



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Dispositivo de bajo costo para el estudio de la
pisada.

Autor

Daniel Capacés Fabré

Director/es

Enrique Torres Moreno

Jorge Grasa Or s

Escuela de Ingeniería y Arquitectura. Universidad de Zaragoza.

Febrero 2016

Dispositivo de bajo costo para el estudio de la pisada.

Resumen

Los "wearables" son dispositivos electrónicos, por lo general de bajo coste, integrados en nuestra indumentaria que permiten mejorar aspectos de nuestra vida cotidiana recogiendo información de nuestras funciones vitales o del entorno y poniéndola en valor. Tener un conocimiento de nuestra pisada es muy interesante para evitar lesiones y patologías futuras que mermen nuestra salud física.

Actualmente no existe ningún dispositivo "wearable" que nos permita realizar un estudio de la pisada. La tecnología existente encuentra el problema de tener un coste muy alto, una durabilidad reducida y la falta de una portabilidad real, acondicionando la marcha a la hora de realizar el estudio.

Analizando las posibles soluciones se ha encontrado un sensor novedoso de bajo coste no utilizado en este ámbito que podría ser interesante para esta aplicación, por lo que se desarrolló un estudio para verificar su viabilidad. Se realizaron diferentes experimentos en los que se certificó que el film resistivo detecta puntos de máxima presión, permitiendo confeccionar sensores del tamaño y forma deseados. También se demostró la posibilidad de implementar todos los sensores que se deseen sobre un mismo film, dibujando tantos pads como se deseen. Por último se comprobó que tanto el rango de trabajo, como la durabilidad del material son óptimas para esta aplicación.

Como resultado de este análisis se ha desarrollado un prototipo de plantilla instrumentada a bajo coste que permite captar las presiones ejercidas sobre la planta del pie, adecuar dicha información y transmitirla a un PC donde visualizar los resultados. Para el desarrollo de este prototipo se ha utilizado un arduino, encargado de adecuar la información de los sensores y transmitirla por línea seria a un computador. Para la visualización se ha diseñado una aplicación en Labview, que de forma visual, permite interpretar de forma sencilla los resultados del análisis de la pisada.

Los resultados obtenidos nos confirman la viabilidad del proyecto, siendo factible el desarrollo de un dispositivo "wearable" a bajo coste que realice el estudio biomecánico de la pisada y permita detectar posibles anomalías en la pisada.



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD

(Este documento debe acompañar al Trabajo Fin de Grado (TFG)/Trabajo Fin de Máster (TFM) cuando sea depositado para su evaluación).

D./D^a. Daniel Capacés Fabré

con nº de DNI 17767433W en aplicación de lo dispuesto en el art.

14 (Derechos de autor) del Acuerdo de 11 de septiembre de 2014, del Consejo de Gobierno, por el que se aprueba el Reglamento de los TFG y TFM de la Universidad de Zaragoza,

Declaro que el presente Trabajo de Fin de (Grado/Máster)
Grado _____, (Título del Trabajo)

Dispositivo de bajo costo para el estudio de la pisada.

es de mi autoría y es original, no habiéndose utilizado fuente sin ser citada debidamente.

Zaragoza, 1 de Febrero de 2016

Fdo: Daniel Capacés Fabré

1. INTRODUCCIÓN	- 5 -
2. OBJETIVOS	- 6 -
3. ESTUDIO DE LA PISADA	- 7 -
4. TECNOLOGÍAS EXISTENTES	- 12 -
4.1 PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS	- 12 -
4.1.1 SISTEMAS DE PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS EN EL MERCADO	- 12 -
4.2 SISTEMAS DE PLANTILLAS INSTRUMENTADAS	- 13 -
4.1.1 SISTEMAS DE PLANTILLAS INSTRUMENTADAS EN EL MERCADO	- 14 -
5. SENSORES DE PRESIÓN	- 16 -
5.1 SENSORES CAPACITIVOS.	- 16 -
5.2 SENSORES PIEZOELÉCTRICOS.	- 19 -
5.3 SENSORES DE RESISTENCIA VARIABLE.	- 20 -
6. SENSOR ELEGIDO	- 23 -
7. ANÁLISIS DEL SENSOR	- 24 -
8. DESARROLLO DEL PROTOTIPO	- 34 -
8.1 PLANTILLAS INSTRUMENTADAS	- 36 -
8.2 MÓDULO DE ADAPTACIÓN Y TRANSMISIÓN DE SEÑAL.	- 38 -
8.3 VISUALIZACIÓN.	- 41 -
9. CONCLUSIONES	- 45 -
10. LÍNEAS FUTURAS	- 46 -
11. DEDICACIÓN	- 47 -
12. BIBLIOGRAFÍA	- 48 -
ANEXO I: ESTUDIO DE LA PISADA	- 48 -

1. Introducción

Los dispositivos "wearables" están en pleno auge. Básicamente son dispositivos electrónicos integrados en nuestra indumentaria que permiten mejorar aspectos de nuestra vida cotidiana recogiendo información de nuestras funciones vitales o del entorno y poniéndola en valor.

En el mercado existen multitud de dispositivos de este tipo orientados principalmente a recoger la actividad física diaria ("Fitness") y en ocasiones son un complemento al "Smartphone". Estos dispositivos permiten, entre otras cosas, mostrar la ubicación (Utilizando la señal GPS), registrar las constantes vitales en todo momento, registrar la actividad física diaria, mostrar la ruta hacia el trabajo y lugares de destino habituales, incluso los hábitos de consumo.

Debido a la reducción de costes en la tecnología, y por ende, el desarrollo de componentes cada vez más potentes y de tamaño más compacto, el abanico de posibilidades crece día a día con cada vez nuevos y más interesantes usos. En los próximos años, estos accesorios conectados formarán parte de nuestra indumentaria diaria. Según diversos consultores, los "wearables" representan la próxima fase de la revolución móvil.

La importancia de la pisada es vital en todos los aspectos de nuestra vida, tanto a nivel de la vida cotidiana como la profesional, especialmente en el caso de los deportistas de élite.

El mundo de la pisada es muy complejo y abarca diferentes campos, desde la biomecánica de la pisada (cómo se mueve el cuerpo y las fuerzas que se generan en las diferentes fases de la pisada) hasta la parte médica (posibles patologías generadas a raíz de dichas fuerzas). Por ello es muy interesante realizar estudios de la pisada para evitar lesiones y patologías futuras que mermen nuestra salud física.

Para comprender esto mejor, explicaremos que la biomecánica es la disciplina que estudia y analiza la estructura y el movimiento de los seres vivos. Aplicada al análisis del cuerpo humano se utiliza para llevar a cabo, por ejemplo, el estudio de los movimientos de las articulaciones, la exploración muscular, el análisis de la marcha o la carrera.

A través del estudio biomecánico de la pisada podremos determinar una mala alineación del pie, del miembro inferior y del resto del aparato locomotor. Todo va relacionado, una mala forma de pisar desalinea todo el sistema. Como problemas muy frecuentes, derivados de este hecho, están las denominadas fascitis, tendinitis y sobre todo lesiones de rodilla como la condromalacia o cintilla iliotibial o en otras zonas como el síndrome del piramidal.

Esta revolución tecnológica en todo tipo de sensores, transmisores y receptores de radio, baterías de alta capacidad y plataformas de desarrollo de software maduras, junto con la generalización del uso del Smartphone como terminal, nos posiciona en un ámbito económico-social muy favorable para el desarrollo de dispositivos de análisis de la pisada a bajo coste.

2. Objetivos

El principal objetivo de este proyecto consiste en estudiar la posibilidad de desarrollar un dispositivo de bajo coste capaz de realizar el estudio biomecánico de la pisada.

La idea del proyecto es implementar un dispositivo orientado a un usuario estándar para que pueda tener información sobre su pisada y poder reducir el riesgo de lesiones y posibles patologías futuras a causa de una mala pisada.

Por otro lado, si podemos obtener una alta precisión sin encarecer el producto, este sistema también podría ir orientado a deportistas de élite que requieren un estudio mucho más perfeccionista e incluso a clínicas de podología que realicen ya estos estudios utilizando una herramienta más completa y desarrollada.

Una de las premisas del proyecto es minimizar los costes, por ello ha de hacerse un estudio de las tecnologías disponibles en pos de reducir los costes, manteniendo su funcionalidad, comodidad y facilidad de uso.

Una serie de objetivos derivados del objetivo principal que se recogen en este trabajo son los siguientes.

- Realizar un estudio recopilando información sobre qué se mide en un estudio de la pisada realizado por profesionales.
- Analizar las tecnologías ya existentes para este cometido para conocer el estado del mercado actual.
- Estudiar los tipos de sensores comúnmente utilizados.
- Elegir un sensor atendiendo a su coste, lógica electrónica a utilizar, durabilidad, comodidad y adecuación de la señal.
- Caracterizar el mismo para validar su adecuación al proyecto.
- Desarrollar un prototipo que valide todo el estudio desarrollado en el proyecto
- Analizar los resultados y sacar conclusiones de todo lo desarrollado.

3. Estudio de la pisada

Teniendo los objetivos definidos, el primer paso a seguir es conocer en profundidad de qué se trata un estudio de la pisada, conociendo los procedimientos realizados en uno de ellos y, lo más importante, conociendo los parámetros a medir y para qué.

En primer lugar, se leyó mucha bibliografía, entre la que se encontraban informes médicos detallados para poder comprender qué engloba un estudio de la pisada.

De toda esa bibliografía se puede destacar que el estudio de la pisada es la parte final del estudio biomecánico. Con estos sistemas se valoran las presiones del pie en sus diferentes partes. La carga que reciben sus estructuras (talón, metatarso, etc.) y la evolución de estas presiones en las distintas fases de apoyo, desde el choque de talón hasta el despegue.

Esta información facilitada por el estudio de la pisada nos permite identificar el tipo de pisada que ejerce el paciente. Básicamente la pisada se puede identificar atendiendo a tres criterios diferentes, según el apoyo plantar, según el reparto de carga o según el aterrizaje del pie.

Atendiendo al apoyo plantar nos podemos encontrar ante un pie valgo (plano), son pisadas en las que se apoya prácticamente toda la superficie plantar; pie varo (cavo), en las que ocurre lo contrario, no se apoya prácticamente la zona media del pie; o pie normal, en la que solo se apoya la parte exterior del medio pie, no realizándose apoyo sobre el puente del pie. En la siguiente imagen se puede apreciar la diferencia entre los 3 tipos diferentes de pisada.



Figura 1: Pisada según tipo de pie [5]

Atendiendo al reparto de carga existen otros 3 tipos de pisada, pisada pronadora, en la que las presiones se reparten más hacia el interior; una pisada supinadora, en la que las presiones son distribuidas más hacia el exterior, o una pisada neutra, en las que las presiones no se derivan ni hacia el interior ni hacia el exterior.

Este reparto de cargas viene influenciado por el ángulo que adopta el tobillo en el momento del impacto como puede apreciarse en la siguiente imagen.

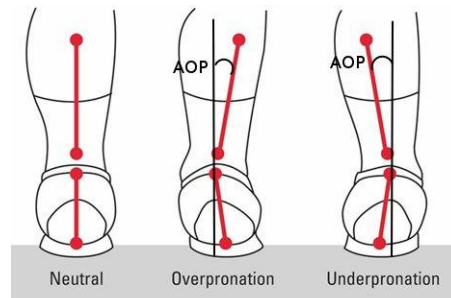


Figura 2 : Diferentes tipo de pisada (Neutro, Pronador o Supinador) [6]

Por último, atendiendo al aterrizaje del pie podemos encontrar una pisada de talón, en la que éste es el primero en impactar contra el suelo, o una pisada de medio pie, en donde son los metatarsos los primeros en alcanzar el suelo. Se puede apreciar la diferencia en las siguientes imágenes.

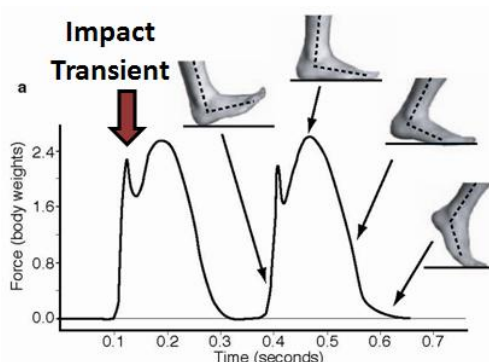


Figura 3: Grafica Fmax/t de la pisada de talón[8]

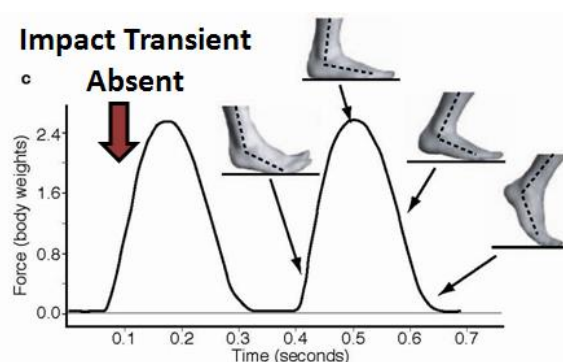


Figura 4: Grafica Fmax/t de la pisada de medio pie[8]

Se puede observar como en la pisada de talón se genera un primer pico de presión, ocasionado por ejercer toda la presión sobre el talón, que disminuye ligeramente para luego volver a crecer y obtener el pico de máxima presión en la fase de empuje con los metatarsos. Por el contrario, en la pisada de medio pie la presión evoluciona gradualmente al caer con la zona de los metatarsos.

Una vez analizada toda esta información se decidió que para tener una información mucho más precisa y profesional era conveniente concertar una reunión en la sede en Walqa de Podoactiva[16], centro de expertos en materia de la pisada, en la que nos reunimos con dos de los socios fundadores de la empresa.

Los expertos en la pisada nos informaron de los parámetros que pueden ser interesantes a medir en un estudio biomecánico.

Sobre todos los parámetros se destacó y se le dio vital importancia a la presión. Las presiones ejercidas sobre la planta del pie son la base para interpretar la pisada. Se resaltó la importancia de conocer las diferencias de presiones entre diferentes puntos, no así a la precisión de medida de las presiones.

Otro parámetro que podría resultar interesante sería la inclusión de acelerómetros para medir los ángulos de rotación del pie respecto a los 3 ejes cartesianos.



Figura 5: Pisada sobre ejes cartesianos

Analizando los ejes cartesianos podemos determinar 3 giros diferentes, giro sobre el eje X (Roll), giro sobre el eje Y (Pitch) y giro sobre el eje Z (Yaw).

Estas mediciones resultan interesantes en un estudio más detallado de la pisada orientado a profesionales de élite, tratamientos de lesiones, etc, no aportando mayor información para un cliente estándar.

Otra información a tener en cuenta es realizar una grabación de la pisada desde la parte trasera del paciente con el fin, de que al visualizarla fotograma a fotograma, se pueda estimar el ángulo formado entre la rodilla y el tobillo en el momento del impacto. Con esta información se podría valorar la pronosupinación del paciente.

Esta técnica precisa de personal humano para poder ser llevada a cabo y ha de realizarse en una cinta de correr, debido a la dificultad de grabación en dinámico.

La obligatoriedad de correr en cinta otorga un grado de incertidumbre puesto que no es el mismo impacto sobre cinta que sobre el firme de las calles al correr, bien sea asfalto o tierra.

Al igual que en el caso anterior, esta técnica quedaría reservada para estudios más detallados.

Como se ha indicado anteriormente, la base para un estudio de la pisada es conocer las presiones ejercidas sobre el pie y su evolución en el tiempo, por lo que a continuación explicaremos más extensivamente este parámetro a medir.

En primer lugar cabe destacar los rangos típicos en los que nos vamos a encontrar. En una pisada al correr, la fuerza ejercida sobre la planta del pie puede ascender hasta 2´4 veces el peso de la persona, como ha podido observarse en las figuras 3 y 4.

Resulta interesante indicar que hablamos en valores de fuerza, las unidades son kilogramos fuerza. Si este valor lo multiplicamos por 9´8, valor de la aceleración de la gravedad, obtendremos el valor de la fuerza en Newtons.

Como se ha indicado anteriormente, los valores que queremos medir son presiones, que no es otra cosa que una fuerza en un área determinada. Las unidades que utilizaremos en los términos del análisis de la pisada son los kilopascales (kPa), donde 1kPa son 0,1 Newton en un cm².

Por lo tanto, y teniendo en cuenta la información de las figuras 3 y 4, y un peso estándar de 80Kg, el rango de trabajo de cada sensor ante el que nos vamos a encontrar variará entre los 0 y los 3800 kPa aproximadamente utilizando áreas de sensado de 5cm².

Según la valoración de los expertos los datos más importantes a medir serían los siguientes.

- Reparto de las presiones máximas en la planta del pie
- Evolución de la presión máxima en el tiempo
- Evolución del baricentro en el tiempo

El reparto de las presiones máximas en la planta del pie trata de una representación gráfica en la que se puedan ver cómo han sido repartidas las presiones en la zona plantar a lo largo de las diferentes fases de la pisada. Los expertos nos indicaron que se precisan mínimo 9 zonas a medir para poder interpretar un estudio satisfactorio, como se indica en la siguiente imagen.



Figura 6: Zonas de medida de presión

La evolución de la presión máxima en el tiempo consiste en ver de qué punto a qué punto va la región en el que se ha ejercido mayor presión a lo largo de cada fase de la pisada.

Por último, la evolución del baricentro en el tiempo radica en representar la posición del baricentro, centro de presiones sobre la superficie plantar, a lo largo del tiempo.

Con estos tres datos el experto sería capaz de valorar la pisada y aplicar una corrección si fuera necesaria, mediante el diseño de plantillas específicas.

Otro de los aspectos resaltados por los expertos fue el tema de la durabilidad, sobre el que realizaron mayor hincapié, debido a ser la principal debilidad de los dispositivos existentes actualmente.

Según los expertos, se puede concluir que la precisión en la medida de la presión no resulta de gran relevancia, dándole esta importancia a la comparativa de presiones entre diferentes zonas. He ahí la gran importancia de la durabilidad para mantener una correcta comparativa entre sensores, no permitiendo un desgaste en las zonas de mayor presión.

El uso de acelerómetros y otras técnicas para valorar los ángulos generados entre la rodilla y el tobillo quedarán descartados del proyecto debido a que no son necesarias a la hora de realizar el análisis de la pisada y se busca desarrollar un sistema lo más económico posible.

Por último, y para conocer en primera persona la metodología adoptada por los profesionales y la información a la que los podólogos daban mayor relevancia, me realicé un estudio de la pisada.

En primer lugar se realiza una inspección médica en busca de posibles anomalías.

