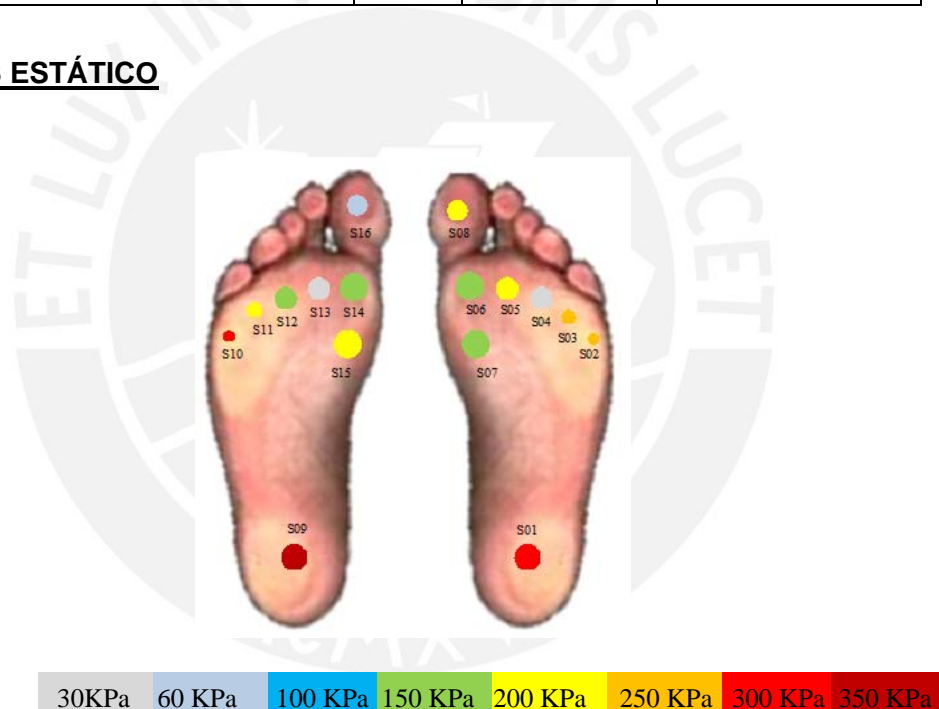


Figura 41: Resultado gráfico del análisis estático para el paciente 4.

En la Tabla 16 se muestra los valores de presiones máximas, mínimas y medias que registraron cada uno de los 16 sensores durante la prueba estática para el Paciente 4.

La concentración de fuerzas en el paciente 4 se encuentra en los talones al igual que en la prueba realizada en la ortopedia Wong; la presión más elevada se encuentra en el pie izquierdo (771,8 KPa) similar a la prueba en la ortopedia (984 KPa). Sin embargo, las cabezas metatarsales en la prueba realizada con el

prototipo diseñado soportan una presión media (150 - 250 KPa) y en la prueba de la ortopedia es nula.

Esta diferencia puede deberse a factores tales como la postura del paciente durante la prueba y a que el peso del paciente indicado no sea el peso real, este dato es requerido por el software del podobarómetro utilizado en la prueba de la ortopedia.