Posteriormente se midieron el reparto de presiones en la zona plantar tanto en estático como en dinámico.

Por último se me hizo correr por un pasillo sensorizado con infrarrojos, en el que se medían los tiempos de impacto, entre pisadas, etc.

Con el estudio de la pisada se pudo observar que la información que los podólogos realmente tienen en cuenta es el reparto de presiones a lo largo del tiempo, así como la evolución del baricentro.

Anecdóticamente los expertos nos confesaron que el resto de medidas otorgadas por los dispositivos utilizados no tenían especial relevancia, a no ser de tratarse de un deportista de élite.

Para un informe mucho más detallado acerca de lo que consiste el estudio de la pisada y un informe detallado de lo hablado con Podoactiva[16], ver anexo I.

4. Tecnologías existentes

Una vez conocidos los parámetros que debemos medir pasaremos a analizar las tecnologías que se utilizan actualmente para este cometido.

Existen diversos dispositivos que sirven como soporte para realizar un estudio biomecánico de la pisada. Estos dispositivos nos aportan datos de cómo es la pisada del paciente, toman datos de la pisada y los tratan para darle los resultados a un especialista que será el encargado de interpretarlos.

Existen diferentes técnicas de obtención de datos que enumeramos a continuación.

4.1 Plataformas dinamométricas

Consisten en una plataforma sensorizada, normalmente con sensores capacitivos, cuya misión es medir las presiones que sufre el pie en actividades en movimiento o parado, por lo que pueden utilizarse tanto para estudios dinámicos como estáticos.

Existen de diferentes tamaños, desde modelos pequeños que solo abarcan el tamaño de un pie hasta modelos grandes que abarcan superficie para varias personas.

Las plataformas dinamométricas son la opción más utilizada por podólogos para diagnosticar anomalías en los pies y en la pisada.

En estático el paciente queda inmóvil sobre la plataforma, mientras que en dinámico el paciente ha de caminar por la habitación haciendo coincidir su pisada en la plataforma para el análisis dinámico. He ahí su mayor inconveniente, el paciente no realiza una marcha natural, puesto que tiene que estar concentrado en hacer coincidir su paso sobre la plataforma y puede dar lugar a falseamientos en las mediciones.

4.1.1 Sistemas de plataformas dinamométricas en el mercado

La compañía Novel es la principal compañía en desarrollo de plataformas dinamométricas, su modelo es el Emed.



Figura 7: Plataforma dinamométrica Emed. [4]

El sistema consiste en una plataforma instrumentada con conexión USB y un software específico.

Dependiendo del modelo, cada plataforma contiene desde 1.760 hasta 25.344 sensores capacitivos y puede medir en un rango de hasta 1200kPa con una resolución de 10 kPa.

El precio del dispositivo es de 18.400 €.

A nivel nacional el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) también tiene una plataforma llamada Dinascan.



Figura 8: Niño utilizando la plataforma dinamométrica Dinascan. [4]

El sistema también consiste en una plataforma instrumentada con conexión USB y un software específico.

Dependiendo del modelo, cada plataforma contiene un área sensorizada con sensores capacitivos desde 600mm x 370mm hasta 800mm x 800mm y puede medir en un rango similar a las anteriores.

El precio del dispositivo es alto, similar al modelo anteriormente analizado.

4.2 Sistemas de plantillas instrumentadas

Los sistemas de plantillas instrumentadas son dispositivos portátiles en forma de plantillas con multitud de sensores, principalmente capacitivos, encargados de medir y analizar las presiones en la planta del pie en las condiciones en que éste se desenvuelve habitualmente, es decir, con calzado y en movimiento.

La estructura de los sistemas de plantillas instrumentadas suele estar formado por los elementos mostrados en la siguiente figura:

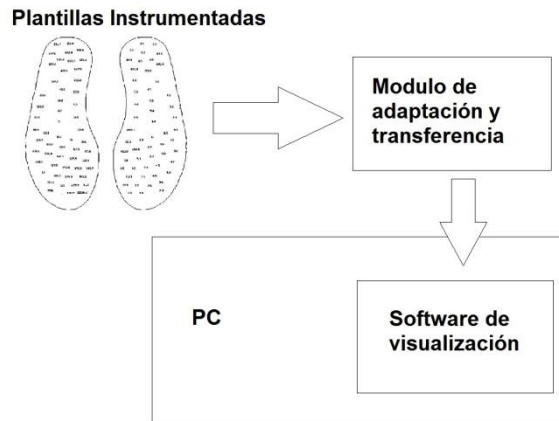


Figura 9: Esquema sistemas de plantillas instrumentadas

Constan de dos plantillas instrumentadas que captan la información del impacto a través de sensores de deformación, un módulo de adaptación de señal y transferencia de datos, con o sin cable, encargado de acondicionar la señal proveniente de las plantillas para su posterior transferencia a un computador y un software para el procesado de datos en un computador, encargado de interpretar la información enviada por el modulo de transferencia realizando una representación interpretable por el usuario.

Las principales ventajas respecto a las plataformas dinamométricas son la portabilidad de las mismas, pueden incluirse en cualquier tipo de calzado y pueden registrar las presiones ante cualquier actividad.

Otra ventaja sustancial es que poseen menos sensores mejor localizados, por lo tanto hay una reducción en el coste.

El principal inconveniente de estos dispositivos es su durabilidad, debido a la fragilidad de los sensores utilizados.

4.1.1 Sistemas de plantillas instrumentadas en el mercado

A nivel mundial, la compañía líder en sistemas de plantillas instrumentadas es Novel, con su modelo Pedar-X:



Figura 10: Pedar-X, sistema plantillas instrumentadas con módulo de envío. [4]

El sistema consiste en dos plantillas instrumentadas, un módulo de transferencia de datos inalámbrico y un software específico.

Dependiendo del modelo, cada plantilla contiene 246 o 1024 sensores capacitivos y puede medir en un rango de hasta 1200kPa con una resolución de 2.5 o 5 kPa.

La vida media de una plantilla se sitúa, aproximadamente, en 3.000 pasos, variando de forma significativa en función de las sollicitaciones mecánicas a las que se vea sometida.



Figura 11: Plantillas instrumentadas Pedar-X. [4]

El precio del pack completo compuesto por 2 plantillas, el módulo de transferencia y el software es de 15.450 Euros

A nivel nacional el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) también tiene un sistema de plantillas instrumentadas que vende de manera comercial llamado Biofoot:



Figura 12. Pack Biofoot. [4]

En este caso el pack proporcionado incluye cinco pares de plantillas instrumentadas de entre las tallas y modelos disponibles. Dos amplificadores, un módulo transmisor, una tarjeta de recepción y el software específico.



Figura 13: Plantillas instrumentadas Biofoot. [4]

Cada plantilla dispone de hasta 64 puntos de medida mediante sensores capacitivos distribuidos de tal forma que la densidad sea mayor en la zonas de mayor interés. Son plantillas reversibles, lo que permiten su uso en ambos pies.

La vida media de una plantilla se sitúa, aproximadamente, en 3.000 pasos, variando de forma significativa en función de las sollicitaciones mecánicas a las que se vea sometida. Pueden seguir utilizándose aun cuando se haya inutilizado algún sensor.

Las plantillas permiten medir en un rango de hasta 1200kPa con una resolución de medida de 0.1kPa.

El precio es similar al modelo anterior.

5. Sensores de presión

Cómo se ha indicado anteriormente se necesita medir las presiones generadas sobre la superficie plantar del pie, por lo que se precisará de sensores capaces de medir la presión. En el mercado tenemos una amplia variedad de posibilidades, pasaremos a analizar a continuación los más usados en este ámbito. Para la elección del sensor a utilizar nos centraremos principalmente en valorar la adecuación, la complejidad de adaptación de la señal, el coste y la durabilidad del sensor.

5.1 Sensores capacitivos.

Un sensor de capacidad variable está formado por un condensador cuyos terminales se juntan o se separan en función de una presión ejercida sobre ellos. Esta separación se traduce en una variación de la capacitancia, la cual es medida e interpretada para calcular la presión existente.

Son los sensores más utilizados a la hora de desarrollar las plataformas y plantillas instrumentadas.

A continuación se muestra una imagen de un sensor capacitivo como los utilizados en las plataformas dinamométricas, y un esquema del funcionamiento del mismo.



Figura 14: Sensor capacitivo. [9]

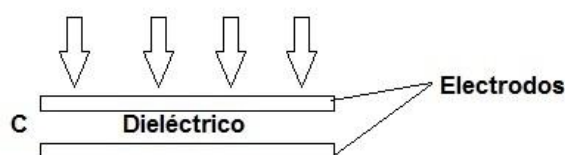


Figura 15: Esquema de funcionamiento de un sensor capacitivo.

Como puede observarse en la figura 15, el sensor consta de dos electrodos que, al ser oprimidos por una presión, varían su distancia entre sí, disminuyendo el espacio del dieléctrico, y variando su capacitancia. Los puntos blancos que pueden apreciarse en la figura 13 responden a este esquema, siendo dos electrodos separados por una capa de aire. A continuación analizaremos los principales parámetros del sensor.

Hay diversos modelos de sensores capacitivos que pueden medir en un rango desde 30kPa hasta los 5000kPa. Como ya se ha indicado anteriormente nuestro rango de medida se encontraría hasta los 4000kPa aproximadamente.

Circuito de acondicionamiento de señal.

La siguiente figura muestra el diagrama en bloques básico de un sensor digital de presión capacitivo, constituido de cuatro bloques que son el sensor, el cual se encarga de obtener una diferencia de capacitancias mediante el condensador que varía con la presión y un condensador de referencia; conversión de capacitancia a voltaje, una vez obtenida esa capacitancia se convierte a voltaje mediante un integrador; conversión analógica a digital, se obtiene una palabra binaria que representa al voltaje obtenido de la diferencia de capacitancias; bloque de proceso, la palabra binaria obtenida es procesada por el sistema.

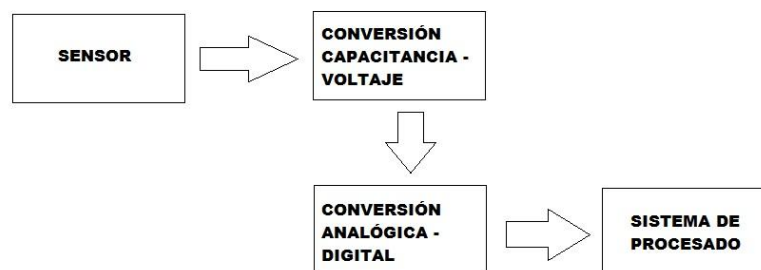


Figura 16: Diagrama en bloques básico de un sensor digital de presión capacitivo

Para comprender la complejidad de la adaptación de la señal profundizaremos en la conversión capacitancia-voltaje.

Conversión Capacitancia-voltaje

La operación del circuito se divide en 2 fases o estados. En el estado de reinicio, en el cual el circuito inicializa o descarga todos los condensadores. (Figura 17a). El siguiente estado (Figura 17b) se conoce como sensado, este toma la capacitancia diferencial DC entre C_x y C_r , para producir el voltaje V_o proporcional a DC.

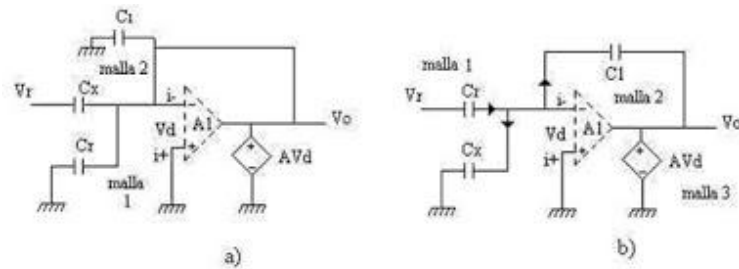


Figura 17. Circuito Convertidor Capacitancia-Voltaje. [10]

siendo

$$V_o = \frac{(C_x - C_r)V_r}{(C_r/A) + (1+1/A)C_1} = \frac{\Delta C V_r}{(C_r/A) + (1+1/A)C_1}$$

donde $\Delta C = C_x - C_r$.

El amplificador operacional debe cumplir con ciertos requisitos para satisfacer nuestras necesidades. Ya que la ganancia de voltaje no puede ser infinita debe ser muy grande para que en la ecuación sea despreciable, también debe cumplir con las siguientes especificaciones: el voltaje de desviación (offset) de entrada debe ser muy pequeño, tener una corriente inversa de entrada baja, una alta impedancia a la entrada, velocidad de respuesta alta, compensación interna.

El coste de este tipo de sensores, por lo general, es bastante elevado, puesto que necesitaríamos los más pequeños y compactos para no perder la confortabilidad en el usuario.

Además, el coste de la lógica de adaptación también sería alto, debido a la cantidad de circuitería necesaria para cada sensor.

Por lo general se tratan de unos sensores bastante frágiles con poca resistencia a la flexión y a la torsión.

Conclusiones

Como se ha indicado se trata de los sensores más utilizados en este ámbito debido a su precisión y adecuación en cuanto a rangos de trabajo.

Como inconvenientes cabe destacar su elevado precio, tanto de los sensores, como de la lógica necesaria para su adaptación de señal, así como la fragilidad de los mismo.

Se trata de un tipo de sensor que cumple los rangos de trabajo deseados pero que tienen un coste muy alto, por lo que utilizándolos resultaría imposible el desarrollo de un dispositivo de bajo coste como el que se desea.

5.2 Sensores piezoeléctricos.

Los sensores piezoeléctricos están basados en el efecto piezoeléctrico, propiedad de algunos materiales que consiste en la variación de su tamaño en función de una corriente eléctrica que atraviese el material, o al contrario, que la modificación del tamaño del material generara una corriente eléctrica; que es el caso más interesante para este proyecto.

Un sensor piezoeléctrico de los que puede tener cabida en este contexto se aprecia en la siguiente imagen:

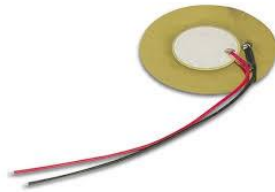


Figura 18: sensor piezoeléctrico real. [11]

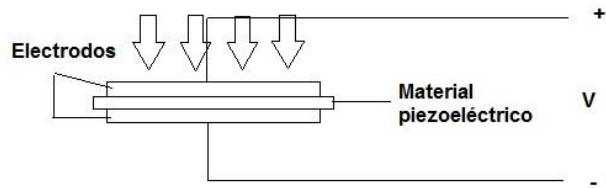


Figura 19: Esquema sensor piezoeléctrico.

En la figura 19 se puede apreciar un esquema de funcionamiento de un sensor piezoeléctrico. Al ejercerse una presión sobre él, el material genera una pequeña caída de tensión entre sus electrodos.

Hay diversos modelos de sensores capacitivos que pueden medir en un rango desde los 10kPa hasta los 250MPa.

Circuito acondicionador de señal:

Desde la propia documentación del sensor, el fabricante indica las formas más comunes de acondicionar la señal de salida del sensor.

Aunque más compleja a nivel de montaje (mas elementos), con toda probabilidad el amplificador (inversor o no) de voltaje será más conveniente, puesto que amplifica el voltaje y no la carga, ya que, el convertidor analógico digital trabajará más fácil con voltaje que con carga. A continuación describiremos en qué consiste.

Amplificador (inversor o no inversor) de voltaje.

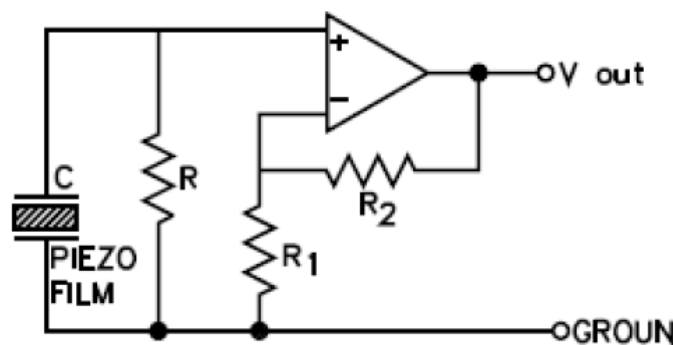


Figura 20: circuito de acondicionamiento de sensor piezoeléctrico. [12].

La ganancia se configura mediante la relación de las resistencias mediante la siguiente ecuación:

$$Ganancia = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

Esta configuración conserva el signo positivo o negativo de la señal a la salida del amplificador.

La complejidad de la adaptación de señal es menor que en el caso anterior, puesto que únicamente, se precisa de un amplificador de señal. El coste también será más reducido debido a que se necesitan muchos menos componentes.

El coste de este tipo de sensores suele ser reducido, llegando a encontrar sensores por pocos céntimos.

Se trata de materiales muy resistentes y constan de una gran durabilidad.

Conclusiones

Nos encontramos ante un sensor que cumple perfectamente con el rango de trabajo, con un coste mucho menor que el sensor anteriormente estudiado, especialmente a nivel de sensor, aunque también a nivel de adaptación de señal.

Otra ventaja a destacar es la resistencia del material, lo que otorgaría una durabilidad mayor al dispositivo.

Es importante determinar que debido a su funcionamiento, basándose en captar variaciones, sólo serviría su uso en un ámbito dinámico, puesto que en estático al carecer de variaciones no se produce ninguna corriente eléctrica.

5.3 Sensores de resistencia variable.

Dentro de la elección de los sensores, consideramos un tipo, menos extendido que los otros dos, pero que quizá tenga mejor aplicación en el proyecto.

El funcionamiento de este sensor es idéntico al de una resistencia variable, el material varía su resistencia en función de la presión aplicada. A mayor presión ejercida sobre el sensor, menor resistencia eléctrica ofrecerá.

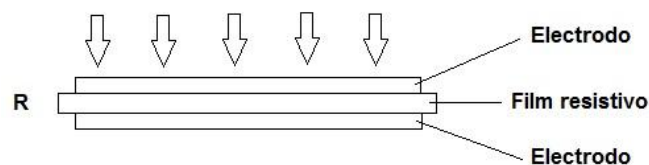


Figura 21: esquema del sensor resistivo.

Como puede apreciarse en la figura 21, al aplicarse una presión, el film resistivo modificará su resistencia.

El film resistivo es una película de polímero que presenta una disminución de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada sobre su superficie activa. Este tipo de sensores se utilizan principalmente para aislamiento de ruido electromagnético, aunque se han encontrado aplicaciones en las que se ha utilizado como un sensor digital que detecta la posición o no de un objeto sobre él.

Uno de los fabricantes, por medio de la pagina web, muestra su funcionamiento de una forma gráfica para que se vea todo más claro en cuanto a este sensor. En la siguiente imagen se observa su comportamiento frente a carga mecánica y la salida que aporta el sensor.

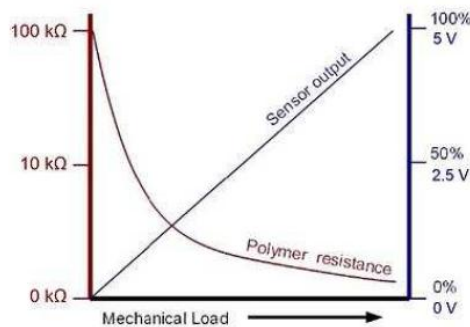


Figura 22: salida del sensor y resistencia del material frente a aumentos de carga mecánica. [13]

Nos encontramos ante un sensor que mide fuerzas, por lo que las presiones determinadas por este sensor vendrán dadas en función del tamaño diseñado.

Según el fabricante el rango de trabajo del sensor variara de 0 a 18000 Newtons, trabajando con sensores de 5cm^2 , estaríamos en rangos de presiones de entre 0 a 36.000kPa.

Circuito acondicionador de señal:

Para poder convertir el cambio de resistencia a un cambio de voltaje que pueda ser medido e interpretado, es necesario acondicionar el sensor como se muestra en la siguiente imagen:

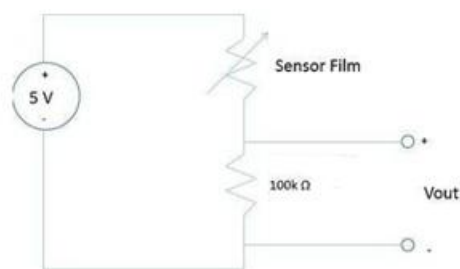


Figura 23: circuito de acondicionamiento de sensor de resistencia variable.[13]

Se trata de un divisor resistivo, por lo que la complejidad del acondicionamiento de señal en este tipo de sensores es menor a los anteriormente analizados, aunque en el rango de trabajo que nos concierne obtendremos corrientes muy bajas y habrá que tener cuidado con el ruido electromagnético.

El coste de este material es bastante reducido, puesto que una lámina de 10,16cm x 15,24cm cuesta 16´62€.

En cuanto a la durabilidad de este sensor para esta aplicación se desconocen datos, puesto que nunca se ha utilizado para este cometido. Sí se puede afirmar que nos encontramos ante un material totalmente flexible y resistente, puesto que entre sus aplicaciones se utilizaba para detectar impactos de bala.

Conclusiones

Nos encontramos ante un sensor que cumple perfectamente el rango de trabajo deseado. Además supone un coste muy reducido, tanto a nivel de sensor como a nivel de adaptación de señal.

Una de las ventajas es estudiar la posibilidad de confeccionar sensores del tamaño y la forma que se deseen, pudiendo acomodarlos perfectamente a lo largo de toda la plantilla.

Como principal inconveniente de este sensor cabe resaltar la falta de información sobre el mismo para usos similares.

6. Sensor Elegido

Una vez analizados los parámetros críticos de los posibles sensores, procederemos a valorarlas en pos de elegir el sensor que mejor se acomode a nuestras necesidades.

Uno de los objetivos prioritarios del proyecto es diseñar un sistema de bajo coste, por lo que el precio será el parámetro más valorado. El precio básicamente depende de dos factores, el primero el propio precio del sensor, y el segundo la lógica necesaria para el acondicionamiento de la señal.

Analizando los sensores capacitivos pudimos observar que en cuanto a rango de trabajo cumplían las necesidades del proyecto, pero nos encontrábamos ante unos sensores de precio muy alto y ante una lógica de adaptación de señal muy compleja que, además, encarecería los costes. Otro punto negativo de estos sensores es su fragilidad, aportando una durabilidad reducida al dispositivo. De este modo pues, deberemos descartar los sensores capacitivos.

En cuanto a los sensores piezoeléctricos observamos que también cumplían los rangos de trabajo deseados. Su precio era bastante reducido aunque poseían una cierta lógica de adaptación, no muy compleja, pero que supondría un cierto incremento en el coste. Como otro punto a favor también poseen una resistencia elevada que nos supondría una durabilidad alta en nuestro dispositivo. Por otro lado, estos sensores cuentan con la desventaja de no poder ser utilizados para un análisis estático, puesto que solo detectan variaciones de deformación.

Así pues, siguiendo nuestra lógica el sensor por el que nos decantamos será el sensor de film resistivo.

Se aprecia claramente que este sensor, posee una simplicidad de adaptación de señal y una respuesta más que deseable. No obstante, hay que considerar el factor novedad bien como un aspecto positivo desde el punto de vista académico (trabajar con algo pionero e innovador) pero quizá no tanto desde el punto de vista práctico. No obstante, si en el desarrollo del proyecto se apreciase la inviabilidad de estos sensores, también sería un paso adelante en el sentido que se observa un error para no repetirlo.

Debido a su carácter innovador, puesto que en este ámbito no ha sido usado con anterioridad, se ha de realizar un estudio de su comportamiento para entender su funcionamiento y poder caracterizarlo en parámetros de nuestra aplicación.

7. Análisis del Sensor

Como se ha comentado con anterioridad nos encontramos ante un material novedoso, del que se desconoce su funcionamiento para el ámbito que se precisa. Habrá que realizar un trabajo de investigación y experimentación que nos proporcione pruebas empíricas de la adecuación de este sensor para este ámbito de trabajo.

Así pues se deberán realizar ciertas pruebas sobre el material para poder caracterizarlo y comprender mejor su funcionamiento.

Según el fabricante la resistencia del material disminuye al aplicarle una presión a razón de la gráfica mostrada en la siguiente imagen.

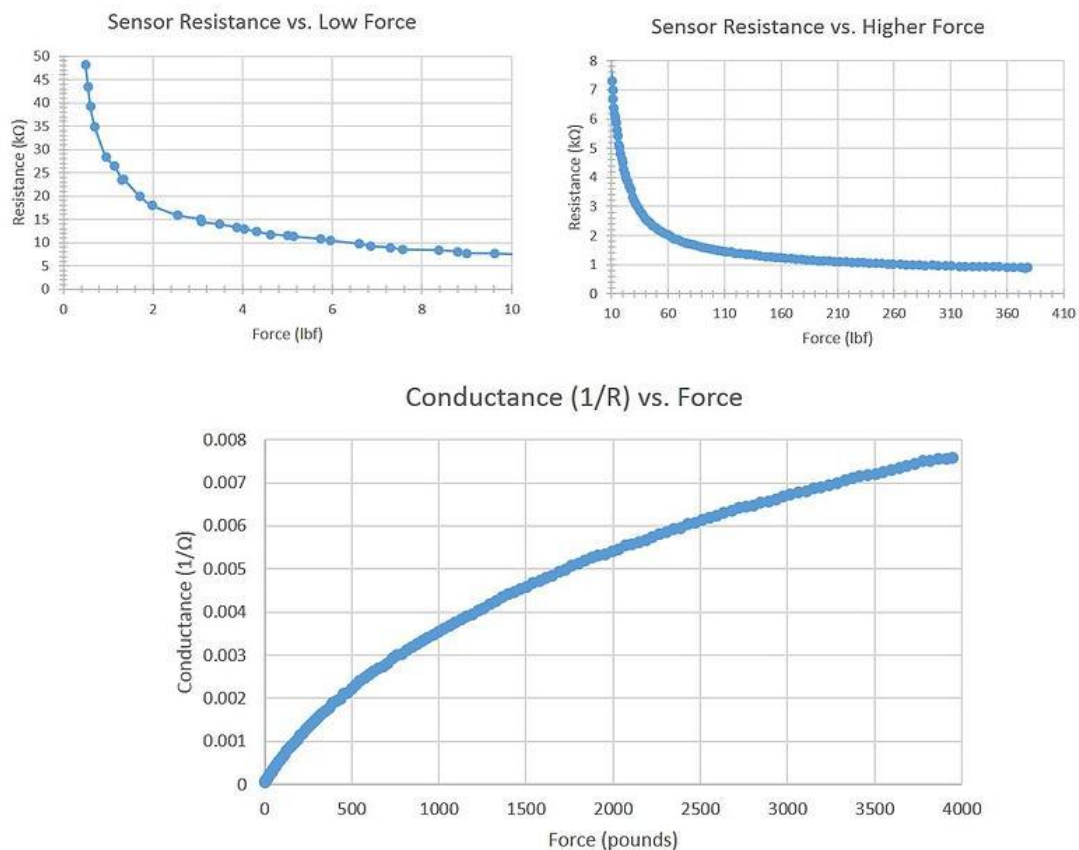


Figura 24: variación de la resistencia del sensor frente a la fuerza aplicada. [13]

En la gráfica de la izquierda se aprecia la respuesta frente a fuerzas hasta 44 Newton, aproximadamente; que equivale a unos pocos kilogramos (menos de 5); mientras que en la gráfica de la derecha se muestra frente a fuerzas de hasta 1600 Newton, que suponen más de 160 kg.

En la gráfica de abajo vemos la relación entre conductividad ($1/R$) y fuerzas muy grandes de hasta casi 18000 Newton, que suponen más de 1800 Kg.

Como hemos indicado anteriormente, ante un área sensorizada de 5cm^2 estaríamos en un rango de hasta 36000kPa , más que suficiente para el uso precisado.

Se ha pensado que las pruebas a realizar deberían ser las siguientes, que posteriormente pasaremos a analizar detalladamente.

- Conocer la importancia del tamaño del sensor.
- Conocer la posibilidad de implementar diferentes sensores sobre un mismo film.
- Verificar rango de trabajo del sensor.
- Calcular la durabilidad del sensor.

Como se ha indicado antes, la precisión en la medida de la presión es un dato de menor relevancia, siendo de mayor importancia la comparativa de presiones en diferentes puntos. Se le da, así pues, un plus de importancia a la durabilidad, puesto que no se ejerce la misma presión en todos los puntos, y existirán zonas, como el talón o el primer metatarso, que sufran mayor desgaste. De ahí la importancia de la durabilidad para que no se falseen las medidas comparativas teniendo un sensor averiado y los otros no.

Inicialmente se realizaron una pruebas básicas para ver realmente el funcionamiento del sensor más allá de lo indicado teóricamente por el fabricante.

Se implementó un circuito muy básico soldado en una placa perforada para el experimento y se preparó un sensor con dos cables largos para poder introducirlo en una zapatilla. El circuito constaba de una alimentación con una pila de 9V y un divisor resistivo formado por el sensor y una resistencia de $1\text{M}\Omega$, obtenida en función de las gráficas de la figura 24, puesto que la R del sensor iba a oscilar en valores de $\text{k}\Omega$.

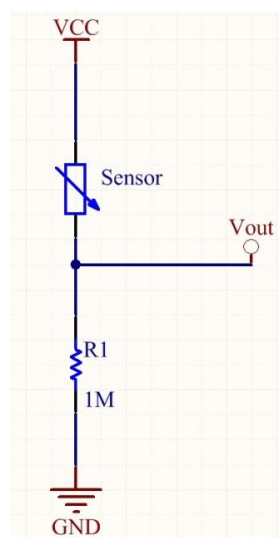


Figura 25 : Circuito eléctrico para las pruebas

Se pretendía conocer la respuesta del sensor ante un estímulo de carga, más allá de lo estipulado por el fabricante. Para ello se realizó una prueba consistente en ir

presionando el sensor con el dedo para ver como a mayor presión mayor caída de tensión había en la salida del divisor resistivo, puesto que la R variable del sensor disminuía.

Posteriormente se empezaron a realizar pruebas con el sensor colocado en el interior de una zapatilla (en la zona del talón) para ver el comportamiento del mismo en un ámbito más próximo al proyecto.

La siguiente prueba realizada fue caminar con el sensor en el interior de la zapatilla conectado a un osciloscopio y con la que se obtuvo la siguiente gráfica teniendo en cuenta que el eje x representa el tiempo y el eje y el voltaje medido en el sensor.

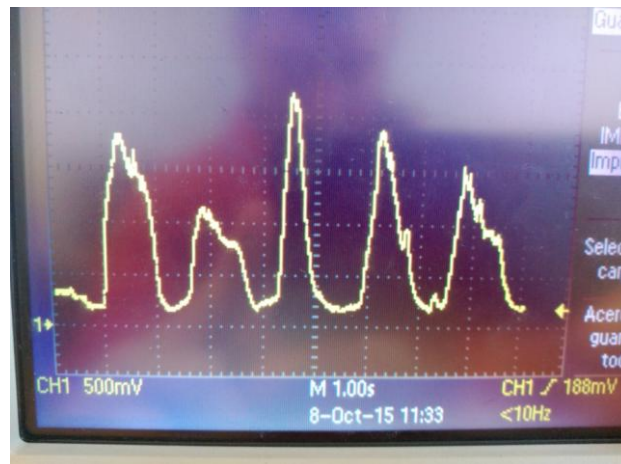


Figura 26 : Evolución del voltaje en el ciclo de caminar.

Posteriormente se procedió a realizar una prueba corriendo para ver la respuesta del sensor a un estímulo más rápido. De esta prueba se obtuvo la siguiente gráfica.



Figura 27: Evolución del voltaje en el ciclo de correr.

Ante esta prueba se puede corroborar cómo efectivamente la resistencia del sensor va disminuyendo al aplicarle una presión, por ende, la caída de tensión en la R del divisor resistivo va aumentando. A parte de verificar lo obvio, esta prueba nos sirvió también

para determinar que el rango del sensor es aplicable al proyecto puesto que con una pisada real se detectan perfectamente picos de tensión perfectamente medibles. No suficiente con eso, también podemos observar como el tiempo de respuesta del sensor es suficiente para captar las pisadas al correr, ámbito en el que va a centrarse nuestro proyecto.

Se pueden apreciar que los picos de tensión, tanto al correr como al andar, son muy similares, en torno a 2V en ambas pruebas. También podemos observar los tiempos de pisada, siendo de aproximadamente 1s el tiempo de impacto al andar y reduciéndose hasta aproximadamente unos 300ms al correr. Estos datos nos serán de utilidad para el cálculo de velocidades de procesamiento de la señal.

Ante estos resultados resultaría relativamente simple realizar un software que calcule la cadencia de la pisada así como el tiempo de impacto del pie.

Conocer la importancia del tamaño del sensor

La siguiente prueba a realizar fue diseñada para conocer la importancia del área de sensado, y por consiguiente, saber si el tamaño de los sensores influiría en la medida.

Cabe destacar que el tamaño del sensor también influye a la hora de estimar el baricentro, puesto que a mayor área de sensor y conocer sólo el punto de mayor presión, no podemos confirmar la ubicación exacta de éste, y por tanto, el cálculo del baricentro puede verse alterado con un factor de error.

El tamaño del sensor también nos determinará la cantidad de sensores que podemos colocar pudiendo obtener una información más precisa.

El experimento realizado se basó en ejercer una presión sobre aproximadamente la mitad del área del sensor, obteniendo así un valor de tensión. Manteniendo dicha presión se ejerció en otra zona del mismo sensor una presión mayor en un área mucho menor y se comprobó como la tensión de salida aumentó, a razón de esta presión mayor. Se retiró la primera presión ejercida y se comprobó como la salida de tensión no se vio alterada, por lo que se pudo determinar que el sensor detecta el punto de mayor presión.

En la siguiente imagen se puede observar el experimento desarrollado.

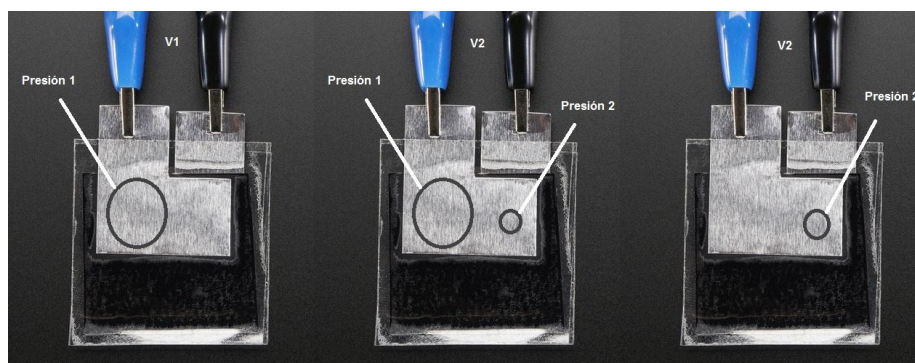


Figura 28: Experimento para conocer la importancia del tamaño del sensor.

Este resultado nos indica que el tamaño del área del sensor es irrelevante en cuanto a detectar presión se refiere, puesto que sea más o menos grande medirá el punto de mayor presión.

Conociendo esta información, se pueden diseñar sensores de un tamaño reducido que nos permitan un cálculo óptimo del baricentro, y se pueden implementar una elevada cantidad de pequeños sensores teniendo todo el área de la planta del pie sensorizada.

Conocer la posibilidad de implementar diferentes sensores sobre un mismo film.

Otro de los puntos clave a estudiar era la viabilidad de colocar diferentes pads sobre una misma lámina de film resistivo en aras de conseguir diferentes medidas, una para cada pad. Este estudio nos determinará la necesidad de implementar sensores individuales con todas sus capas, o, por el contrario, la posibilidad de utilizar una única capa metálica de alimentación, una única capa de film resistivo y realizar diferentes pads metálicos conectados a los respectivos divisores resistivos según se indica en la siguiente imagen.

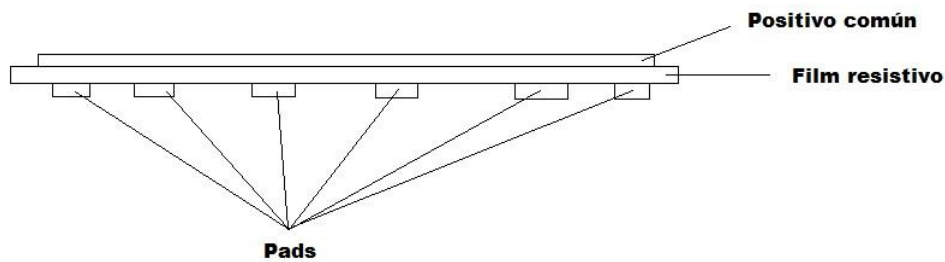


Figura 29: Film resistivo con varios pads.

De ser esto posible supondría una simplificación en el diseño, y por tanto en costes, puesto que la alimentación de todos los sensores sería común y no sería preciso realizar un diseño de pistas que conectase a todos los sensores.

La finalidad de conocer este detalle es poder implementar, en un futuro, el sistema en una PCB flexible como terminales del sensor e incluir toda la lógica en ella para poder incluirla en el interior de una plantilla.