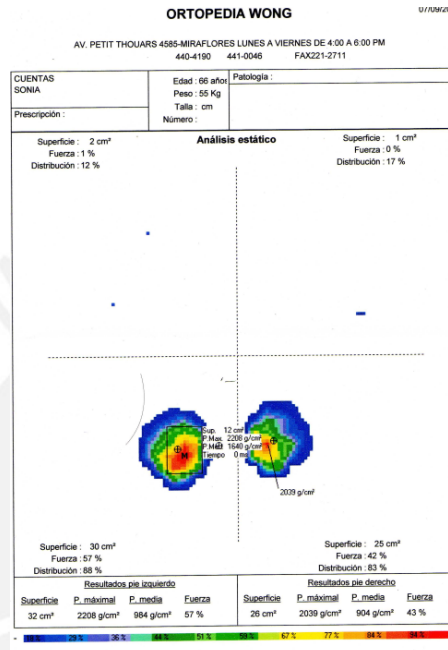
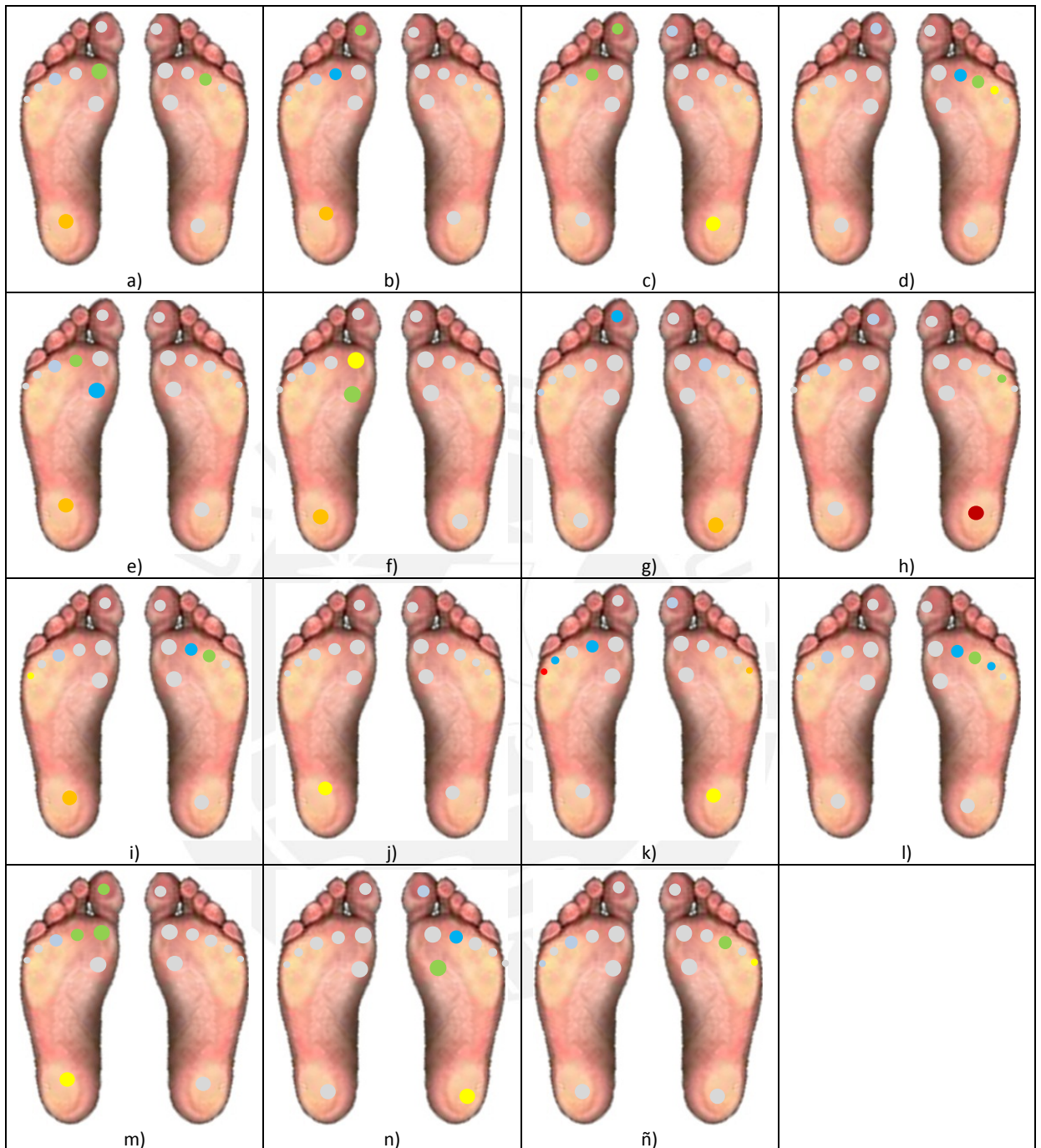


Figura 42: Resultado gráfico del análisis estático en la ortopedia Wong.

Sensor	Presión (KPa)		
	Min	Max	Promedio
S01	220.0	327.4	275.5
S02	210.2	306.9	235.1
S03	128.1	394.1	247.3
S04	15.2	193.3	36.2
S05	156.2	245.1	183.8
S06	130.5	201.3	157.5
S07	122.3	184.8	142.7
S08	158.4	238.9	186.6
S09	251.3	771.7	357.9
S10	260.7	404.6	276.8
S11	137.1	225.6	179.8
S12	132.6	238.5	162.2
S13	3.9	81.9	28.9
S14	112.5	207.2	145.5
S15	179.3	209.9	192.2
S16	26.2	118.6	56.1

Tabla 16: Valores de presión(es) máximo(as), mínimo(as) y promedio para cada sensor.

ANÁLISIS DINÁMICO



0 KPa 50 KPa 100 KPa 150 KPa 250 KPa 350 KPa 500 KPa 650 KPa

Figura 43: Resultado gráfico del análisis dinámico para el paciente 4 con el prototipo diseñado.