Con la finalidad de conocer esta información se implementó un sensor con un plano de alimentación común y dos pads de salidas, como el da la imagen siguiente para poder tener dos tomas de datos.

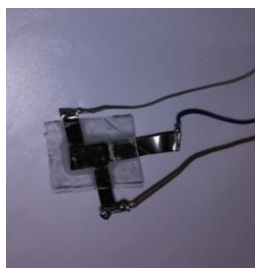


Figura 30: Sensor con dos salidas.

En primer lugar se realizaron unas pruebas en las que sólo se ejercía presión sobre el área de un pad dejando el otro libre de presión para verificar que las salidas respondían individualmente, aislada una de otra. Se obtuvo el siguiente resultado.



Figura 31: Gráfica sensor doble con carga en 1 pad.

Se puede observar como sólo se genera una caída de tensión sobre uno de los dos sensores (verde), en el que se ha ejercido la presión, mientras que el otro permanece estable sin tensión.

Esto nos indica que la presión sobre uno de los nodos no afecta al valor dado por el otro nodo, por lo que son dos sensores diferentes sobre un mismo film resistivo.

Posteriormente se realizaron pruebas con pisadas reales, aproximándose más a un ámbito real de uso del sensor. Se colocó el sensor en la zona del talón de una zapatilla, conectado a un osciloscopio y se realizaron varios pasos en pos de analizar las lecturas de ambos sensores. Dicha prueba nos otorgó los siguientes resultados.

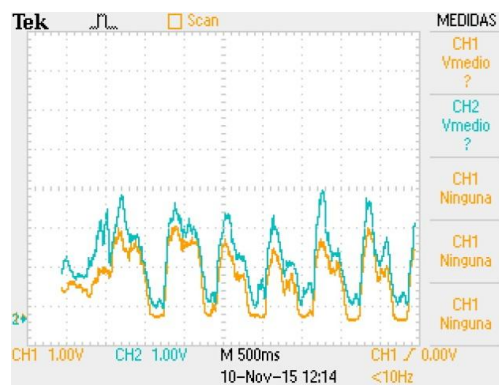


Figura 32: Gráfica de pisadas con sensor doble.

Debido a la proximidad de los pads en el sensor, ambos miden valores similares, pero si existe una diferencia debido a que la carga no se reparte exactamente igual en todas las zonas del pie.

Con los resultados obtenidos podemos afirmar que se puede utilizar una única lámina de film puesto que las medidas van referenciadas al área del pad y no del film, pudiendo

diseñar tantos sensores como pads deseen implementarse sin necesidad de mecanizar el film resistivo.

Estos resultados nos permiten implementar todos los sensores en una única capa de film resistivo reduciendo la complejidad de diseño del sistema.

Verificar rango de trabajo del sensor.

Se realizaron pruebas para poder caracterizar el rango de trabajo del sensor y verificar la información proporcionada por el fabricante. Para ello se precisaba de maquinaria específica con las que pudiéramos tener controlados todos los parámetros influyentes en la prueba. Para el desarrollo de estos experimentos se utilizó la máquina ElectroPuls E1000, mostrada en la siguiente imagen y disponible en el laboratorio del Instituto de Investigación en Ingeniería (I3A).



Figura 33: ElectroPuls E1000. [14]

Seleccionamos la ElectroPuls E1000 para las pruebas puesto que posee unas características mecánicas óptimas para los resultados que se desean conocer. Es una máquina diseñada para ensayos dinámicos y estáticos en una gran variedad de materiales y componentes.

Posee altas prestaciones dinámicas, capaz de superar los 100Hz, más que suficiente para el cometido que se le precisa.

Su capacidad dinámica es de ± 1000 N y ± 710 N en modo estático continuo, con múltiples émbolos de diferentes áreas, desde 1mm^2 hasta varios cm^2 , capaces de otorgar presiones mucho mayores a las ejercidas por un cuerpo humano.

A parte de sus prestaciones mecánicas, la ElectroPuls E1000 cuenta con un software que nos permite su control tanto con carga como en deformación.

Debido a su amplio rango de trabajo se pueden ejercer presiones similares a las ejercidas por un cuerpo humano y por tanto emular la respuesta del sensor.

Con su alta capacidad dinámica se pueden obtener los tiempos de respuesta del sensor y poder validar su uso para este cometido.

Una vez explicada y analizada la herramienta a utilizar se procederá a explicar las pruebas realizadas.

Uno de los puntos interesantes a conocer era la curva de respuesta del sensor ante una variación de presiones.

Se realizó tres veces la misma prueba en estático, para corroborar su repetibilidad, en la que la carga se iba aumentando gradualmente para observar si la tensión obtenida seguía una relación con la presión ejercida.

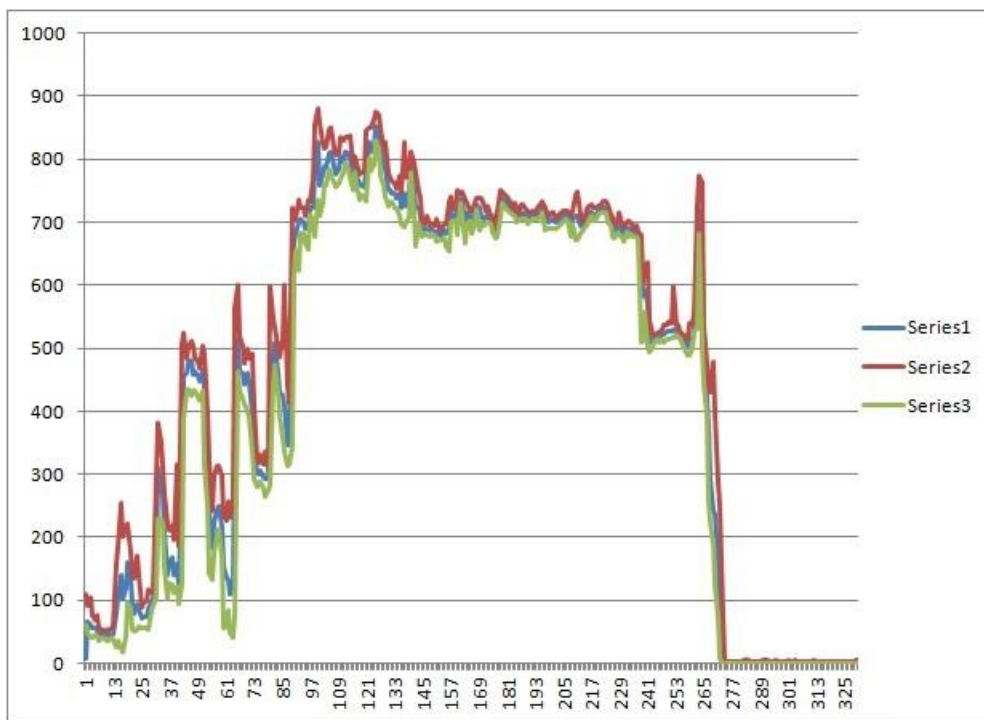


Figura 34: Resultados del experimento en progresión de carga.

La prueba se realizó con un émbolo de 78mm^2 de área. La carga se fue aumentando de 10N en 10N desde 10N a 80N. Después se redujo un poco la carga y se mantuvo un tiempo hasta que se redujo por completo.

Puede observarse como el sensor responde bastante bien al estímulo, a pesar de ciertos rebotes. Estos rebotes vienen dados debido a que la frecuencia de muestreo utilizada, de $100\mu\text{s}$, era la misma que la del lazo de control del motor, viendo así los desplazamientos del mismo para el control en carga.

Para comprobar que el sensor responde igual ante un mismo estímulo repetido en el tiempo se realizaron otras pruebas con la máquina ElectroPuls E1000 en dinámico, en la que se le aplicó una carga con un émbolo de 78mm^2 a una velocidad de 1Hz.

En una de dichas pruebas se aplicó una carga de 15N a la velocidad de 1Hz. Se realizaron 3 experimentos iguales para corroborar su idéntica respuesta. Los resultados fueron los siguientes.

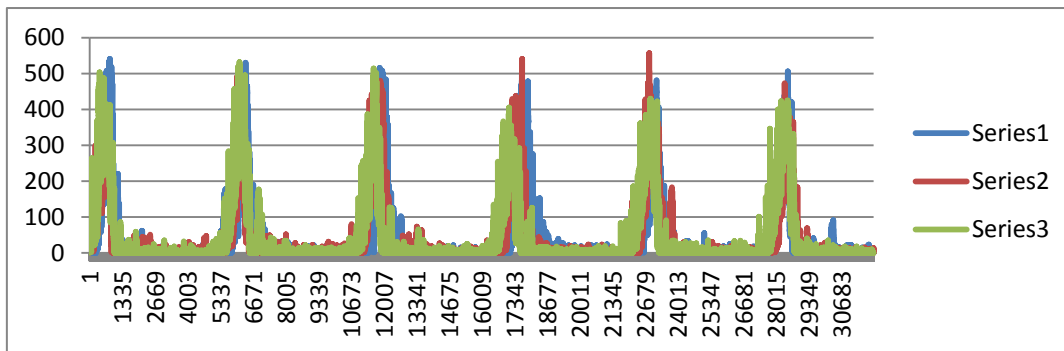


Figura 35: Resultados del experimento carga 15N a 1Hz.

Se puede observar que se alcanzan aproximadamente los mismos picos repetidos exactamente igual en cada una de las pruebas. Se aprecia también cómo al sensor le da tiempo perfectamente a registrar cada impacto a la velocidad de 1Hz, aproximadamente la velocidad de las pisadas a la hora de correr.

Al trabajar con una frecuencia de muestreo mayor, 1ms. se aprecia que los rebotes dados por el lazo de control del motor, han desaparecido. Se realizaron otras pruebas con otros valores de carga en los que se corroboró que la respuesta del sensor siempre era la misma ante un mismo estímulo de carga.

Analizando los resultados podemos afirmar que el rango de trabajo del sensor cumple con las necesidades del proyecto.

Una vez finalizadas las pruebas con la máquina se procedió a implementar pruebas con el sensor en un ámbito real del proyecto.

La finalidad de estas pruebas era poder conocer la respuesta del sensor ante un estímulo de carga real y en unas condiciones similares a las que iba a experimentar el producto final.

Se realizó una prueba en dinámico colocando el sensor en el interior de la zapatilla y realizando una pisada caminando, otra corriendo, un salto y finalmente permaneciendo de pie. Se tomaron muestras cada 200µs. De este modo se pudo apreciar la diferencia de rangos y de tiempos de respuesta ante cada tipo de estímulo.

El sensor fue conectado a un divisor resistivo y este a un arduino[17], que sería el encargado de recoger la información y enviarla por puerto serie a un pc. El circuito eléctrico era el mismo visto en la figura 25, conectando Vout a un convertidor analógico-digital de 10bits, que nos segmentaría la tensión de 0V-9V a valores de 0-1024.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes.



Figura 36: Resultados del experimento de diferentes pisadas.

Se puede observar como los tiempos de impacto de una pisada tanto al caminar como al correr se mueve entre 40ms y 100ms aproximadamente. Los valores máximos de tensión obtenidos en las pisadas apenas llegan a la mitad del rango de tensiones por lo que no aparecerían problemas de saturación. En la parte estática se observa como la tensión se mantiene estable lo que indica que el sensor mide lo mismo siempre a la misma presión ejercida.

Calcular la durabilidad del sensor.

Finalmente, y quizás uno de los puntos más importantes a caracterizar de este sensor, se procedió a determinar la durabilidad del mismo. La durabilidad de este sensor para este cometido era totalmente desconocida puesto que nunca antes había sido utilizado en una aplicación similar. Así pues, se realizó una prueba de resistencia a fin de determinarla. Se tomaron medidas de tensión ante un estímulo determinado en un sensor. Posteriormente este sensor se colocó en una zapatilla y se comenzó a hacer deporte con él.

Inicialmente, se colocó sólo el film resistivo, pero, debido a que sufría grandes desplazamientos en la zapatilla, mantuvo su respuesta únicamente 3 días, por ello decidió colocarse un sensor completo. Tras una semana en la zapatilla de un instructor de gimnasio realizando 6 clases de alto impacto, 2 entrenamientos de pierna y caminando durante unas 10 horas por la sala de fitness el sensor seguía midiendo exactamente lo mismo ante el mismo estímulo aplicado.

Analizando los resultados obtenidos se puede afirmar que la durabilidad del sensor es mucho mayor de la que poseen los sensores utilizados en la actualidad, por lo que otorga un plus de interés al proyecto.

Cabe resaltar la importancia que se le dio a este punto cuando se habló con los expertos de Podoactiva[16].

Una vez realizadas todas las pruebas, y teniendo caracterizado totalmente el sensor para nuestra aplicación, podemos afirmar que el sensor cumple las expectativas puestas en él e incluso en algunos aspectos nos ofrece mejores prestaciones de las esperadas.

8. Desarrollo del prototipo

Una vez caracterizado el sensor a utilizar se va desarrollar un prototipo de plantilla sensorizando los 9 puntos prioritarios que nos comentó Podoactiva[16]. El sistema será de bajo coste, funcional y cómodo para el usuario.

El dispositivo captará los datos y los enviará a un pc para su visualización intuitiva en una interfaz gráfica.

El resultado será un resumen de lo ocurrido en la pisada del usuario que aporte cierta información, que pueda ser valorada por un profesional para cumplimentar un estudio de la pisada, o bien, orientativa para el usuario para ver cómo reparte sus cargas durante la pisada.

Una vez realizadas las pruebas de caracterización del sensor y acotados los objetivos del prototipo, lo primero que se necesita es determinar la estructura del prototipo a realizar. Se decidió segmentar el prototipo en tres partes definidas, las plantillas instrumentadas, un módulo de adaptación y transmisión, y la visualización de los resultados, como se indica en la siguiente imagen.

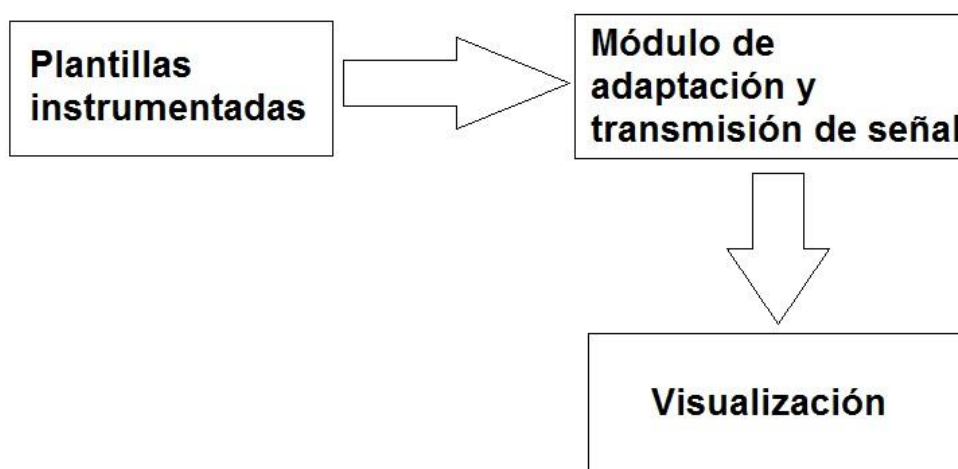


Figura 37: Esquema de las partes del prototipo.

Como ya se ha comentado en varias ocasiones se busca un prototipo de bajo coste y, a ser posible, escalable, con el que reducir al máximo los costes en instrumentación.

Motivado por esta escalabilidad se diseñó un sistema matricial para implementar toda la lógica digital en aras de reducirla lo máximo posible, y por ende, minimizar los costes.

Se realizó un estudio de escalabilidad mostrado en la siguiente tabla.

		Lógica de conversión					
Nº Sensores		1	2	3	4	5	6
Multiplexores	1	1	2	3	4	5	6
	2	2	4	6	8	10	12
	3	3	6	9	12	15	18
	4	4	8	12	16	20	24
	5	5	10	15	20	25	30
	6	6	12	18	24	30	36

Tabla 1: Escalabilidad lógica electrónica en función del nº de sensores.

Como el prototipo fue fabricado de forma casera debido a la falta de medios para poder industrializarlo y fabricarlo en serie, se optó por colocar 9 sensores, suficientes para cubrir las 9 zonas mínimas comentadas por los expertos de Podoactiva[16].

De este modo y atendiendo a la escalabilidad estudiada se precisaron de 3 salidas multiplexadas para controlar las alimentaciones y de 3 entradas con convertidor analógico-digital con sus correspondientes resistencias del divisor resistivo.

Así pues se diseñó un esquema eléctrico matricial mostrado en la siguiente imagen.

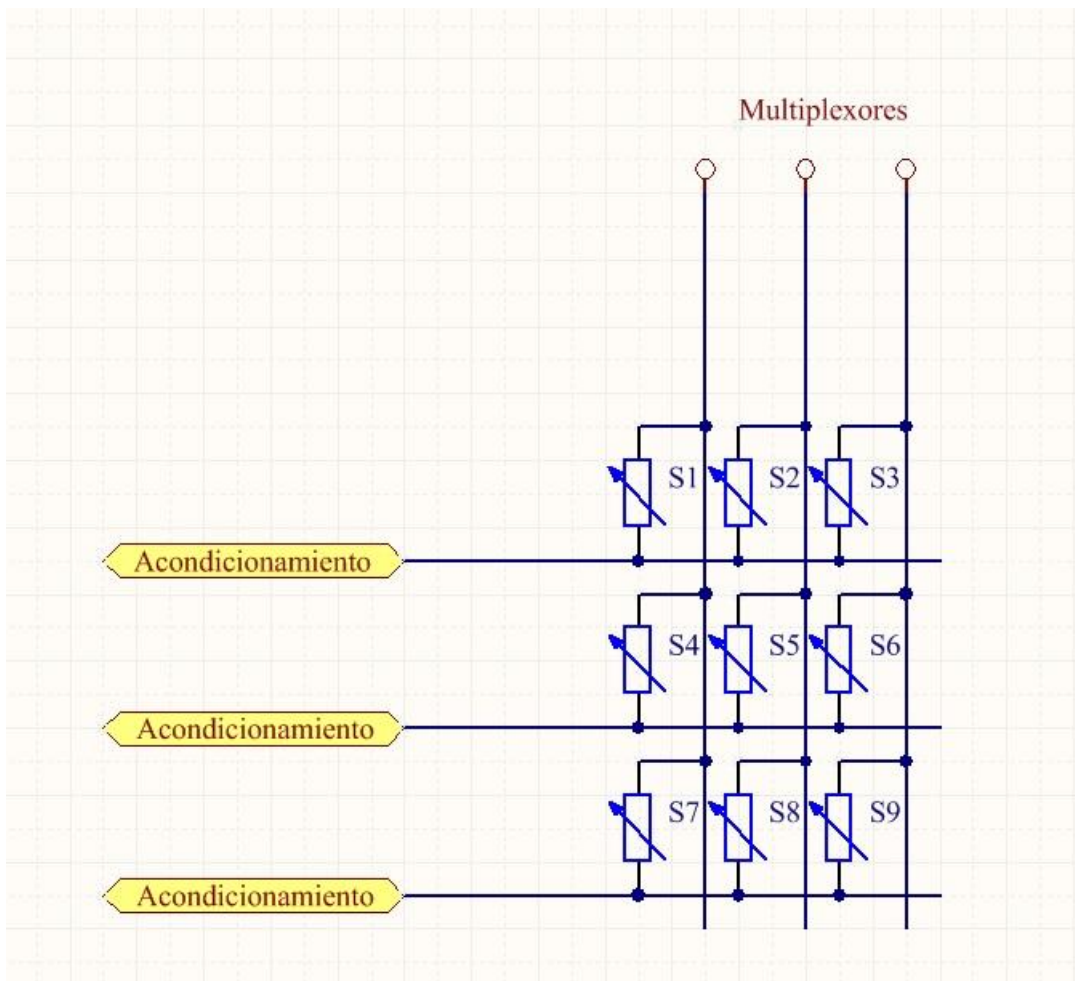


Figura 38: Esquema eléctrico matricial de la plantilla.