La Figura 43 es una representación gráfica del análisis dinámico en el Paciente 4, la cual describe el comportamiento de la marcha humana regular en un intervalo de 5 segundos.

En la Figura 43.a se observa la fase de apoyo doble, sin embargo, se observa el tercer momento en el pie derecho y el cuarto en el pie izquierdo; esto se debe al giro obligatorio que debe realizar el paciente durante el análisis (ver página 40).

En la Figura 43.b se observa la fase de apoyo sencillo del pie izquierdo y la fase de balanceo del pie derecho (ver página 22), esta fase del pie derecho corresponde al tercer momento donde tanto el talón como las cabezas metatarsales soportan la carga.

En la Figura 43.c se observa la fase de apoyo doble, el pie izquierdo corresponde al cuarto momento donde la carga se encuentra concentrada en las cabezas metatarsales y el dedo gordo, y el pie derecho corresponde al primer momento de la marcha. En las siguientes figuras, se observa la dinámica descrita anteriormente. En el paciente 4 se observa que los sensores 6 y 7, correspondientes al primer metatarso derecho, 10 correspondiente al quinto metatarso izquierdo y 11 correspondiente al cuarto metatarso, no registran valores debido a una mala ubicación del sensor en el pie del paciente. Además, a pesar de las características teóricas, se sabe que cada paciente tiene una marcha particular.

PACIENTE 5

Sexo	Edad	Peso (Kg.)	Talla de zapato
Masculino	23	72	42

ANÁLISIS ESTÁTICO

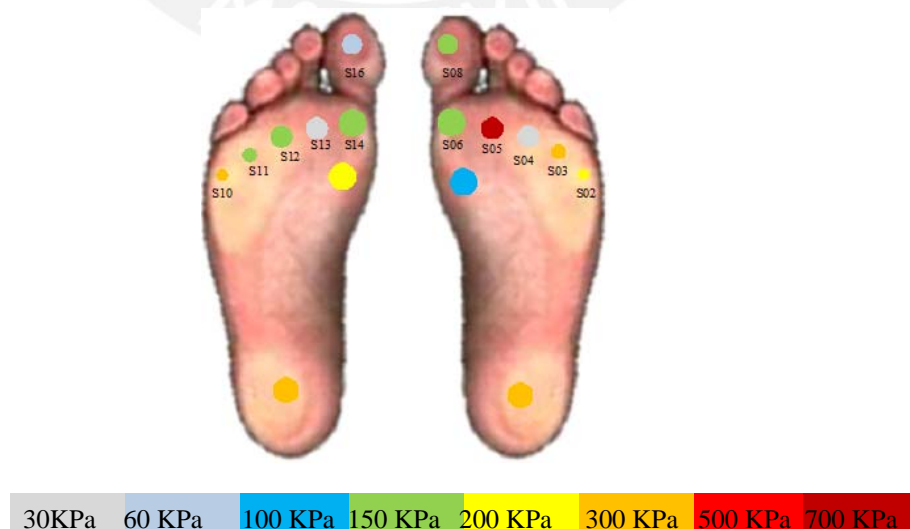


Figura 44: Resultado grafico del análisis estático para el paciente 5.

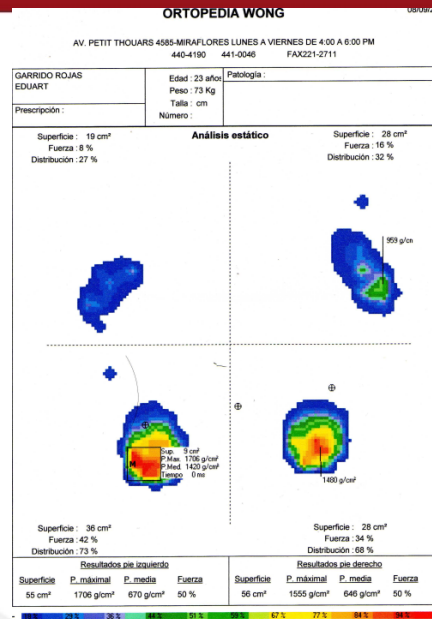


Figura 45: Resultado gráfico del análisis estático en la ortopedia Wong.

En la Tabla 17 se muestra los valores de presión máxima, mínimos y media que registraron cada uno de los 16 sensores.

Sensor	Presión (KPa)		
	Min	Max	Promedio
S01	220.1	527.4	385.1
S02	210.2	242.4	220.9
S03	128.1	440.9	260.4
S04	15.3	193.3	37.2
S05	304.5	823.9	738.7
S06	130.5	144.6	134.3
S07	106.6	137.9	117.8
S08	158.4	238.9	166.3
S09	251.2	627.1	330.5
S10	260.6	289.4	281.2
S11	137.0	181.3	151.8
S12	132.6	162.9	136.5
S13	3.7	97.5	27.9
S14	112.5	144.5	130.3
S15	179.2	194.6	186.9
S16	26.1	41.5	32.7

Tabla 17: Valores de presión máximo, mínimo y promedio para cada sensor.

En ambos análisis los talones soportan una presión elevada respecto a los metatarsos en ambos pies con valores de 530 y 630 KPa en el prototipo y, 670 y 640 en la ortopedia. Así mismo, en ambos análisis el dedo gordo derecho soporta una presión media (166,6 KPa en el prototipo), mientras que en el dedo gordo izquierdo la presión es nula. En el análisis obtenido con el prototipo se observa una presión elevada en el segundo metatarso derecho (sensor 5) con presiones de 305 a 830 KPa, en la ortopedia se registra un valor similar de 959 KPa.

ANÁLISIS DINÁMICO

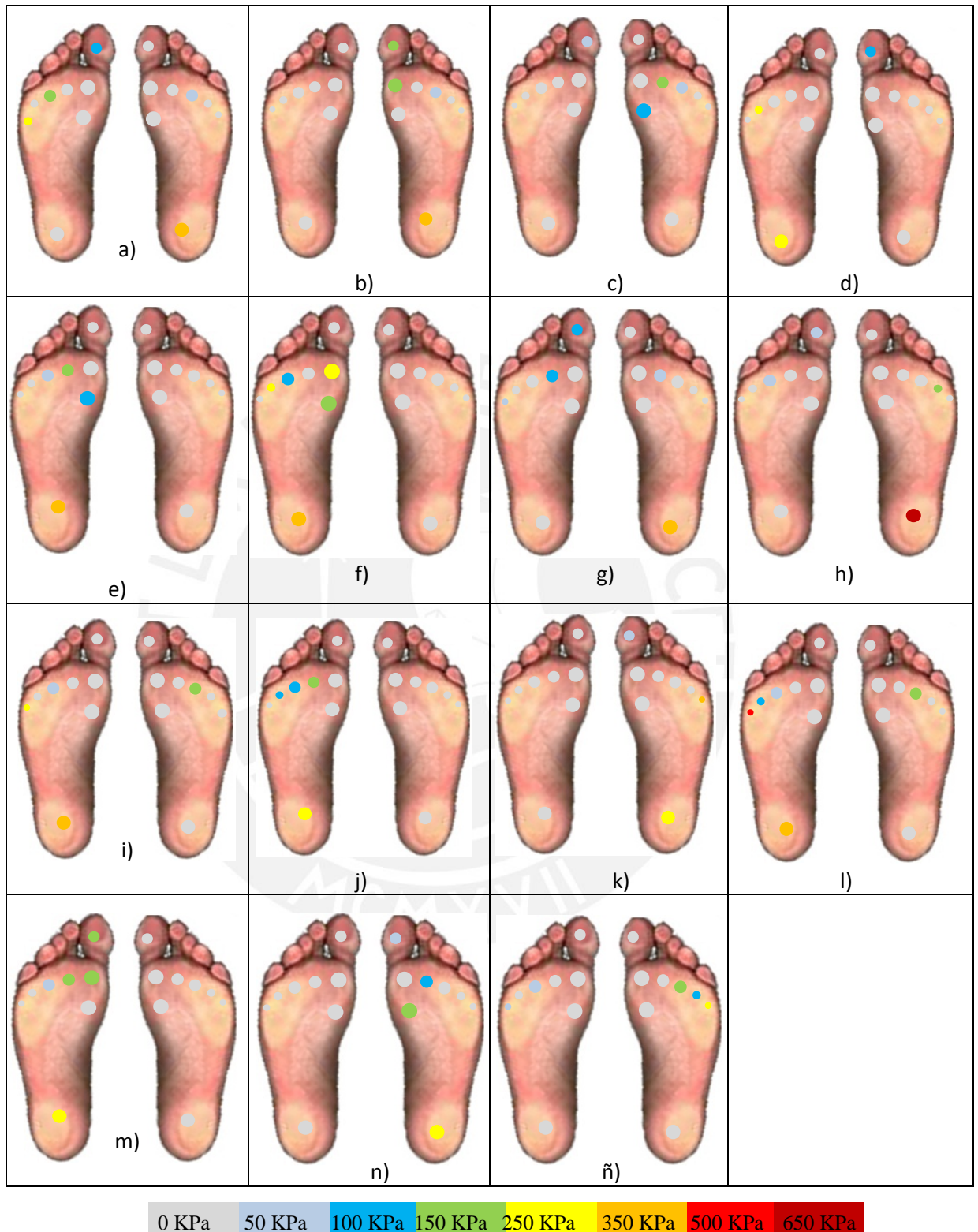


Figura 46: Resultado gráfico del análisis dinámico para el paciente 5 con el prototipo diseñado