Como puede observarse en la figura 38, se ha diseñado una matriz de alimentación con la que mediante 3 pines de alimentación y 3 convertidores analógico/digital podemos gestionar los 9 sensores.

Los 3 pines de alimentación son pines triestado que podemos configurar mediante software. Asimismo, los 3 pines de entrada, se pueden configurar mediante software para que realicen la conversión analógico/digital.

El circuito se basa en tres divisores resistivos, de tal manera, que mediante software, se vayan multiplexando las alimentaciones y los convertidores para poder leer los 9 sensores.

Se decidió por este diseño debido al considerable ahorro de lógica digital, se minimizan las resistencias de los divisores resistivos, se minimizan los cables y se minimizan los puertos de E/S a utilizar.

Una vez determinado el esquema eléctrico sobre el que se va a trabajar procederemos a explicar el desarrollo de las diferentes partes del prototipo.

8.1 Plantillas instrumentadas

Una vez diseñado el esquema eléctrico, el primer paso a seguir es realizar el diseño de las pistas a doble capa, diseñando el circuito de alimentación en la capa superior y el circuito de toma de datos en la inferior.

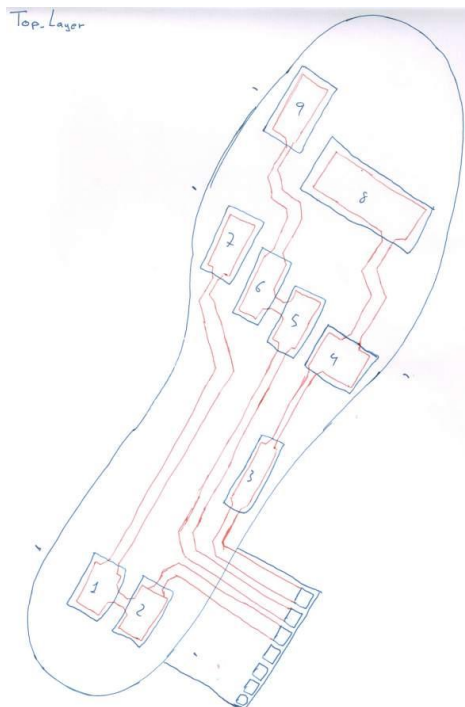


Figura 39: Diseño PCB Top Layer.

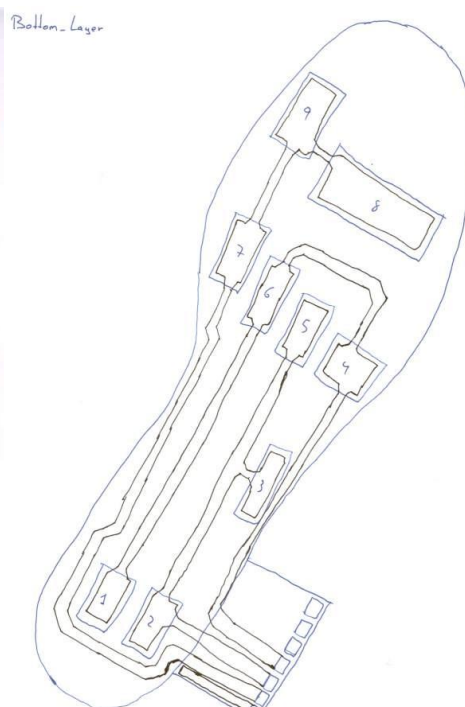


Figura 40: Diseño PCB Bottom Layer.

Una vez diseñados los circuitos se confeccionó de forma artesana el prototipo de la plantilla, véase figura 41. Para la estructura de la plantilla se utilizó forro adhesivo para libros, para las pistas del circuito papel de aluminio y los sensores de film resistivo.

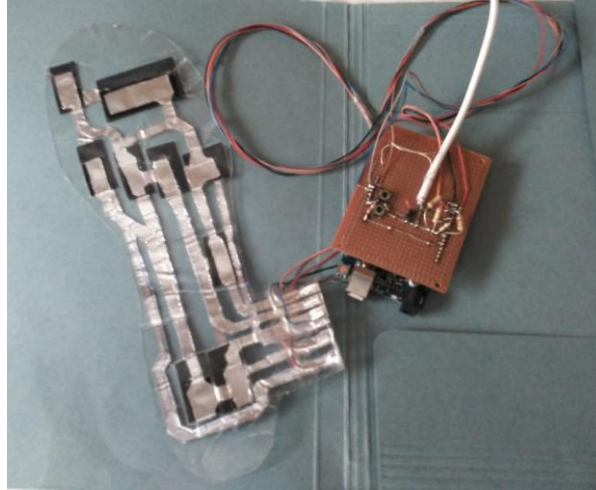


Figura 41: Prototipo de plantilla instrumentada.

Para la confección del prototipo se colocó una capa de forro adhesivo con la forma de la plantilla con el adhesivo hacia arriba, allí se colocaron las pistas fabricadas con papel de aluminio. Se colocó otra capa de forro adhesivo, con éste hacia arriba y con los huecos donde se ubican los sensores recortados. Sobre este forro se colocaron los sensores y las pistas de papel de aluminio de la cara superior para, finalmente, colocar otra capa de forro adhesivo con la forma de la plantilla, esta vez con el adhesivo hacia abajo.

Por último, se habilitó una tira en el lado externo de la plantilla donde poder unir las 3 pistas de alimentación y las 3 de toma de datos a 6 cables que irán conectados a la alimentación y al módulo de adaptación.

Habría que destacar la dificultad en la manufactura de las plantillas, debido a falta de infraestructura.

A parte de la falta de infraestructura, se quería demostrar la posibilidad de desarrollar un sistema de bajo coste de tal modo que cualquiera, disponiendo de los planos, pudiera confeccionarse su propia plantilla.

Por otro lado, otro de los puntos a estudiar del prototipo era la durabilidad del mismo, puesto que el principal problema de las plantillas instrumentadas existentes en el mercado era la poca durabilidad que ofrecían.

Para validar esta información se colocó la plantilla en el interior de una zapatilla y se llevó durante una semana, no viéndose alterados los valores de las mediciones, por lo que se puede afirmar que el dispositivo ofrece una durabilidad mucho mayor a la ofertada por los dispositivos del mercado.

8.2 Módulo de adaptación y transmisión de señal.

Una vez diseñada la plantilla, el siguiente punto a desarrollar es decidir cómo se va a gestionar la información obtenida. Para este cometido se decidió utilizar arduino[17] debido a que se trata de un hardware libre y contamos tanto con un entorno de desarrollo como con una elevada cantidad de librerías gratuitas para poder trabajar.

La lógica de adaptación de señal, como ya se ha indicado anteriormente, se basa en un divisor resistivo, cuya salida irá conectada a un convertidor analógico digital.

Se va a utilizar la tensión de referencia interna del convertidor analógico digital a 1'1V y la alimentación del sistema vendrá dada por el propio arduino[17] a 5V, como indica la imagen siguiente.

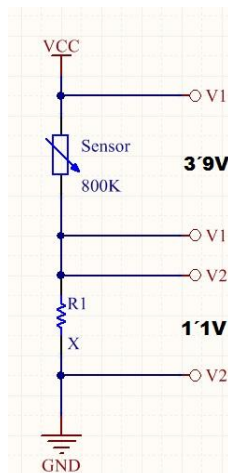


Figura 42: Circuito para el cálculo de la resistencia.

Así pues, una de las incógnitas a resolver será determinar el valor de la R de los divisores resistivos para obtener un rango de tensiones de 0V-1'1V que será leído por el convertidor analógico-digital.

Para realizar este cálculo, primero se tomaron medidas de la resistencia que ofrecía el sensor ante el peso humano realizando un salto y tomando su máximo valor con la finalidad de estimar la resistencia conveniente para el divisor resistivo y no permitir que saturara nunca.

Las mediciones nos otorgaron un valor en torno a los 800kΩ.

De este modo se procedió al cálculo de la resistencia de la siguiente manera

$$i = \frac{V}{R} = \frac{3'9V}{800k\Omega} = 4'875 \cdot 10^{-6} A$$
$$R = \frac{V}{i} = \frac{1'1V}{4'875 \cdot 10^{-6} A} = 225641'026 \Omega \rightarrow 220k\Omega$$

Como ya se ha indicado en la figura 37 tanto las alimentaciones como la captación de datos mediante los convertidores se irá multiplexando. Todo este proceso se realizará mediante software.

A la hora de desarrollar el software el dato más importante a tener en cuenta es la frecuencia de muestreo de los datos para que dé tiempo a captar y convertir los datos provenientes de los 9 sensores en el tiempo de impacto de la pisada.

Como pudo observarse en la figura 35, el tiempo de impacto en una pisada oscila entre 40ms y 100ms aproximadamente, por lo que nuestra frecuencia de muestreo deberá ser una década menor para tener suficiente información a lo largo del ciclo de la pisada. Así pues se llegó a un compromiso de utilizar 1ms como frecuencia de muestreo, lo suficientemente rápido para no perder precisión, y no excesivamente rápido para que al arduino[17] le dé tiempo a gestionar todos los datos.

Se diseñó un software que muestrea periódicamente los distintos sensores realizando un barrido, y los transmite por línea serie.

Durante el diseño del software, nos encontramos con que nuestro rango de tensiones era muy bajo, y ante una resistencia muy alta, daba lugar a una corriente muy baja. Esto unido a que la capacitancia del convertidor analógico digital no es despreciable y que para el barrido de los sensores se precisa una multiplexación tanto de los ADC como de los pines de alimentación, nos llevó a diseñar un software en el que tras realizar la multiplexación se espera un tiempo a que la señal se estabilice y después se muestrea. Todo esto realizado para cada uno de los 9 sensores y repetido periódicamente cada milisegundo.

Para el envío de datos por línea serie se decidió implementar un sistema de doble buffer, en el que, durante un ciclo se muestrean los sensores y se almacenan en un buffer, enviando por línea serie el buffer muestreado en el ciclo anterior.

Para la captación de datos se decidió muestrear con el convertidor analógico digital del arduino[17] a 8 bits, dándonos un rango de valores de 0 a 255.

Una vez desarrollado el prototipo se probó en un ámbito real para poder analizar los resultados obtenidos. Se realizó una marcha con la plantilla colocada en el interior de una zapatilla, el arduino[17] captaba y adecuaba la información de los sensores para posteriormente transferirla vía serie a un computador, donde los datos quedarían almacenados en un archivo de texto.

Con ese archivo de datos lo primero que se realizó fue exportarlos a una hoja de cálculo para representar gráficamente la información dada por los nueve sensores dando como resultado la siguiente imagen.

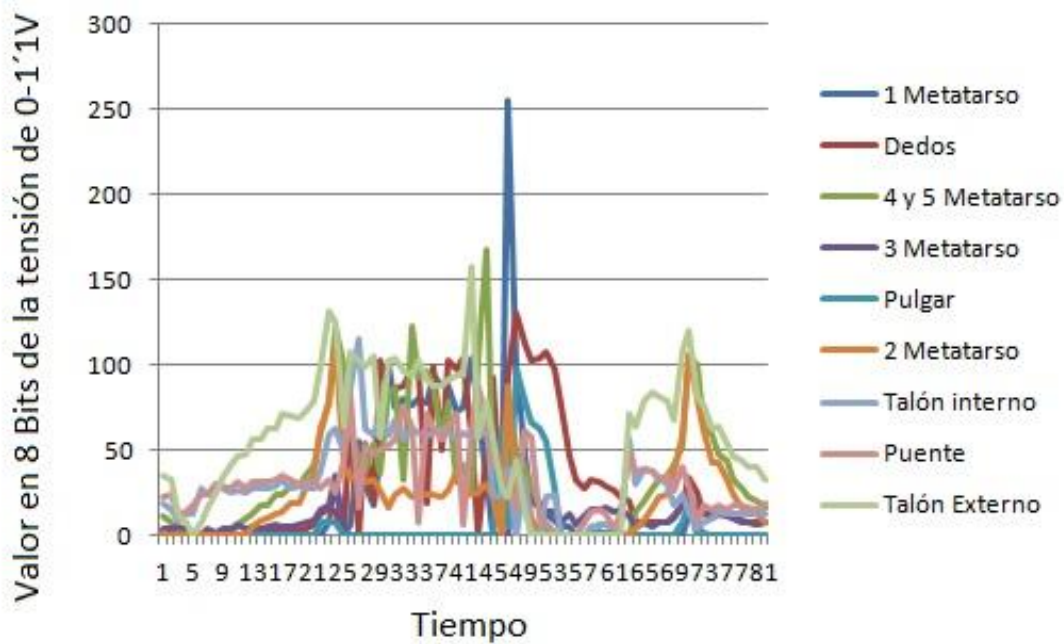


Figura 43: Gráfico de los datos de los 9 sensores.

En la gráfica se pueden observar los valores de tensión convertidos por el convertidor analógico digital en un rango de 0-256 respecto al tiempo. Así a priori si vemos que las presiones van evolucionando pero no nos deja nada claro a la hora de determinar ante qué tipo de pisada nos encontramos.

Después se analizó únicamente la evolución de la presión máxima, dando como resultado la siguiente imagen.

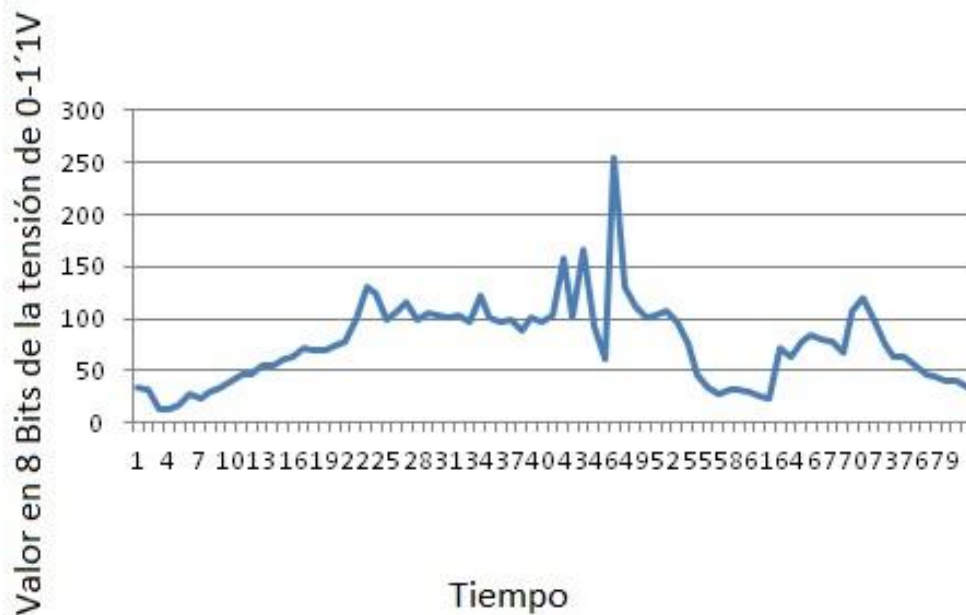


Figura 44: Gráfico de la evolución de la Pmáx.

Como puede observarse se asemeja bastante a las gráficas aportadas por estudios de la pisada profesionales, como podría ser lo visto en las figuras 3 y 4.

Se genera un primer pico debido al primer impacto en la primera zona, después hay un pequeño decremento debido al reparto de presiones a lo largo de toda la superficie plantar, y por último un pico aun mayor en la fase de impulso.

Aún así con esta información sólo podemos valorar si se está pisando con una técnica adecuada o hay que corregir la técnica de carrera, pero no podemos detectar anomalías en la pisada que pueden dar lugar a lesiones.

A la vista de la señal obtenida, podría ser factible desarrollar un software que interpretara dicha señal determinando si se trata de una pisada de talón o de medio pie.

Como se puede apreciar la interpretación de estos resultados no es sencilla, por lo que se precisa una aplicación para su visualización.

8.3 Visualización.

Una vez analizados el bloque de toma de datos y el bloque que los acondiciona y los envía, hay que analizar el bloque de visualización. Este bloque es el encargado de mostrar en el pc los datos de forma interpretable.

Para ello se decidió utilizar la herramienta Labview, software de programación gráfica, para desarrollar una interfaz gráfica en la que poder interpretar los datos medidos por las plantillas.

Se diseñó un software en el que tomando datos de un archivo de texto, se muestran diferentes pestañas en las que se exponen los datos.

En la primera pestaña se puede observar el reparto de presiones en la planta del pie. Se muestran las presiones cuantificadas visualmente mediante un código de colores mostrado en el lateral del gráfico como puede verse en la siguiente imagen. Con esta información se puede apreciar en qué zonas se carga más peso a lo largo de la pisada y ya pueden detectarse posibles anomalías.