La Figura 46 es una representación gráfica del análisis dinámico en el Paciente 5, la cual describe el comportamiento de la marcha humana normal en un intervalo de 5 segundos para la elaboración de un análisis visual. En la Figura 46.a se observa la fase de apoyo doble, el pie izquierdo corresponde al cuarto momento donde la carga se encuentra concentrada en las cabezas metatarsales y el dedo gordo, y el pie derecho corresponde al primer momento de la marcha donde la carga se encuentra en el talón.

En las Figuras 46.b y 46.c se observa la fase de apoyo sencillo del pie derecho y la fase de balanceo del pie izquierdo (ver página 22), la Figura 46.b corresponde al segundo momento y 46.c corresponde al tercero donde los metatarsos soportan toda la concentración de carga.

En la Figura 46.d se visualiza la fase de apoyo doble, sin embargo, se observa el tercer momento en el pie izquierdo y el cuarto en el pie derecho; esto se debe al giro obligatorio que debe realizar el paciente durante el análisis, ver página 40, igualmente sucede en la Figura 46.i.

Se calculó, en la práctica, que en los cinco segundos a una velocidad controlada todos los pacientes daban una vuelta por la trayectoria marcada (ver página 40) por lo tanto se observan máximo dos giros. En las siguientes figuras, se observa la dinámica descrita anteriormente.

En el paciente 5 se observa que los sensores 6, 7, correspondientes al primer metatarso derecho, no registran valores debido a una mala ubicación del sensor en el pie del paciente, además a pesar de las características teóricas se sabe que cada paciente tiene una marcha particular.

4.2.5 Interpretación estadística.

4.2.5.1 Repetitividad:

Para el análisis estático se consideró necesario comprobar la repetitividad del equipo diseñado; dado que, el equipo debería arrojar valores similares, bajo las mismas condiciones pero en tiempos diferentes.

Para ello, se repitieron las pruebas en nuestros colaboradores y se estableció dos sesiones en un intervalo de dos días por cada sesión, en cada sesión una prueba.

Como resultado, se obtiene un coeficiente de variación. Este valor nos indica el grado de variación numérica entre muestras. El cálculo se realizó en el programa *EXCEL* mediante el siguiente procedimiento:

Paso 1: Obtener valores de las tres muestras registradas en las diferentes sesiones (1 muestra inicial y dos muestras adicionales para comprobar la repetitividad).

Paso 2: Hallar el promedio de los tres valores de muestra con el comando **PROMEDIO()**.

Paso 3: Hallar el valor del valor de la desviación estándar con el comando **DESVEST()**.

Paso 4: Finalmente el valor del % de Variación se halla con (3).

$$\% \text{Variación} = \frac{\text{Desviación estándar}}{\text{Promedio final}} \quad (3)$$

El resultado que se muestra en la Tabla 18 representa la variación expresado en porcentaje de las muestras tomadas al segundo paciente

Sensor	Área	% Variación
S1	Talón	2%
S6 – 7	1 Cabeza Metatarsal	5%
S5	2 Cabeza Metatarsal	8%
S4	3 Cabeza Metatarsal	11%
S3	4 Cabeza Metatarsal	14%
S2	5 Cabeza Metatarsal	11%
S8	Dedo gordo	14%
S9	Talón	20%
S14-15	1 Cabeza Metatarsal	8%
S13	2 Cabeza Metatarsal	11%
S12	3 Cabeza Metatarsal	20%
S11	4 Cabeza Metatarsal	3%
S10	5 Cabeza Metatarsal	20%
S16	Dedo gordo	16%

Tabla 18: Porcentaje de variación en prueba estática para el paciente 2.

Se observa que existen porcentajes de variación fuera del rango sugerido en BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability (0% - 15%) [1]. Eso se debe a la variación de posición del sensor entre la Sesión 2 y Sesión 3.

Sin embargo, se observa que el 80% de sensores registra un porcentaje de variación dentro del rango contemplado. Se considera este rango sugerido aceptable; ya que, corresponde a un producto ofrecido en el mercado que ha sido sometido a pruebas de validación para su comercialización.

Por lo tanto se considera que el prototipo es capaz de proporcionar valores similares, para cada paciente, en instantes diferentes de tiempo. Este indicativo es indispensable para asegurar la consistencia de los datos en los que se basan los análisis clínicos.

4.2.5.2 Presiones máximas de toda la muestra:

Según la bibliografía [1] se espera tener la mayor concentración de fuerza en los metatarsos, seguido por valores en el talón y finalmente en dedo gordo debe de representar el menor valor.

Para ello se halló el promedio de todas las presiones promedio de los 5 colaboradores; así mismo, se halló la presión pico de entre todas las muestras de presiones máximas de la prueba dinámica. Se obtuvo la siguiente Tabla 19.

Área	PP (KPa)	PM (KPa)
1 Cabeza Metatarsal	289.3 ± 47.9	142.9 ± 1.5
2 Cabeza Metatarsal	696.6 ± 18.5	288.4 ± 2.5
3 Cabeza Metatarsal	214.8 ± 4.1	86.5 ± 19
4 Cabeza Metatarsal	678.6 ± 5.4	144.7 ± 3.8
5 Cabeza Metatarsal	434.7 ± 22	244.4 ± 4.6
Talón	507.1 ± 31.4	262.8 ± 4.9
Dedo gordo	329.0 ± 13.7	102.6 ± 3.6

Tabla 19: Cuadro de presiones pico y presiones máximas del universo de la muestra.

El documento: BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability, contiene la Tabla 20 donde muestra los valores máximos y valores pico de presiones extraído de su universo de pruebas.

Área	PP (KPa)	PM (KPa)
1 Cabeza Metatarsal	585.8 ± 96.7	308.2 ± 36.1
2 Cabeza Metatarsal	845.1 ± 79.9	405.8 ± 57.4
3 Cabeza Metatarsal	638.3 ± 49.4	394.1 ± 37.7
4 Cabeza Metatarsal	392.6 ± 45.1	203.6 ± 22.5
5 Cabeza Metatarsal	231.6 ± 31.7	118.4 ± 18.3
Talón	750.1 ± 67.4	253.1 ± 20.2
Dedo gordo	508.8 ± 46.1	146.5 ± 22.5

Tabla 20: Presiones máximas y pico del documento BioFoot® in-shoe system:
 Normal values and assessment of the reliability and repeatability.

Como se había mencionado se espera que la máxima presión se encuentre en las cabezas metatarsales, seguido del talón y el dedo gordo. De la Tabla 19 se puede observar que esto se cumple: ya que, el segundo metatarso tiene la presión máxima con valores de 696.6 y 288.4 KPa en presiones pico y presiones promedio respectivamente.

Lo mismo se puede observar en la Tabla 20 que tiene presiones de 845.1 y 405.8 KPa también en la segunda cabeza metatarsal. Sin embargo, difiere en el punto de menor presión en la Tabla 18 se encuentra en el tercer metatarso, mientras que en la Tabla 19 se observa que es el quinto metatarso.

4.2 COSTO DEL PROTOTIPO

Para el desarrollo de este prototipo fue necesario adquirir componentes electrónicos y demás materiales, el costo de componentes se describe en la Tabla 21.

ÍTEM	Descripción	Cantidad	p_unit (S/)	p_Total (S/)
1	Sensor Flexiforce A201	16 unidades	36.00	580.00
2	Opam LM358	16 unidades	1.00	16.00
3	Opamp LM741	1 unidad	1.00	1.00
4	Potenciómetros de precisión	16 unidades	0.90	14.40
5	Baterías de 9VDC	2 unidades	10.00	20.00
6	MAX232	1 unidad	2.50	2.50
7	Atmega8	1 unidad	20.00	20.00
8	Mux 4067	1 unidad	18.00	18.00
9	Regulador de voltaje 7805	1 unidad	3.00	3.00
10	Cable Flat	8 metros	6.00	48.00
11	Componentes electrónicos			80.00
12	Materiales adicionales			160.00
			TOTAL	S/ 962.9

Tabla 21: Costo de materiales del prototipo diseñado.

El costo en componentes del prototipo es de S/ 962.9 nuevos soles. Más del 50% del presupuesto se invirtió en la compra de los 16 sensores y el resto del dinero fue invertido en componentes y materiales consumibles.

El costo de desarrollo se calcula teniendo en cuenta el costo de investigadores: Cantidad de horas de investigación y desarrollo empleadas por el costo de hora hombre.

	Horas de investigación	N. Soles / Hora	Costo Total (Nuevos Soles)
Investigador 1	300	15	4,500
Investigador 2	300	15	4,500
Costo Total de Investigadores			9,000

Tabla 22: Costo de investigación.

Finalmente el costo total del prototipo es aproximadamente \$3,780.