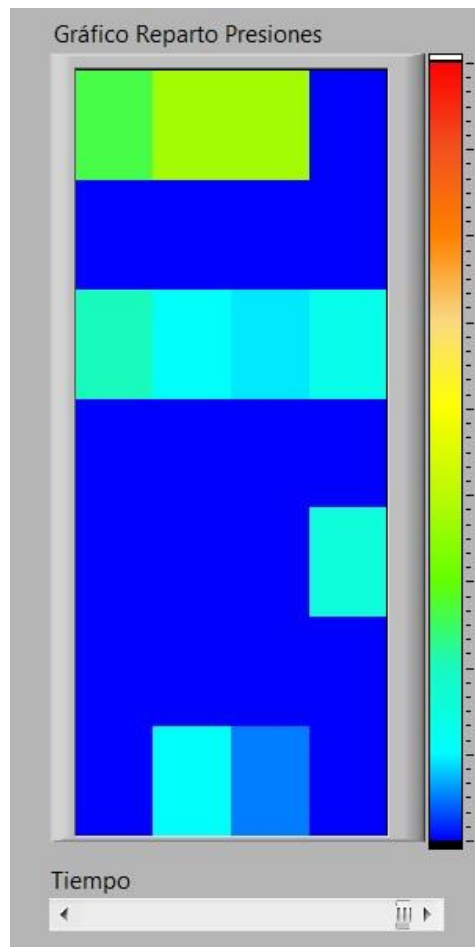


Figura 45: Gráfico de reparto de presiones.

Como puede verse en la figura 45, existe un reparto de presiones donde puede observarse que las de mayor valor se encuentran en la zona del pulgar y los dedos, debido a que nos encontramos en la fase de despegue. A su vez las presiones en los metatarsos, medio pie, y la zona del talón son muy reducidas debido al comienzo de despegue del pie.

Con esta gráfica podríamos detectar una cierta supinación en el pie puesto que la carga de presiones se orienta ligeramente hacia el exterior del pie, dando lugar a una presión en la zona de los dedos durante el despegue y no solo en la zona del pulgar.

En la segunda pestaña se muestra un gráfico en el que se ve la evolución del baricentro en el tiempo como se muestra en la siguiente imagen. Dada esta información podemos advertir si nos encontramos ante una pisada pronadora, supinadora o neutra.

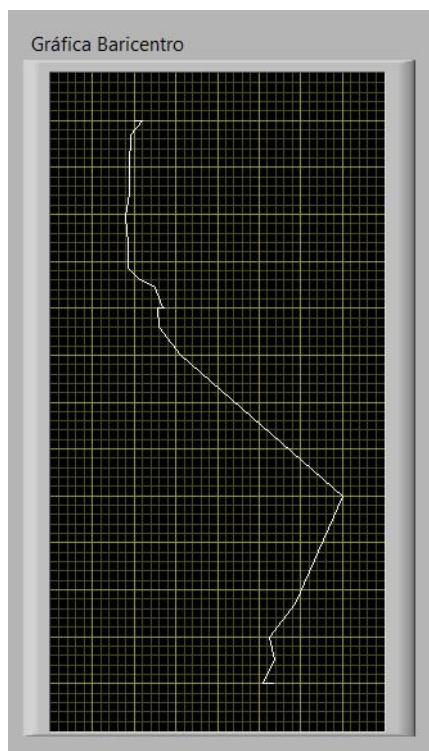


Figura 46: Gráfico de evolución del baricentro respecto al tiempo.

Analizando la figura 46 podemos apreciar la evolución del baricentro en la pisada. Podemos ver bastantes similitudes respecto a una evolución del baricentro en una pisada supinadora como puede verse en la siguiente imagen, dada por un estudio experto. El baricentro se abre inicialmente hacia el exterior, para reconducirse hacia la zona del pulgar, como puede apreciarse también en la gráfica dada por el prototipo.

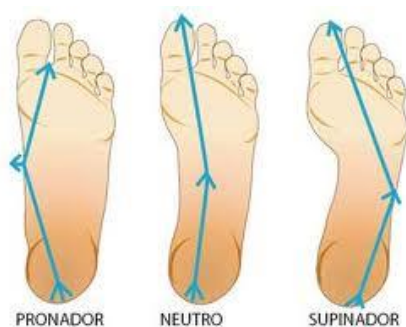


Figura 47: Evolución del baricentro según tipo de pisada. [15]

Por último, el software cuenta con otra pestaña en la que se muestra la evolución del punto de presión máxima a lo largo del tiempo. Con este gráfico podemos apreciar por dónde ha ido la presión máxima ejercida en la pisada y aportarnos más información para determinar el tipo de pisada realizada.

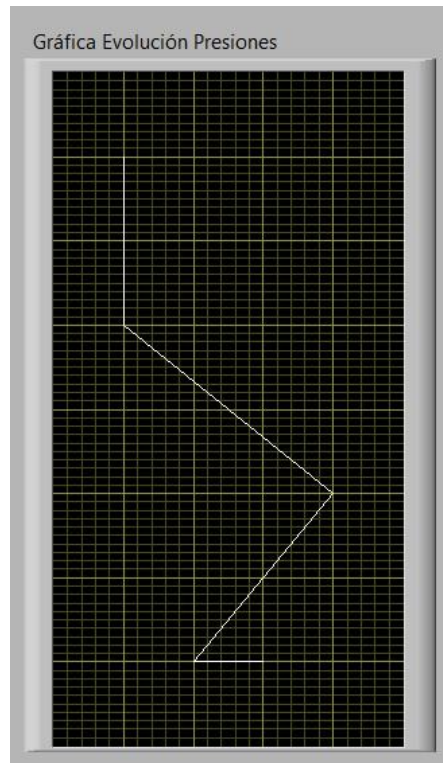


Figura 48: Gráfico de evolución del punto de presión máxima respecto al tiempo.

Interpretando la figura 48 se aprecia la evolución del punto de presión máxima a lo largo del tiempo, dónde podemos observar claramente esa carga de presión máxima desviada hacia el exterior, lo que, junto con la demás información recabada, nos determina que nos encontramos ante una pisada supinadora.

Una vez determinada la anomalía en la pisada, ya es cuestión de un podólogo determinar el tratamiento a seguir para corregir la pisada y evitar posibles futuras lesiones.

9. Conclusiones

Tras realizar un estudio de mercado, en el que se ha analizado la situación actual de los dispositivos electrónicos, se puede afirmar que los wearables son dispositivos con una gran demanda a reducido coste.

Según estudios médicos se puede afirmar también que tener una correcta pisada es importante en todos los aspectos de nuestra vida, puesto que una corrección en nuestra forma de pisar puede prevenir lesiones y patologías futuras que puedan afectar a la salud.

Tras realizar un análisis sobre el estudio de la pisada, donde se ha estudiado en qué consiste y los parámetros a tener en cuenta, y tener una reunión con la directiva de Podoactiva[16], que se han mostrado muy interesados en el proyecto, podemos confirmar que conocer la presión ejercida sobre la planta del pie y su evolución en el tiempo es el parámetro esencial para poder realizar un estudio de la pisada satisfactorio.

Habiendo analizado la tecnología existente para realizar análisis de la pisada, podemos concluir que la instrumentación disponible en el mercado tiene un coste muy alto. Además son dispositivos muy frágiles, teniendo una durabilidad muy reducida. Otra desventaja detectada es la falta de libertad a la hora de realizar la marcha, debiendo marchar de forma consciente, acondicionando los resultados.

Se ha desarrollado un análisis de los sensores de presión más utilizados en este ámbito, capacitivos y piezoeléctricos. Durante este análisis se localizó un sensor de film resistivo de bajo coste novedoso que nunca había sido utilizado para este cometido previamente.

Debido a la novedad del sensor se ha desarrollado un estudio de aplicabilidad al proyecto. En él, se han demostrado diferentes cualidades que convierten a este sensor en una elección excelente para el cometido de este proyecto. Se ha probado que el sensor detecta el punto de máxima presión, permitiendo manufacturarlo a la forma y tamaño deseada por el usuario. Asimismo, se demostró la posibilidad de implementar multitud de sensores sobre un único film resistivo mediante el diseño de diferentes pads en uno de sus electrodos. Además se analizaron tanto el rango de trabajo del sensor como la durabilidad, dando como resultado unas prestaciones óptimas para el desarrollo de un prototipo de bajo coste.

Atendiendo a los resultados obtenidos del análisis del sensor, se ha desarrollado un prototipo casero de una plantilla instrumentada, formado por una plantilla artesana de muy bajo coste, un arduino[17] encargado de adecuar y transferir la información, y una aplicación de Labview en la que visualizar gráficamente en un computador los resultados aportados por el prototipo.

El prototipo fue sometido a varias pruebas en el ámbito real del proyecto, proporcionando resultados perfectamente interpretables. Mediante la aplicación diseñada en Labview, puede observarse el reparto de presiones en la zona plantar a lo largo del tiempo, la evolución del baricentro en el tiempo y la evolución del punto de máxima presión en el tiempo. Con estos datos representados pueden detectarse posibles anomalías en la pisada.

En vista de los resultados obtenidos con el prototipo, podemos concluir el proyecto afirmando que el desarrollo de un dispositivo "wearable" de bajo coste para el estudio de la pisada, es factible.

Confirmada la viabilidad del proyecto, sería posible manufacturar el producto en el interior de una plantilla de forma sencilla, implementando una matriz de sensores con forma de plantilla en una PCB flexible incorporando en ésta toda la lógica de adaptación de señal.

Como punto fuerte del proyecto también cabe destacar toda la información obtenida acerca del sensor de film resistivo que podrá ser utilizada en un futuro para desarrollar más aplicaciones en las que se precise una actuación similar del sensor.

10. Líneas futuras

Una vez confirmado que el proyecto es factible pasaremos a comentar líneas futuras de trabajo, que por falta de tiempo, no han sido llevadas a cabo.

Principalmente se abren tres líneas de trabajo, la manufactura, el bloque de gestión de datos y el bloque de visualización.

En primer lugar habría que realizar la manufactura del producto, poniéndose en contacto con profesionales del sector.

Por otro lado, habría que realizar un estudio de consumo, para incluir en el dispositivo baterías y un microcontrolador que integre el procesado de la señal y comunicación inalámbrica a fin de implementar un dispositivo totalmente portátil.

Por último habría que desarrollar un software mucho más potente y visual que captase los datos directamente del envío inalámbrico del microcontrolador y los mostrase en un PC o Smartphone, permitiendo una interconexión con todo tipo de dispositivos y servicios en red, lo que se conoce como la "nube".

Para añadir más información al estudio de la pisada, habría que estudiar la inclusión de acelerómetros y giróscopos, pudiendo estimar los ángulos del tobillo para ofrecer información más detallada en estudios más especializados.

Como plus, se podrían añadir sensores de humedad, temperatura y fuerzas transversales para ver la influencia de estos parámetros en la pisada.

También habría que resaltar la multitud de posibilidades que se nos abren ante este sensor para este mismo ámbito. Podrían desarrollarse sistemas mucho más económicos para estudios biomecánicos, por ejemplo, en ciclistas, colocando sensores tanto en las calas, pudiendo conocer fuerzas de empuje y de tracción sobre el pedal, y en el sillín, conociendo las presiones repartidas sobre él.

Concluiremos diciendo que con la validación de este tipo de sensores para este ámbito se nos abre un amplio abanico de posibilidades en las que poder reducir sustancialmente los costes desarrollando dispositivos mucho más económicos y duraderos.

11. Dedicación

La dedicación al proyecto ha tenido una duración estimada de 800 horas de trabajo, añadiendo otras 100 horas adicionales a su documentación como trabajo de fin de grado. Se ha realizado a lo largo de 8 meses de trabajo, 3 de ellos a tiempo completo y los 5 restantes compaginándolo con mi trabajo a jornada completa.

En la siguiente figura se muestra un esquema de la dedicación aproximada en horas, invertida a cada una de las tareas del proyecto.

Tareas a realizar	Quincenas												
Estudio de Mercado	■	■	■										
Análisis de tecnologías existentes		■	■	■									
Hablar con Podoactiva				■									
Realización de pruebas con los sensores				■	■	■	■	■	■				
Desarrollo de prototipo de pruebas									■	■	■		
Análisis de los resultados									■	■			
Desarrollo del prototipo										■	■	■	■
Análisis de los resultados													■
Puesta a punto del sistema y pruebas finales													■
Presentación del Prototipo final													■

Tabla 2: Diagrama de Gantt del proyecto.

La duración del TFG se alargó 2 meses más de lo estimado debido a que se tuvo que dedicar más tiempo del previsto en caracterizar detenidamente el sensor, puesto que, al no tener datos previos de él, era preciso asegurarse de su adecuación al proyecto.

12. Bibliografía

- 01 - Basic Biomechanics. Loftus Foot Care Clinic.
- 02 - A. Camp Faulí, E. Montiel Parreño¹, D. Poveda Verdú¹, L. Salvador Palacios, C. Orgilés Barcelo¹, A. Faulí Marín. Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía. Av Diabetol 2006.
- 03 - Antonio Hurtado Padilla. Uso de la baropodometría. Medigraphic Oct-Dic 2006
- 04 - Marc Schmidt. Desarrollo de un sistema compacto para la medición de propiedades atenuadoras de zapatillas deportivas. Universidad Politécnica de Cataluña, 2013.
- 05 - Deformidades del pie. Universidad complutense de Madrid, 2014.
- 06 - Varick Erickson, Ankur U. Kamthe and Alberto E. Cerpa. Demo Abstract: Measuring Foot Pronation Using RFID Sensor Networks. University of California - Merced, 2009.
- 07 - Instituto de biomecánica de Valencia. www.ibv.org
- 08 - Profesionales del mundo del running. www.cualquierapuedehacerlo.es
- 09 - Tienda de componentes electrónicos China. www.spanish.everychina.com
- 10 - Blog sobre mediciones industriales. www.aitunexpo.blogspot.com.es
- 11 - Comunidad internacional de electrónicos. www.forosdeelectronica.com
- 12 - Measurement Specialties. www.meas-spec.com
- 13 - Fabricante del sensor de film resistivo. www.sensorfilmkit.com
- 14 - Instron, fabricante de la máquina ElectroPuls E1000 www.instron.es
- 15 - Blog de podólogos. www.podologiarosa.blogspot.com.es
- 16 - Podoactiva. Especialistas en podología deportiva. www.podoactiva.com
- 17 - Plataforma de hardware libre Arduino. www.arduino.cc

Anexo I: Estudio de la Pisada

1. INTRODUCCIÓN	- 51 -
2. TIPOS DE PISADA	- 52 -
2.1 TIPO DE PIE SEGÚN APOYO PLANTAR:	- 52 -
2.1.1 PIE PLANO (VALGO)	- 52 -
2.1.2 PIE CAVO (VARO)	- 53 -
2.1.3 PIE NORMAL	- 55 -
2.2 TIPO DE PISADA SEGÚN REPARTO DE CARGA PLANTAR:	- 55 -
2.2.1 PISADA PRONADORA	- 55 -
2.2.2 PISADA NEUTRA	- 56 -
2.2.3 PISADA SUPINADORA	- 56 -
2.3 TIPO DE PISADA SEGÚN ATERRIZAJE DEL PIE:	- 57 -
2.3.1 PISADA DE TALÓN	- 57 -
2.3.2 PISADA DE PIE MEDIO	- 57 -
3. INFORME DE EXPERTOS	- 61 -
3.1 MEDICIONES A REALIZAR	- 61 -
3.1.1 REPARTO DE PRESIONES	- 62 -
3.1.2 FLEXIÓN Y DORSIFLEXIÓN PLANTAR	- 63 -
3.1.3 ABDUCCIÓN-ADUCCIÓN PLANTAR	- 64 -
3.1.3 PRONOSUPINACIÓN	- 64 -
3.1.4 HUMEDAD Y TEMPERATURA.	- 64 -
3.1.5 FUERZAS TRANSVERSALES.	- 65 -
3.2 RELEVANCIA DE LAS MEDICIONES	- 65 -
3.3 DATOS A MOSTRAR	- 66 -
3.3.1 BARICENTRO/TIEMPO	- 66 -
3.3.2 PMÁX/TIEMPO	- 67 -
3.3.3 EVOLUCIÓN DE LA ZONA DE PMÁX EN EL TIEMPO	- 68 -
4. CONCLUSIONES	- 69 -
5. BIBLIOGRAFÍA	- 70 -

1. Introducción

El proyecto que nos ocupa consiste en el diseño y confección de un sistema de bajo coste con conexión bluetooth que nos realice un estudio de la pisada.

Para comprender mejor el ámbito del proyecto deberemos concienciarnos en qué consiste exactamente un estudio de la pisada, qué se mide y para qué.

La finalidad del estudio de la pisada es poder definir qué tipo de pisada ejercemos al andar o al correr para así poder determinar qué corrección podemos hacer a fin de reducir las posibles patologías futuras que pudieran aparecer a causa de nuestra mala pisada.

El mundo de la pisada es muy complejo y abarca diferentes campos, desde la biomecánica de la pisada (cómo se mueve el cuerpo y las fuerzas que se generan en las diferentes fases de la pisada) hasta la parte médica (posibles patologías generadas a raíz de dichas fuerzas).

Para comprenderlo mejor explicaremos que la biomecánica es una disciplina que estudia y analiza los movimientos del cuerpo humano y que también se aplica a los animales. Comprende desde el estudio de los movimientos de las articulaciones a la exploración muscular, el análisis de la marcha o la carrera.

A raíz de este estudio podremos determinar una mala alineación del pie, del miembro inferior y del resto del aparato locomotor. Todo va relacionado, una mala forma de pisar desalinea todo el sistema. Como problemas muy frecuentes están fascitis, tendinitis y sobre todo lesiones de rodilla como la condromalacia o cintilla iliotibial o en otras zonas como el síndrome del piramidal.

El estudio de la pisada es la parte final del estudio biomecánico. Con estos sistemas se valoran las presiones del pie en sus diferentes partes. La carga que reciben sus estructuras (talón, metatarso, etc.) y la evolución de estas presiones en las distintas fases de apoyo, desde el choque de talón hasta el despegue.

2. Tipos de pisada

Como hemos indicado anteriormente Para darle sentido a esto definiremos los diferentes tipos de pisada y cómo se determinan según la forma de pisar.

- Apoyo plantar
- Reparto de carga
- Aterrizaje del pie

Para definir los tipos de pisada debemos estudiar los tipos de apoyo del pie. El apoyo plantar sería el estudio estático dónde observar qué zonas del pie apoyan en el suelo. El reparto de carga sería el estudio de en qué parte del pie se aplica más o menos carga. Por último el aterrizaje del pie es determinar mediante la gráfica de $F_{\text{máx}}/\text{tiempo}$ con qué parte del pie impactamos primero en el suelo.

2.1 Tipo de pie según apoyo plantar:

En función del apoyo plantar que ejercemos sobre el suelo nos encontramos ante 3 tipos de pisada:

2.1.1 Pie plano (Valgo)

Pie plano es un término de uso común que refiere a una enfermedad caracterizada por el colapso del arco del pie, ocasionando que toda (o casi toda) la superficie de la planta tenga contacto con el suelo. Se estima que un 20% de la población mundial no presenta desarrollo del arco en un pie o en ambos pies. Es importante mencionar que tener pies planos no implica una disminución en la velocidad de desplazamiento, ni tampoco afecta el reflejo plantar.

Debe hacerse con un podoscopio, para valorar el hundimiento de la bóveda. En el pie normal la anchura de la parte central debe ser la mitad de la huella de la base de los dedos.

También es muy útil el fotopodograma (sobre una placa velada, se apoya el pie impregnado en líquido de revelado), donde puedo ver las huellas de la planta del pie y así saber cuánto del mismo apoya. Es muy grave si se marca toda la planta, y aún más si los bordes del pie están muy marcados (ver imágenes de abajo)



Figura1: Fotopodograma normal y de pie plano [5]

Como puede observarse en la Figura 1, cuanto más marcada la huella plantar, más pie plano existe. Vemos en la primera imagen un pie plano normal. En las imágenes en amarillo estamos ante un fotopodograma; se apoya la planta del pie en la placa con líquido de revelado fotográfico; en las dos últimas imágenes vemos pies planos muy avanzados. Existen varios grados según la intensidad de la huella.

Uno de los signos más comunes del pie plano es el cansancio y la molestia en los pies después de caminar por mucho tiempo. En muchos casos quienes padecen de pie plano pueden sufrir también de problemas en las articulaciones de la rodilla.

Nunca debe hacerse contención con botas rígidas que inmovilicen el tobillo. Lo recomendable es usar un zapato flexible, de punta ancha (para que los dedos se puedan mover) y talón rígido (corrige el valgo de talón).

Como mucho, a veces hay que recurrir a las plantillas (nunca antes de los 4 años), las cuales se deben confeccionar con moldes de la bóveda del paciente.

2.1.2 Pie cavo (Varo)

La deformidad en cavo del pie consiste en una elevación anómala de la bóveda de la planta. El pie cavo es una alteración estructural que produce un arco plantar más elevado de lo normal. Los dedos pueden quedarse agarrotados o flexionados hacia dentro, lo que disminuye el tamaño del pie.

El diagnóstico es puramente clínico y sintomatológico. En primer lugar, lo conveniente será descartar la posibilidad de origen neurológico del trastorno derivando al paciente al especialista correspondiente. Posteriormente, el médico especialista examinará el pie y el tobillo valorando la elevación del arco plantar y detectando posibles callosidades, dedos en martillo y en garra. También evaluará la resistencia muscular del pie y observará el patrón al caminar y la coordinación del paciente. En ocasiones podrá hacer uso del podoscopio u ordenar una radiografía para una evaluación más precisa. En caso de pies cavos muy dolorosos será necesario el diagnóstico radiológico enfocado al tratamiento quirúrgico.



Figura 2: Fotopodograma Normal y de pie cavo [5]

El pie cavo provoca tensión muscular excesiva y rigidez de las articulaciones del pie. Cuando se producen a edades tempranas, presenta muy pocas molestias y no suele alterar la marcha de forma significativa salvo los que tienen una causa neurológica. Sin embargo, con el paso de los años se van haciendo cada vez más rígidos y comienza a manifestarse la sintomatología característica de la edad adulta.

- Metatarsalgia: Dolor en las almohadillas de la planta de los dedos al apoyar.
- Talalgia: Dolor en el talón al apoyar.
- Hiperqueratosis plantares: Durezas dolorosas en las zonas de mayor apoyo.
- Dedos en garra (flexionados hacia dentro).
- Aparición de tendinitis.
- Dificultad para calzarse.
- Lumbalgias frecuentes.
- Dificultad o cansancio extremo para permanecer de pie sin moverse

Es un pie mucho más quirúrgico que el plano, sobre todo los anteriores; las correcciones pasan por cirugía casi siempre. Pero no todos los pies cavos hay que operarlos, sino que en pies cavos poco molestos y poco pronunciados se puede optar por la opción conservadora, pero para ello el zapato debe ser holgado (para evitar el roce lo máximo posible), hay que hacer ejercicios de estiramiento.

El pie cavo se acompaña muchas veces de retracción de las partes blandas plantares, y esto lo podemos corregir mediante la desinserción de la aponeurosis plantar (operación de Steindler).

Cuando en el pie plano anterior la flexión del primer metatarsiano es muy marcada, se puede desinsertar el extensor propio del dedo gordo y transferirlo a la cabeza del primer metatarsiano (operación de Jones).

En pies cavos muy marcados se recurre a osteotomías (en función del tipo de cavo) o artrodesis.

- Se realizan resecciones cuneiformes a nivel de tobillo en pie cavo posterior.
- Resecciones a nivel de la articulación de Lisfranc en pie cavo anterior.

El problema que tienen las osteotomías es que se acorta el pie, además son operaciones importantes que requieren un largo tiempo de inmovilización.

2.1.3 Pie normal

Como su nombre indica es el pie normal, sin ninguna deformidad, como hemos ido viendo en los anteriores tipos esta sería la diferencia en la pisada:



Figura 3: Pisada según tipo de pie [5]

2.2 Tipo de pisada según reparto de carga plantar:

2.2.1 Pisada pronadora

La característica del pie pronador consiste en un derrumbamiento del pie hacia la zona interna del mismo. Cuando corremos tus tobillos tienden a girar hacia dentro, es común, de hecho es una amortiguación natural con la que se defiende el cuerpo.

La Pronación es un efecto fisiológico y necesario con el que el pie disipa parte de la carga que recibe en cada paso para adaptarse a las irregularidades del terreno, si no fuera por ese movimiento pronatorio nuestros pies sufrirían lesiones. Cuando esa pronación está aumentada por encima de los parámetros fisiológicos, en ese caso hablamos de corredor pronador. Entre un 50 a 60 % de los corredores, padece sobrepronación.

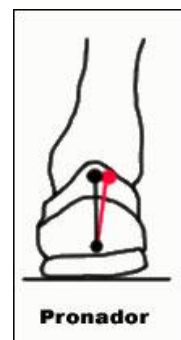
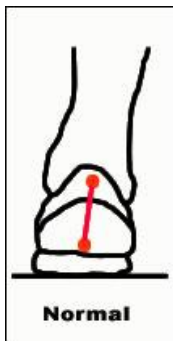


Figura 4: Pie pronador [6]

2.2.2 Pisada neutra



Significa que los tobillos no tienden a girar ni hacia el interior del pie, ni hacia el exterior cuando uno corre. El pie neutro, es aquel cuyo apoyo comienza por la parte externa del tobillo ejerciendo a continuación una discreta pronación por parte del mediopié y despegando el antepié entre el 1º y 2º metatarsiano. Aproximadamente un 40% de los corredores, tiene pie Neutro

Figura 5: Pie neutro [6]

2.2.3 Pisada supinadora

Entendemos por supinación el efecto contrario a la pronación, es decir cuando hay una ausencia o disminución del efecto pronatorio fisiológico, ofreciendo un apoyo por la parte externa del pie.

Se trata de un pie muy estructurado y con poca movilidad con una bóveda plantar aumentada y el tobillo hacia fuera. Esta alteración es poco frecuente, aproximadamente el 10% del total de corredores son supinadores, y a menudo se confunde con el desgaste excesivo de la zona externa del talón.

Los supinadores comprimen y desgastan sus zapatillas a todo lo largo de los bordes externos y no sólo en la zona del talón.

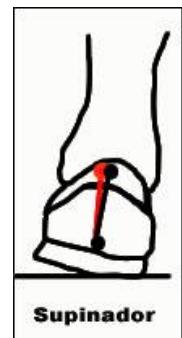


Figura 6: Pie supinador [6]

En la siguiente imagen podemos apreciar el ángulo sobre el pie neutro que dibujan tanto el pie pronador como el supinador.

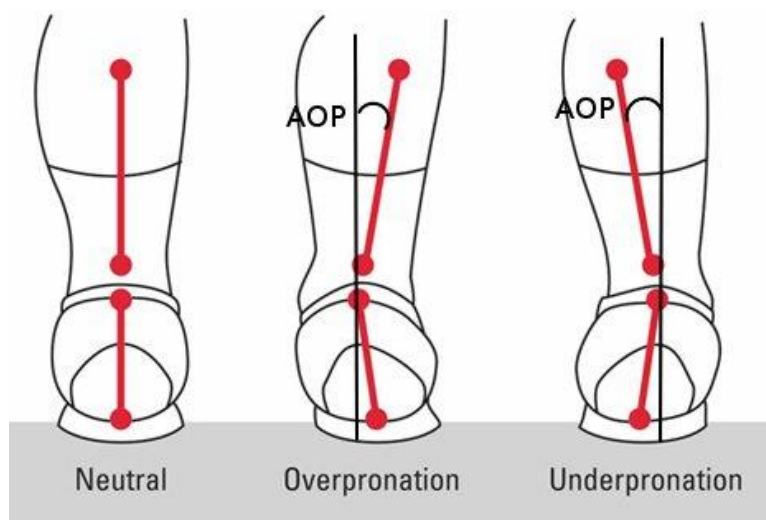


Figura 7: Diferentes tipo de pisada (Neutro, Pronado o Supinador) [6]

2.3 Tipo de pisada según aterrizaje del pie:

2.3.1 Pisada de talón

En la pisada de talón, la colisión del talón con el suelo genera un impacto considerable y una gran fuerza casi de forma instantánea. ésta gran fuerza envía una onda de choque por todo el cuerpo a través del sistema esquelético (huesos).

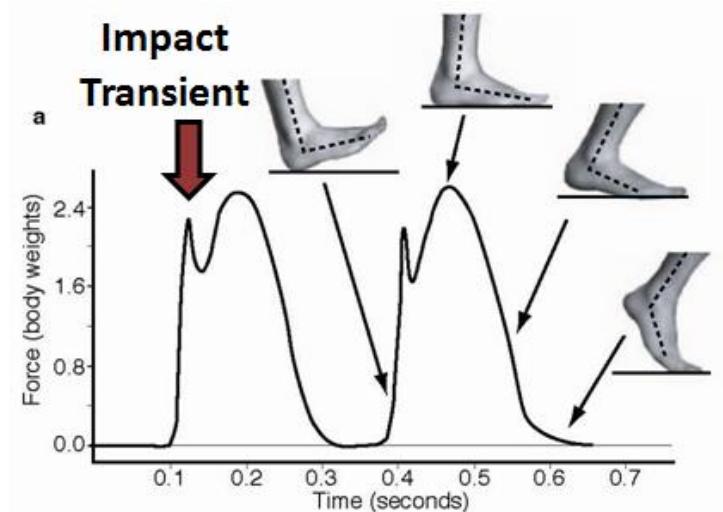


Figura 8: Grafica Fmax/t de la pisada de talón [8]

2.3.2 Pisada de pie medio

En la pisada de medio pie, la colisión del pie con el suelo genera un impacto mínimo.

Por lo tanto, es algo simple, un corredor puede evitar experimentar una gran fuerza de impacto contra el suelo haciendo la pisada de medio pie correctamente.

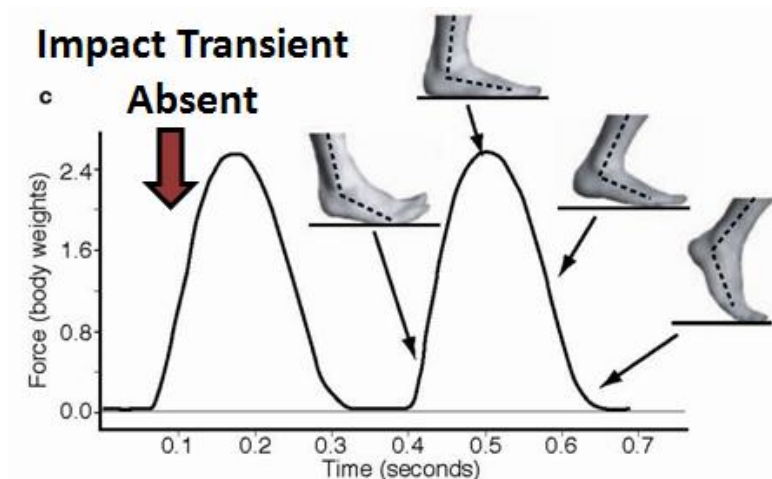


Figura 9: Grafica Fmax/t de la pisada de medio pie [8]

En la siguiente tabla podemos observar las diferencias entre una forma de pisar y otra desde el punto de vista de la cinemática (manera en la que se mueve el cuerpo)

Fases de la pisada	Pisada de Talón	Pisada de medio pie
Momento del impacto	Cadera y rodilla están flexionadas en ambos casos.	
	Tobillo con flexión dorsal (dedos del pie apuntando hacia arriba)	Tobillo en flexión plantar (dedos del pie ligeramente hacia arriba pero pie hacia abajo). El pie está ligeramente invertido (la planta está en ángulo invertido)
	Aterriza en parte de fuera del talón justo debajo de la articulación del tobillo.	Aterriza en el exterior de la parte frontal del pie (la bola del pie, justo debajo del 4° y 5° metatarsiano)
	Conforme aterrizas el tobillo comienza la flexión plantar (los dedos del pie se mueven hacia el suelo)	Conforme aterrizas, el tobillo comienza la flexión dorsal (El talón se mueve hacia el suelo)
	El arco del pie no se carga	El arco del pie se carga y empieza a estirarse.
Apoyo del pie	La rodilla y la cadera flexionadas en ambos casos.	
	A medida que el tobillo hace la flexión plantar, la parte frontal del pie toca suelo.	A medida que el tobillo hace la flexión dorsal, el talón toca suelo bajo el control de los gemelos y del tendón de Aquiles, los cuales están estirados.
Punto medio de la pisada	Rodilla y cadera continúan flexionadas en ambos casos	
	El tobillo hace la flexión dorsal debido a que la parte inferior de la pierna se mueve hacia delante en relación con el pie y el pie se enrolla sobre sí mismo.	
	Ahora que el pie está en el suelo, el arco empieza a estirarse/aplanarse	El arco del pie continua estirado/aplanado
	Ésta combinación de enrollarse sobre sí mismo, la flexión dorsal y el aplanamiento del arco del pie, se le llama pronación.	Esta combinación de enrollarse sobre sí mismo, la flexión dorsal y el aplanamiento del arco del pie, se le llama pronación, pero ocurre en dirección contraria comparada con la pisada de talón. (Desde el pie frontal a la parte trasera, no desde el talón a los dedos)
Impulso	El tobillo hace la flexión plantar y levanta el talón del suelo (los gemelos y el Aquiles ahora se contraen, en ambos casos)	

	Retrocede el arco del pie y los dedos se flexionan (en ambos casos)
	Estas acciones empujan el cuerpo hacia arriba y hacia delante para la próxima pisada

Tabla 1: Diferencias cinemáticas entre pisada de talón y de pie medio

En la siguiente tabla podemos observar las diferencias entre una forma de pisar y otra desde el punto de vista de la cinética (relación entre los movimientos y las fuerzas que los producen)

	Pisada de Talón	Pisada de medio pie
Masa efectiva en el impacto	El pie y la pierna inferior llegan a un punto muerto en el impacto, mientras el resto del cuerpo continua cayendo encima de la rodilla.	La parte delantera del pie llega a un punto muerto, pero el talón y la pierna inferior continúan cayendo. El tobillo flexiona (en pisadas medias o delanteras, en ambas)
	La masa efectiva es aproximadamente el pie más la pierna inferior, lo que es igual al 6,8% del total de la masa del cuerpo en los corredores medidos en el estudio de Lieberman.	La masa efectiva es la parte delantera y algunas partes de la parte trasera del pie y de la pierna inferior. Lo que es igual al 1.7% del total de la masa del cuerpo en los corredores medidos en el estudio de Lieberman.
Cambios en la velocidad en el impacto	El cambio en la velocidad de la masa efectiva es la diferencia entre la velocidad de caída del pie y el instante antes del contacto y la velocidad justo después del contacto, la cual es cero. Este cambio en la velocidad no difiere de manera significativa entre la pisada de talón y la pisada delantera.	
Conversión del Momento vertical cuando impactamos	Aunque el tobillo puede ir flexionado un poco (flex. plantar) durante el impacto, el momento vertical de la pierna inferior es absorbido en su mayoría por el componente vertical de la fuerza de colisión.	La mayoría del Momento vertical de la parte trasera del pie y de la pierna inferior se convierte en un momento rotacional.
	Analogía: Es como si queremos dejar caer una barra hasta que toque con el otro extremo, de repente se para haciendo mucho ruido.	Analogía: Es como si dejamos caer una barra hasta que toque con el otro extremo pero con un ángulo especial, de repente se para, sin hacer tanto ruido porque el resto de la barra continua cayendo, ya que pierde el equilibrio.
Fuerza de impacto	Este tipo de colisión nos	Este tipo de colisión

	<p>lleva a un rápido, alto impacto transitorio de 1,5 a hasta 3 veces su peso corporal (dependiendo de la velocidad) dentro de los 50 milisegundos de golpear el suelo. Esto es lo equivalente a que alguien te golpee con un martillo con una fuerza de 1,5 a 3 veces tu peso corporal. Estos impactos se van sumando porque golpeamos el suelo unas 1000 veces por cada milla. Muchas zapatillas de correr hacen la pisadas de talón cómodas y menos perjudiciales porque ralentizan la tasa de carga considerablemente, reducen la fuerza alrededor de un 10% y propagan esta fuerza a lo largo de una mayor área del pie. Sin embargo, no eliminan los impactos transitorios.</p>	<p>produce un aumento de la fuerza muy lento sin distinguir el impacto transitorio. Esencialmente no hay impacto transitorio en la pisada con la parte delantera. Lo mismo se puede decir para casi todas las pisadas de medio pie (pero no todas). Nos hemos dado cuenta que incluso en superficies duras (Como una plataforma de acero) los corredores que tienen pisada delantera tienen un impacto 7 veces más bajo que los corredores calzados que pisan de talón. Los ratios en la carga son iguales o menores que los ratios de carga de corredores calzados.</p>
--	---	--

Tabla 2: Diferencias cinéticas entre pisada de talón y de pie medio

Teniendo esto en cuenta podemos afirmar que para obtener un estudio completo de la pisada necesitaremos medir las fuerzas que se generan en el pie.

Claramente se generan fuerzas en el eje Z (vertical), son las fuerzas ejercidas sobre la planta del pie para vencer nuestro peso y ejercer el impulso necesario para correr.

También se generaran fuerzas en los ejes x e y (fuerzas transversales o de cizalla), son las encargadas de darle tracción al pie y las culpables de la pronación o supinación.

También sería interesante medir también los ángulos formados entre la rodilla y el tobillo con el fin de realizar un estudio mucho más preciso.