Estimamos que un producto final como los descritos en la Tabla 21 llegaría a costar \$3,500 incluyendo componentes para aplicación médica y mano de obra por fabricación.


Nombre		Tipo de Sistema	Costo	Procedencia
EMED System [11]		Plataforma instrumentada	\$9000	EE.UU
Baro podómetro Clínico Fusyo [12]		Plataforma instrumentada	\$6800	España
BIOFOOT/IBV 2001[13]		Plantillas Instrumentada	\$4300	España
PIEZOMED [14]		Plantillas Instrumentada	\$4800	EE.UU
F-SCAN VersaTek® [15]		Plantillas Instrumentada	\$4200	EE.UU.
PDM 240 [16]		Plantillas Instrumentada	\$3950	España

Tabla 23: Costo de tecnologías desarrolladas para medir presión plantar en otros países.

En consecuencia, el prototipo diseñado tiene un costo inferior a los equipos presentados en la Tabla 21; además los costos presentados en dicha tabla se incrementan en un 20% aproximadamente cuando se realiza la importación y la puesta en marcha del producto en Perú.



CONCLUSIONES

En la presente tesis, se diseñó un prototipo que valora cuantitativamente la descarga de presiones plantares para la prevención de patología de Pie Diabético.

Dicho prototipo está compuesto por un chasis tipo caja que contiene los circuitos electrónicos. Este chasis se conecta a una plantilla con 16 sensores adosados.

Los 16 sensores, 8 sensores por pie, están distribuidos en los cinco metatarsos, el talón y el dedo gordo. El sensor elegido fue el Flexiforce A201 por sus características como la linealidad, repetitividad, tiempo de respuesta, etc.

Se considera que el costo final para la implementación del prototipo es inferior a los equipos comercializados. Sobre la base de la investigación desarrollada se puede diseñar un equipo final con un costo inferior a los equipos comerciales.

Se realizó pruebas estáticas a cinco pacientes sin historia de patología. Estas pruebas fueron comparadas con los resultados dados en una ortopedia, que cuenta con un equipo comercial de marca reconocida. Las pruebas realizadas con nuestro prototipo y con el de la ortopedia presentan resultados similares, estas pruebas se pueden consultar en el capítulo 4 de la presente tesis.

Se realizaron pruebas dinámicas a cinco personas sin historia de patología. Para determinar la repetitividad del equipo se realizó la misma prueba en dos sesiones diferentes con intervalo de dos días para calcular el coeficiente de variación, se obtuvo un rango de 2% - 20%, rango aproximado al del Biofoot [1].

Adicionalmente, se halló el promedio de los datos, se obtuvo las presiones pico y medias en siete regiones del pie. Se comprobó que los valores más altos se registraron en el talón (507 KPa), segundo (696 KPa) y cuarto metatarso (678 KPa) lo cual coincide con la literatura.

Dada la importancia de esta enfermedad y sus consecuencias, concluimos que los datos que se obtienen de los análisis, con el prototipo diseñado, permitirá tener valores históricos de la descarga de presiones en el pie, a fin de poder realizar tratamientos de descarga específicos para cada paciente.

RECOMENDACIONES

El área de detección del sensor es un punto de contacto único. Por esta razón se recomienda asegurar que la carga debe distribuirse de forma homogénea en el área de detección para tener lecturas de fuerza adecuados. Para ello es recomendable una pieza de área menor a la zona de sensado para garantizar la concentración total de la carga.

Para la calibración, asegúrese de que se está utilizando una interfaz similar al medio donde se realizara la evaluación, es decir, se usa el mismo circuito de acondicionamiento de señal para la calibración y para la toma de datos.

Se recomienda ubicar correctamente los sensores en la región plantar para poder tener un registro de presiones en las zonas donde se requiere el análisis.

Así mismo, se debe de prever un cable serial lo suficientemente largo para no limitar el desplazamiento del paciente, de esta forma se podrá registrar las presiones en durante el movimiento dinámico del pie.

Como parte complementaria a este prototipo se recomienda desarrollar una interfaz para la visualización en tiempo real de la variación de la presión plantar mediante gráficas de colores o tablas dinámicas. Así mismo, este software tendrá la capacidad de calcular el área de la región del pie mediante datos necesarios como edad, sexo y talla de calzado. Esta aproximación del área del pie es indispensable ya que permitirá hacer una relación de área y fuerza ejercida en puntos de sensado.

El presente documento corresponde a un primer prototipo, por lo tanto, adicional al software, el sistema debe ser inalámbrico para confort del paciente y la frecuencia de muestreo puede aumentar para tener mayor fidelidad. Finalmente, la fidelidad y repetitividad se debe de verificar en universo de prueba de mínimo 30 personas con tres sesiones en un intervalo de una semana; se debe determinar los valores normales de presión en pacientes sin historia de patología en el pie.

BIBLIOGRAFÍA

1. Martínez A., Cuevas J., Pascual J., Sánchez R. BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The foot*, vol. 17, pp. 190-196, 2007.
2. Medina E., Villena A. Características clínicas del pie diabético. *Boletín de la Sociedad Peruana de Medicina Interna*, vol. 13, no. 1, pp. 3-7, 2000.
3. Alcántara W., Flores R., Garmendia F. Prevalencia y Riesgo de Amputación en Pacientes con Pie Diabético. *Revista de la Sociedad Peruana de Medicina Interna*, vol. 60, pp. 1025 – 5583, 1999.
4. Almeida T., Sacco I., Henning E. Plantar Pressure Distribution Patterns During gait in Diabetic Neuropathy Patients with a History of Foot Ulcers. *Clinical Science*, vol. 64, no. 2, pp. 13-20, 2008.
5. Escalante D., Lecca L., Gamarra J., et al. Amputación del miembro inferior por Pie Diabético en hospitales de la costa norte peruana 1990 - 2000: características clínico-epidemiológicas. *Perú Med. Exp. Salud pública*, vol. 20, no. 3, pp. 138-144, 2003.
6. Torres W. Prevalencia de la Diabetes Mellitus en Lima Metropolitana. Tesis de Licenciatura. *Universidad Nacional Mayor de San Marcos*, 2002.
7. Hospital Nacional Dos de Mayo. Folleto cuidado del pie para pacientes con diabetes, 2009.
8. Van Deursen R. Mechanical loading and off-loading of the plantar surface of the diabetic foot. *Mechanical Loading of Plantar Surface*, vol.39, pp. 87-91, 2004.
9. Sánchez J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. *Instituto de Biomecánica de Valencia*, pp. 37-46, 2005.
10. Llanos L., Acebedes J. Monografías Médico quirúrgicas del aparato locomotor: El Pie. Masson, Barcelona, España, pp. 17-24, 1998.

11. Novel. The emed system for foot pressure analysis. Novel, 1993 [Consultado en línea el 05/12/2009]
<http://novel.de/productinfo/systems-emed.htm>
12. Fibre Medic. Catálogo de baropodómetro clínico Fusyo [Consultado en línea el 02/03/2010]
<http://www.fibre medic.com/catal.htm>
13. Instituto de Biomecánica de Valencia. Dossier técnico Biofoot/IBV. Universidad politécnica de Valencia, Valencia, España, 2001. [Consultado en línea el 20/11/2009]
http://www.podocen.com/pdfs/dossier_ibv.pdf
14. García L., Díaz C., Torres A. Sistema de plantillas instrumentadas Piezomed destinadas a la valoración del calzado. *International Federation for Medical and Biological Engineering Proceedings*, vol. 18, pp. 797-800, 2008.
15. Tekscan. Flyer F-Scan Versa Tek. Tekscan Inc. [Consultado en línea el 17/12/2009]
<http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html>
16. Pérez J. Medición de la presión plantar durante la marcha. Aplicación del sistema electrónico portátil PDM 240 en medicina pericial y forense. Servicio de cirugía ortopédica y Traumatología Hospital Miguel Servet. Zaragoza. España.
17. Vilarroya C., Torre, J.M., Pérez A., Herrera M. Comportamiento de la biomecánica de los metatarsianos durante la marcha en rampa. Distribución de las presiones plantares. *Biomecánica*, vol.12, no. 2, pp.88-96, 2005.
18. Karkokli R., Valter K. Design and Development of a Cost Effective Plantar Pressure Distribution Analysis System for the Dynamically Moving Feet. *Engineering in Medicine and Biology Society 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6008-6011, Nueva York, Septiembre 2006.
19. Chan A. *Biomedical Device technology: principles and design*. Charles C. Thomas Publisher, pp. 42-64, 2008.

20. Texas Instruments Incorporated. Understanding Data Converters. Application Report. Mixed Signal Products, pp. 1-8, 1997.
21. Kyowa Electronic Instruments. How Strain Gauges Work, pp. 1-4, 2010.
22. Tekscan. Flexi force sensor User Manual, Tekscan Inc., pp. 8-15, 2009.
23. Veves A., Murray M., Young M., Boulton A. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. Diabetologia, vol. 35, pp. 660-663, 1992.
24. Tekscan. Calibration Quick Start Guide for FlexiForce Sensors. Tekscan Inc., 2010.