3. Informe de expertos

Para conocer exactamente qué medir y para qué se ha consultado con Podoactiva, centro de expertos en materia de la pisada situados en Walqa. Podoactiva son una empresa de base biotecnológica especializada en podología y biomecánica.

Nos han explicado detalladamente los datos que un podólogo necesita para poder valorar satisfactoriamente un estudio de la pisada y poder realizar un tratamiento si fuere necesario.

Principalmente debemos tener en cuenta los siguientes aspectos:

- Mediciones a realizar
- Relevancia de las mediciones
- Datos a mostrar

3.1 Mediciones a realizar

Lo principal que necesitamos conocer es qué datos medir para poder desarrollar el estudio correctamente.

Los expertos de Podoactiva nos informaron de los datos que se precisaban conocer en aras de poder realizar un correcto estudio:

- Reparto de presiones en la planta del pie
- Flexión y dorsiflexión plantar
- Abducción-Aducción plantar
- Pronosupinación
- Humedad y Temperatura
- Fuerzas transversales

A continuación profundizaremos más en cada uno de estos campos explicando en qué consisten y qué se necesita medir.

3.1.1 Reparto de presiones

El reparto de presiones en la planta del pie a lo largo del tiempo nos indicará nuestra forma de pisar, conociendo qué partes del pie impactan en el suelo, su evolución temporal y donde se ejercen los picos de carga.

Conociendo las partes del pie apoyadas en el firme podremos determinar el tipo de pie del sujeto (Cavo, plano o normal). Conociendo qué zona del pie es la que impacta primero en el suelo podremos conocer si nuestra pisada es de talón o de medio pie. Por último, analizando el reparto de presiones podríamos estimar una pronosupinación en función de dónde encontremos los picos de carga.

Por ello, ésta es una de las partes más importantes del proyecto, puesto que su análisis, nos va a otorgar el grueso de datos a analizar, por lo que deberemos prestar especial atención a la toma y análisis de datos.

Cabe destacar que en este apartado hablamos únicamente de fuerzas sobre el eje vertical, de las transversales hablaremos posteriormente.

Los expertos de Podoactiva nos informaron de que se precise medir 9 zonas imprescindibles para un perfecto análisis.

- Talón (Zona interna y zona externa)
- Medio pie
- 5 Metatarsos
- Pulgar



Figura 10: Zonas de medida de presión

La necesidad de medir las presiones en estas zonas es la siguiente. Una pisada estándar siempre tiende a caer sobre el talón, la idea de medir interior y exterior del talón es comprobar dónde va a cargar más peso si en la zona externa (supinación) o en la interna (pronación). Una vez apoyado el talón se apoya la zona externa del pie y posteriormente la carga se reparte en los metatarsos, principalmente 1° y 2° metatarsos (puntos 4 y 5 de la imagen 11) para aplicar el último impulso sobre el dedo pulgar.

3.1.2 Flexión y dorsiflexión plantar

La flexión plantar o plantarflexión es el movimiento que incrementa el ángulo aproximado de 90° entre la parte frontal del pie y la tibia, como cuando se sube una escalera. El movimiento inverso es la flexión dorsal o dorsiflexión, en la que la parte dorsal (o superior) del pie se acerca hacia la tibia, reduciendo el ángulo entre ambas por debajo de los 90 grados El movimiento se produce en el tobillo.

Para entender bien este y los próximos movimientos explicaremos los giros a medir respecto del eje cartesiano.



Figura 11: Pisada sobre ejes cartesianos

Analizando los ejes cartesianos podemos determinar 3 giros diferentes, giro sobre el eje X (Roll), giro sobre el eje Y (Pitch) y giro sobre el eje Z (Yaw).

Así pues, la flexión o dorsiflexión plantar podremos medirla analizando el ángulo Pitch generado (Y).

El rango de movimiento normal para la flexión plantar se suele establecer entre 30° y 40°, pero puede llegar a ser de 50°. Por otro lado el rango de movimiento de la dorsiflexión indicado en la literatura es de 20° a 30°

Analizando este ángulo podemos conocer el movimiento del tobillo durante toda la zancada y, lo más importante, el ángulo que tiene el tobillo al impactar contra el suelo, lo que nos podría ayudar a determinar si su pisada es correcta o se debe mejorar la técnica de carrera.

3.1.3 Abducción-Aducción plantar

Siguiendo el análisis anterior podemos determinar que la abducción-ducción plantar viene determinada por el ángulo Yaw generado en la pisada.

De este modo la abducción plantar es el movimiento de los dedos del pie hacia el exterior mientras que la aducción plantar es lo opuesto, el movimiento de los dedos del pie hacia el interior.

Según los expertos los rangos normales de Abducción-Aducción plantar estarían en torno a 12°-15°.

3.1.3 Pronosupinación

La pronosupinación es el ángulo más importante a medir, según el análisis anterior podemos comprobar que el ángulo Roll determinaría una pisada pronadora o supinadora.

La medición de este ángulo con el apoyo aportado por los datos del reparto de presiones a nivel plantar nos determinaría si una pisada es pronadora o supinadora y en qué grado.

La pronación es un exceso de empuje hacia el interior del pie en el momento de apoyo. La pronación, así entendida, provoca torceduras en el pie, la espinilla y la rodilla.

Por el contrario, la supinación es el movimiento opuesto, un exceso de empuje hacia el exterior del pie.

Una pronación excesiva (sobre-pronación) cambia el patrón de carrera generando un estrés en ligamentos y tendones para controlar el movimiento del pie, tanto en la articulación subastragalina como en el arco que colapsa, así como en los ligamentos y tendones de la rodilla y cadera, que rotan. Este patrón puede derivar, principalmente en corredores debido al mayor nivel de fuerzas en juego, en lesiones como dolor en las espinillas, fascitis plantar, síndrome del túnel tarsiano, callos, juanetes y tendinitis del Aquiles.

Por otro lado, una supinación excesiva (o sub-pronación) conlleva una alineación de las estructuras musculoesqueléticas durante el contacto del pie con el suelo lo que reduce la capacidad de absorción de impactos y por tanto incrementa la posibilidad de sufrir dolor en las espinillas, fascitis plantar, esguinces por inversión de tobillo y a largo plazo fracturas por estrés de la tibia, el calcáneo y los metatarsianos.

3.1.4 Humedad y Temperatura.

La medición de humedad y temperatura resulta interesante para ver si nuestras plantillas y zapatillas transpiran correctamente. Durante los entrenamientos, a lo largo del tiempo la temperatura y humedad van aumentando debido a la fricción del pie sobre el firme,

tener controlados estos parámetros puede ayudarnos a prevenir posibles patologías como la aparición de ampollas.

Por otro lado, un control óptimo de estos parámetros puede generar un aumento del confort del corredor y poder mantener un rendimiento óptimo durante un periodo más largo de tiempo.

3.1.5 Fuerzas transversales.

Hemos hablado anteriormente de las fuerzas sobre el eje Z, en este caso se trata de medir tanto las fuerzas en el eje X (tracción) y en el eje Y (cizalla) conocidas como fuerzas transversales.

En el caso de las F_x nos determinarían la tracción del pie a la hora de impulsarnos hacia adelante mientras que las F_y nos determinará las fuerzas de cizalla que sufre el pie, éstas fuerzas de cizalla son las responsables de la aparición de necrosis de los tejidos y úlceras.

La medición de estas fuerzas no está muy desarrollada en la actualidad pero puede resultar de gran interés a la hora de aplicar un tratamiento al paciente.

Actualmente se estiman estas fuerzas transversales mediante el análisis de las oscilaciones de las presiones máximas en el eje Z a lo largo del tiempo.

3.2 Relevancia de las mediciones

Uno de los aspectos más importantes que condicionaran nuestro proyecto es a qué dar más importancia en nuestras mediciones.

Consultando con los expertos en pisada nos indicaron que no es tan relevante la precisión de medida en las presiones así como la comparativa entre las diferentes zonas.

Por otro lado uno de los puntos a los que le otorgaban gran relevancia es a la durabilidad de los sensores, puesto que los utilizados actualmente se mueven en torno a 3000 pasos de durabilidad, lo que es relativamente poca.

Otro aspecto en el que recalcaron importancia es a la resistencia de los sensores, puesto que los que utilizaban actualmente se deterioraban con mucha facilidad.

Por último, a pesar del interés de la medición de diversos ángulos como hemos comentado anteriormente, se le dio especial importancia a medir la pronosupinación (Ángulo Roll (X)).

Actualmente, en Podoactiva, utilizan las plantillas instrumentadas biofoot.



Figura 12: Evolución Plantillas instrumentadas utilizadas por podoactiva. [4]

Como se puede observar en la imagen 13, las plantillas cuentan con gran cantidad de puntos de sensado, hasta 64, cada uno de ellos constituido por un sensor capacitivo. Estos sensores tienen un precio bastante elevado y su resistencia a las deformidades es muy pequeña quedando dañados si la plantilla sufre ciertas deformidades. A parte de esto la durabilidad de estos sensores es muy reducida, generando errores de medida a los pocos ciclos de uso.

3.3 Datos a mostrar

Desde el grupo de expertos que nos asesoraron nos indicaron tres puntos clave a representar:

- Gráfico baricentro/tiempo
- Gráfica Presión máxima/tiempo
- Evolución de la zona de P_{máx} en el tiempo

3.3.1 Baricentro/tiempo

Para entender bien esta representación explicaremos que el baricentro es el centro de todas las presiones generadas en un instante. De este modo, en estático el baricentro será un punto en concreto mientras que en dinámico será una línea de puntos a lo largo del pie por donde irá evolucionando este baricentro en el tiempo. En la siguiente imagen se puede observar una evolución de una pisada normal a lo largo del tiempo.

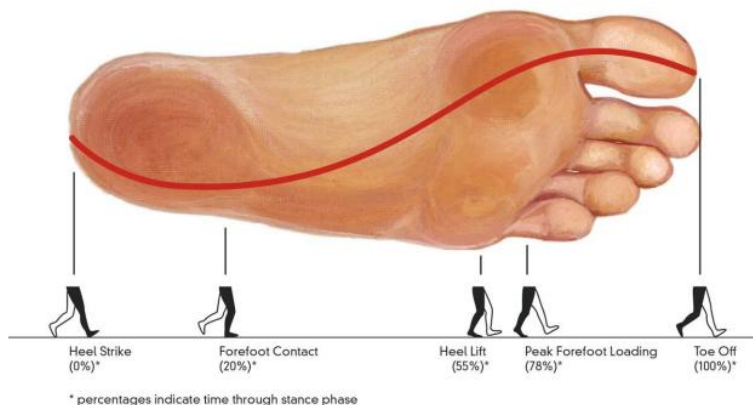


Figura 13: Evolución del baricentro a lo largo del tiempo en una pisada normal. [1]

En la imagen anterior podemos observar la evolución del baricentro a lo largo del tiempo en una pisada normal. Como puede observarse se inicia el apoyo del pie en el talón y va evolucionando por la zona externa del pie al apoyar completamente el mismo en el suelo. Posteriormente el centro de presiones va orientándose hacia el 1° y 2° metatarsiano en dónde comienza la fase de impulso. Finalmente el centro de presiones se desplaza hacia el dedo pulgar en dónde se realiza la fase final del impulso.

El interés de esta representación es poder valorar la evolución del baricentro del paciente con el de una pisada normal como la que aparece en la imagen 14, y si esta difiriera mucho, poder indicarle al usuario que consultara con un profesional.

Como puede observarse es una información muy atractiva visualmente y muy fácil de comprender.

3.3.2 P_{máx}/tiempo

La evolución de la P_{máx} a lo largo del tiempo también es una información de gran interés para el usuario ya que en todo momento va a poder conocer el impacto soportado por su cuerpo en todo el momento de la pisada.

En la siguiente imagen puede observarse un ejemplo de gráfico P_{máx}/tiempo.

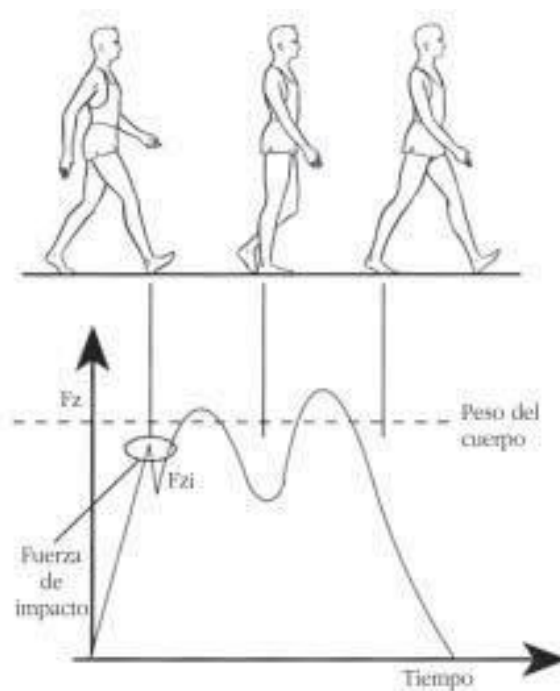


Figura 14: Gráfica P_{máx}/tiempo en el estudio de la pisada. [2]

En la imagen podemos observar como al impactar con el talón se crea un pico de F_{máx} que genera una elevada fuerza instantánea sobre el pie. Posteriormente conforme se va apoyando el pie la presión va aumentando gradualmente hasta que sufre un pequeño descenso al tener el pie completamente apoyado. Posteriormente la F_{máx} va

aumentando paulatinamente a lo largo de la fase de impulso, para disminuir completamente una vez el pie ha despegado.

Independientemente de en qué zona del pie sea soportada esta carga máxima ese impacto va a ser soportado tanto por el tobillo como la rodilla, dos de las articulaciones que más sufren en carrera, por lo que el usuario podrá saber si amortigua correctamente al correr y, lo más importante, si a lo largo del entrenamiento, cuando va apareciendo la fatiga, su técnica de carrera sigue siendo buena o va desmejorándose esa técnica y las fuerzas soportadas son mayores.

Con esta representación podríamos determinar si tenemos una técnica de pisada de talón o de medio pie, interesante a la hora de mejorar nuestro estilo de correr y poder evitar posibles patologías futuras.

3.3.3 Evolución de la zona de P_{máx} en el tiempo

Esta representación resulta interesante para poder ver anomalías en la pisada, puesto que si todo es correcto la evolución de las zonas donde surge la P_{máx} tenderán a ir por la línea del baricentro. En caso de que se detectaran zonas de P_{máx} que difieran mucho de la normalidad se avisaría al cliente de una anomalía y se le asesoraría una visita a un experto. En la siguiente imagen se puede observar como las zonas de P_{máx} van en relación con la línea del baricentro.

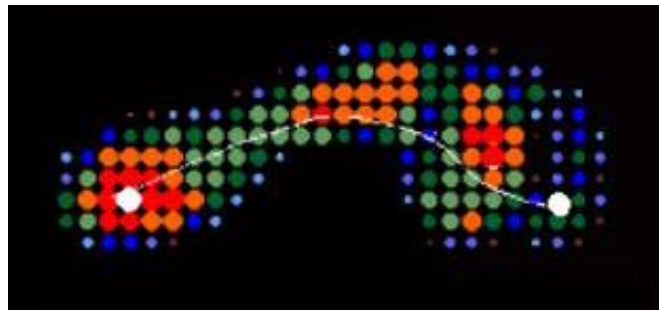


Figura 15: Evolución de zonas de P_{máx} en el tiempo. [3]

4. Conclusiones

Analizando todo lo estudiado anteriormente podemos afirmar que mediante el estudio de la pisada y comparando los resultados obtenidos con unos patrones normalizados podemos detectar anomalías que pudieran desencadenar en posibles patologías futuras.

Teniendo en cuenta la información proporcionada por los expertos se deberán medir las fuerzas generadas en los 9 puntos estratégicos de la zona plantar mediante sensores de presión o fuerza. Con estas medidas se podrán controlar tanto el reparto de presiones, la evolución del baricentro respecto del tiempo así como la evolución de la fuerza máxima respecto al tiempo. Controlando estos parámetros tendremos suficiente información como para determinar el tipo de pisada y si esta difiere de lo normal.

Además se deberá incorporar uno o más acelerómetros en aras de controlar los ángulos Roll, Pitch, Yaw mencionados anteriormente. Esto le otorgará un plus de precisión al dispositivo teniendo totalmente controlados los movimientos de flexión-dorsiflexión, abducción-adducción y pronosupinación. Teniendo información de estos parámetros y añadiéndola a la información obtenida por los sensores de fuerza podremos determinar el tipo de pisada de forma más exacta.

Otro aspecto muy interesante de este estudio es, como hemos indicado anteriormente, la evolución de la pisada a lo largo de la aparición de la fatiga. Así pues, podremos saber cómo afecta la fatiga en nuestra pisada, cosa que con el estudio de la pisada convencional es imposible de calcular. De cara al cliente quizás sea el dato más relevante, donde podrá ver si progresa viendo si va retrasando más el deterioro de técnica soportando mejor la fatiga.

5. Bibliografía

- 01 - Basic Biomechanics. Loftus Foot Care Clinic.
- 02 - A. Camp Faulí, E. Montiel Parreño¹, D. Poveda Verdú¹, L. Salvador Palacios, C. Orgilés Barcelo¹, A. Faulí Marín. Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía. Av Diabetol 2006.
- 03 - Antonio Hurtado Padilla. Uso de la baropodometría. Medigraphic Oct-Dic 2006
- 04 - Marc Schmidt. Desarrollo de un sistema compacto para la medición de propiedades atenuadoras de zapatillas deportivas. Universidad Politécnica de Cataluña, 2013.
- 05 - Deformidades del pie. Universidad complutense de Madrid, 2014.
- 06 - Varick Erickson, Ankur U. Kamthe and Alberto E. Cerpa. Demo Abstract: Measuring Foot Pronation Using RFID Sensor Networks. University of California - Merced, 2009.
- 07 - Instituto de biomecánica de Valencia. www.ibv.org
- 08 - Profesionales del mundo del running. www.cualquierapuedehacerlo.es
- 09 - Tienda de componentes electrónicos China. www.spanish.everychina.com
- 10 - Blog sobre mediciones industriales. www.aitunexpo.blogspot.com.es
- 11 - Comunidad internacional de electrónicos. www.forosdeelectronica.com
- 12 - Measurement Specialties. www.meas-spec.com
- 13 - Fabricante del sensor de film resistivo. www.sensorfilmkit.com
- 14 - Instron, fabricante de la máquina ElectroPuls E1000 www.instron.es
- 15 - Blog de podólogos. www.podologiarosa.blogspot.com.es